

Evaluación del Comportamiento de Dos Sistemas de Ajustes Uniendo Diente e Implante Asociados con