

Barras articuladas para la elaboración de prótesis provisionales de carga inmediata: cálculo numérico de la distribución de tensiones.

Eduardo Anitua DDS, MD, PhD^{1,2,3}

Corresponding author

Dr. Eduardo Anitua,
Eduardo Anitua Foundation;
C/ Jose Maria Cagigal 19, 01007 Vitoria, Spain;
Phone: +34 945 160653,
e-mail: eduardo@fundacioneduardoanitua.org

¹Private practice in oral implantology, Eduardo Anitua Foundation, Vitoria, Spain.

²Clinical researcher, Eduardo Anitua Foundation, Vitoria, Spain.

³University Institute for Regenerative Medicine and Oral Implantology - UIRMI. UPV/EHU-Fundación Eduardo Anitua), Vitoria, Spain.

Introducción

Podemos definir la oseointegración como el contacto estable entre el hueso viable y remodelado con la superficie de un implante dental, sin la interposición de tejido conectivo u otro tipo de tejido que no sea hueso¹. Para que esto suceda, debe existir una correcta estabilidad primaria (unión física entre el implante y el lecho receptor) y no producirse micro-movimientos entre el implante y el hueso circundante en la fase en la que la oseointegración se está produciendo²⁻³. Con la carga inmediata se inicia una nueva época en implantología pues se acepta el hecho de que unos ligeros micromovimientos con la orientación correcta (con un rango entre 50 y 150 micrómetros) podrían ser bien tolerados por el hueso generándose la integración del implante de igual forma que si estos micromovimientos no existiesen⁴⁻⁷.

Hoy en día por lo tanto se sabe que los micromovimientos que no superan los 150 micrómetros pueden tolerarse y por ello la carga inmediata tiene sentido en la implantología, pero siempre y cuando se trate de implantes con un alto torque de inserción (30-45 Ncm para prótesis unitarias y 20 Ncm para prótesis múltiples) y la prótesis que se coloque sobre ellos mantenga una tensión ósea adecuada en eje y en acumulación de tensiones al mismo tiempo que no genere torsión o flexión en la masticación que se traduciría en micromovimientos.

Los principales retos en la implantología de carga inmediata son: la confección de las prótesis en un tiempo reducido (menos de 72 horas) con un correcto ajuste pasivo y hermetismo a nivel de la unión

implante-prótesis asegurando además una correcta transmisión de tensiones al implante recién insertado y al conjunto de la prótesis evitando zonas de máxima carga que podrían traducirse en fracturas o fisuras en las prótesis teniendo que ser reemplazadas en momentos en los que el implante se encuentra en un punto de la remodelación ósea que podría dañar la integración. Por ello, el uso de estructuras pre-formadas que nos permitan un correcto ensamblaje rápido y eficaz a la vez que 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.

En el presente artículo presentamos unas estructuras compuestas de barras articuladas que nos permiten la confección de prótesis en un corto período de tiempo, sin soldaduras, lo que disminuye la incidencia de errores y presenta ventajas a la hora de lograr un ajuste pasivo de la estructura⁹⁻¹⁰. En el artículo se ha analizado también el comportamiento biomecánico de las estructuras confeccionadas por este método mediante elementos finitos, logrando así saber si las estructuras son lo suficientemente resistentes para afrontar el período necesario en el que deben encontrarse en boca a la vez que se puede visualizar la acumulación y dispersión de tensiones en las mismas y en conjunto que se integran (implante-hueso).

Material y métodos.

Para analizar desde el punto de vista biomecánico el comportamiento de las prótesis de carga inmediata elaboradas con barras articuladas en diferentes situaciones protésicas, eligiendo varios supuestos que puedan adaptarse a los más empleados en clínica.

Para ello se han realizado ensayos por elementos finitos de tramos de barra articulada sobre dos implantes variando la longitud de la barra y la zona de aplicación de la tensión.

Esto ha dado como resultado una serie de ensayos en los que la longitud de la barra se ha modificado a 5,7,9,11,13,15 y 17 mm (con tensión central en la barra y en los extremos de la misma). Una vez realizada la simulación con la longitud de la barra y la selección del punto de aplicación de la carga ha sido medida la tensión máxima en megapascuales recibida por el extremo de la barra, el centro de la barra, la bola del poste, el implante y el material de resina para la confección de la prótesis provisional. La medida en megapascuales (Mpa) refleja se define como la presión que ejerce una fuerza de 1 newton sobre una superficie de 1 metro cuadrado normal a la misma.

Todos los ensayos se han realizado con implantes BTI, ferulizados por la barra y unidos a la prótesis mediante transepiteliales Multi-im.

Las cargas aplicadas sobre el conjunto fueron de 250 Newtons en los extremos de la barra (250 N en cada extremo), en carga simultánea y 500 Newtons en la zona central de la barra (carga única) (figuras 1 y 2).

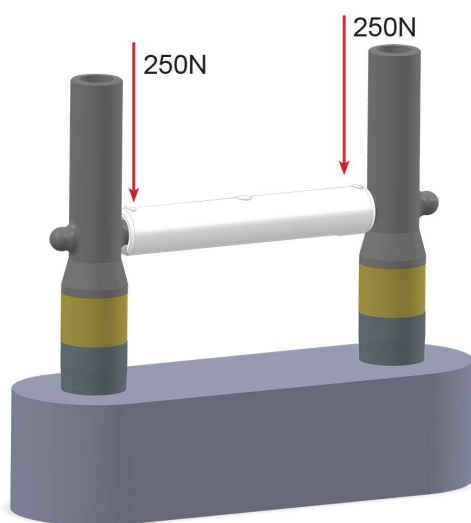


Fig 1. Carga en los extremos de la barra de 250 N en cada extremo.

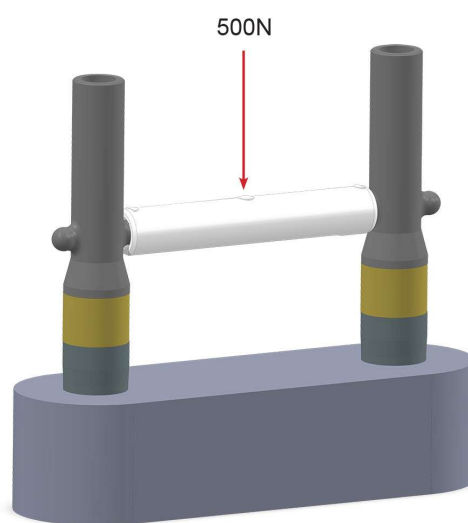


Fig 2. Carga en la zona central de la barra de 500 N en vertical, paralela al eje de los implantes

Una vez obtenidos los datos se ha realizado 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.

a) Carga en los extremos de la barra (250 N en cada extremo).

Al aplicar la carga en ambos extremos de la barra la tensión máxima recibida en la zona correspondiente al extremo de la barra tiene poca variación para las longitudes desde 5 mm hasta 17 mm, existiendo un rango de 828 Mpa para el caso de máxima tensión, correspondiente a la medida de 15 mm y de 794 mm para la longitud de 9 mm de barra. La diferencia entre el máximo y mínimo es por lo tanto de 34 Mpa y la media de 812,14 (+/-14,40). Las medidas registradas para el centro de la barra sufren mayor variación registrándose una medida de 952 Mpa para la longitud de barra de 5 mm y de 514 Mpa para el caso más favorable que en este caso es la longitud de 7 mm. La tensión media registrada en el centro de la barra para todas las longitudes de la misma es de 567,85 Mpa (+/- 262,44). La tensión máxima registrada en la zona de la bola sufre una mínima variación desde 855 Mpa para la longitud de barra

de 7 mm hasta 915 Mpa para la barra de 15 mm, con una tensión media de 888 Mpa (+/- 20,80). La tensión recibida en el implante sufre también poca variación encontrándonos con un mínimo de 124 Mpa para la barra de 9 mm de longitud y un máximo de 151 Mpa para la barra de 15 mm, siendo la tensión media recibida de 137,28 Mpa (+/-10,12). La estructura de resina que se coloca sobre la barra para elaborar la prótesis provisional es la que menos carga máxima recibe en todos los supuestos de la barra siendo las diferencias para las distintas medidas de la misma prácticamente insignificantes (máximo 25,9 Mpa para la medida de 17 mm y mínimo de 23,8 Mpa para la medida de 13 mm, con una media de 24,85 Mpa (+/- 0,77). La totalidad de tensiones recibidas por cada uno de los ensayos se recogen en la tabla 1.

b) Carga en el centro de la barra (500 N en el centro).

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 en la longitud de 5 mm siendo la tensión máxima media para todas las medidas de 242 Mpa (+/- 96,76). La tensión que experimenta el centro de la barra con este ensayo es muy superior, como cabe esperar, 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). Del mismo modo, las tensiones máximas registradas en la bola del poste en este supuesto son mayores, siendo en este caso las máximas de 1808 Mpa para la longitud de 17 mm y de 884 Mpa para la medida de 5 mm con una media 1234,57 Mpa (+/-334,42). La tensión registrada para el implante y para la estructura de la resina es en cambio prácticamente igual que para el supuesto de 250 N en cada extremo, siendo la media para el implante de 136,57 Mpa (+/-17,33) y para la estructura de resina de 28,97 Mpa (+/- 4,12). La totalidad de tensiones recibidas por cada uno de los ensayos se recogen en la tabla 2.

c) Comparativa entre la carga 500N central y 250 N en extremos.

Al analizar la diferencia entre la carga recibida en los distintos puntos medidos en los análisis se obtiene una diferencia estadísticamente significativa entre la tensión máxima recibida en el extremo de la barra (250 N en cada extremo) y la zona central (500N) $p=0,000$ y en la tensión máxima recibida en el centro de la barra para los mismos supuestos $p= 0,006$. No se obtienen diferencias estadísticamente significativas para la tensión máxima recibida en la bola del poste, en el implante o en la resina (Figuras 3 y 4).

CARGA 250N EN EXTREMOS						
Longitud barra (mm)	Tensión máxima (Mpa)					
	Longitud barra	Extremo barra	Centro barra	Bola poste	Implante	Resina
	5	812	9,52	871	131	25,5
	7	808	51,4	855	142	25,2
	9	794	61,3	890	134	24,6
	11	822	63	888	140	25
	13	827	62,3	887	127	23,8
	15	828	61,1	915	151	24
	17	794	59,9	910	146	25,3

Tabla I

CARGA CENTRADA (500N)						
	Tensión máxima (Mpa)					
Longitud barra (mm)	Longitud barra	Extremo barra	Centro barra	Bola poste	Implante	Resina
	5	391	800	884	131	25,7
	7	341	1301	945	123	26,3
	9	264	1061	1029	124	25,2
	11	182	1247	1143	122	27,3
	13	128	1418	1320	134	29,5
	15	158	1652	1513	158	32,4
	17	235	1599	1803	164	36,4

Tabla 2

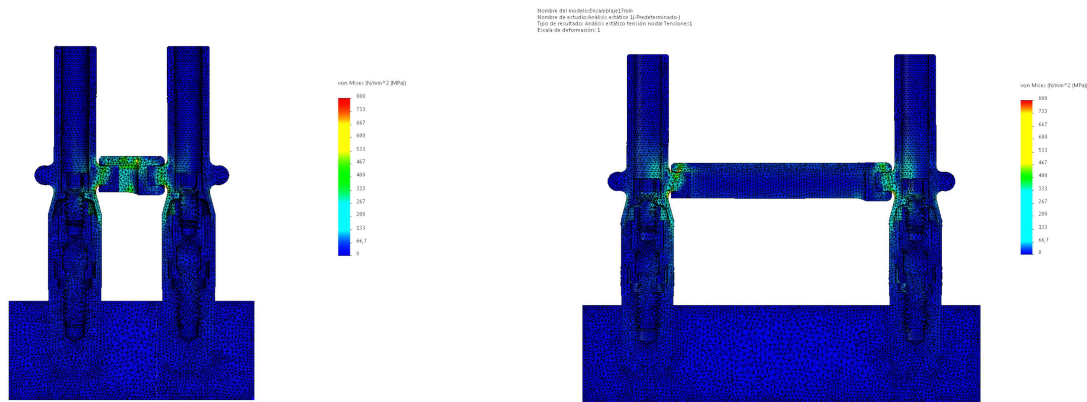


Fig 3. Tensiones en diferentes tramos de la barra con la carga en los extremos de la misma (250 N).
 A) Longitud de barra 5 mm. B) longitud de barra 17 mm.

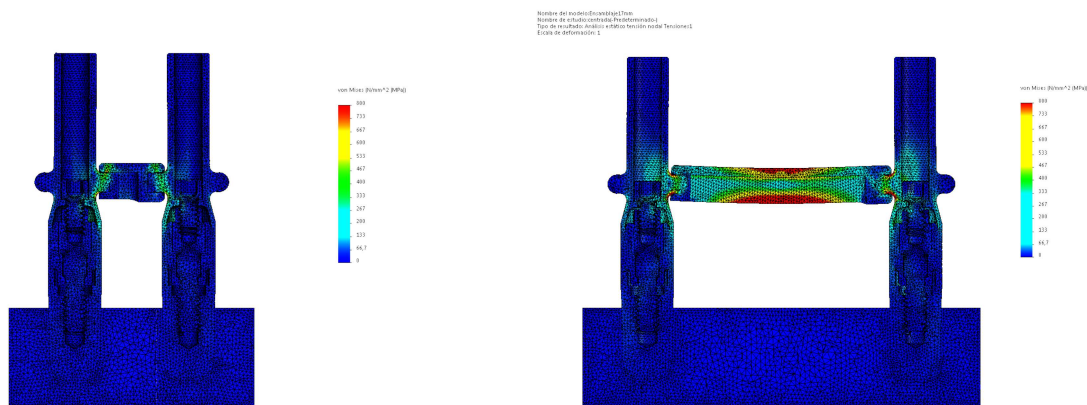


Fig 4. Tensiones en diferentes tramos de la barra con carga en el centro de la misma.).
 A) Longitud de barra 5 mm. B) longitud de barra 17 mm.

Discusión.

La confección de una prótesis de carga inmediata en un tiempo no superior a las 72 horas es un reto para cualquier clínico y laboratorio que quiera realizar este tipo de procedimientos. El hecho de disponer de unos aditamentos que nos garantizan una correcto ajuste y un buen comportamiento del conjunto desde el punto de vista biomecánico puede marcar la diferencia en el éxito de nuestros tratamientos. El uso de elementos articulados que hacen que no sea necesario el uso de soldaduras (simplemente se unen con unión química mediante adhesivo o la propia resina) reduce los riesgos que implica introducir en el algoritmo de la construcción de la prótesis la soldadura o el colado^{9,10}.

En cuanto a la distribución de tensiones, sobre todo a nivel del implante, punto crítico al tratarse de la carga inmediata, las barras que mostramos en el presente trabajo generan una tensión mínima a este nivel. Las cargas utilizadas en los supuestos del estudio llevado a cabo superan las que se relatan para las cargas oclusales convencionales que para tramos de barras en prótesis completa se cifran entre 166 y 420N¹¹⁻¹⁴. y aun así, no se produce una repercusión importante sobre la tensión localizada a nivel del implante.

Cabe tener en cuenta que no podemos afirmar que este estrés sea suficiente o no para minimizar la pérdida ósea aunque la dirección de la carga con estos elementos (barras articuladas) se ejerce de forma axial al implante y con un valor no muy elevado como hemos mencionado. Este hecho apunta a un buen funcionamiento del conjunto pero para evaluar si puede ser nocivo o no para el hueso circundante deben tenerse en cuenta otros factores clínicos como la densidad del hueso, el número de implantes que intervienen en la prótesis, el diámetro y longitud del implante insertado y en la carga inmediata, el torque de inserción del implante a rehabilitar¹⁵.

La distancia entre los implantes y por lo tanto entre los segmentos de la barra no tiene ninguna repercusión en el conjunto cuando se trata de carga en los extremos de la barra, encontrándose mayor relación cuando se trata de carga vertical (500N) en el centro del conjunto, viéndose en este caso un mayor incremento de la tensión con diferencias estadísticamente significativas para la tensión en el centro de la barra y en los extremos ($p < 0,05$). En ensayos realizados sobre barras de sobredentadura con dos implantes se han observado también diferencias entre el estrés recibido por la zona central de la barra y las zonas laterales al aplicar tensión, registrándose en estas dos zonas los valores más altos, al igual que en nuestro estudio¹⁴.

BIBLIOGRAFÍA

1. **Zerón A.** *Oseointegración: serendipia o razonamiento científico. Revista Mexicana de Odontología clínica* 2006;1:4-9.
2. **Davies JE.** *Mechanisms of endosseous integration. Int J Prosthodont* 1998; 11: 391-401.
3. **Pilliar RM.** *Quantitative evaluation of the effect of movement at a porous coated implant-material interface In: Davies JEs, ed. Proceedings of the The bone-biomaterial interface. University of Toronto Press, 1991: 380-387.*
4. **Akagawa Y, Hashimoto M, Kondo N, Satomi K, Takata T, Tsuru H.** *Initial bone-implant interfaces of submergible and supramergible endosseous single-crystal sapphire implants. J Prosthet Dent* 1986; 55: 96-100.
5. **Galindo-Moreno P, Padial-Molina M, Avila G, Rios HF, Hernandez-Cortes P, Wang HL.** *Complications associated with implant migration into the maxillary sinus cavity. Clin Oral Implants Res* 2012; 23: 1152-1160.
6. **Brunski JB.** *In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. Adv Dent Res* 1999; 13: 99-119.
7. **Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH.** *Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. Clin Oral Implants Res* 2000;11:12-25.
8. **Esposito M, Grusovin MG, Maghaireh H, Worthington HV.** *Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. Cochrane Database Syst Rev* 2013;3:CD003878.
9. **Mehl CJ, Steiner M, Ludwig K, Kern M.** *Wear, microleakage and plastic deformation of an implant-supported chair-side bar system. The Journal of Advanced Prosthodontics.* 2015;7:323-328.
10. **Kim H-Y, Kim RJ-Y, Qadeer S, Jeong C-M, Shin S-W, Huh J-B.** *Immediate loading on mandibular edentulous patient with SFI Bar® overdenture. The Journal of Advanced Prosthodontics.* 2011;3:47-50.
11. **Fontijn-Tekamp, F.A., Slagter, A.P., van't Hof, M.A., Geertman, M.E., Kalk, W., 1998.** *Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. J. Dent. Res.* 77, 1832–1839
12. **Suzuki, T., Kumagai, H., Watanabe, T., Uchida, T., Nagao, M., 1997.** *Evaluation of complete-denture occlusal contacts using pressure-sensitive sheets. Int. J. Prosthodont.* 10, 386–391.
13. **Tanaka, M., Ogimoto, T., Koyano, K., Ogawa, T., 2004.** *Denture wearing and strong bite force reduce pressure pain threshold of edentulous oral mucosa. J. Oral Rehabil.* 31, 873–878
14. **Deslis A, Hasan I, Bourauel C, Bayer S, Stark H, Keilig L.** *Numerical investigations of the loading behaviour of a prefabricated non-rigid bar system. Annals of Anatomy* 2012;194:538-544.
15. **Sahin S, Cehreli MC, Yalçin E.** *The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. J Dent.* 2002 Sep-Nov;30(7-8):271-82.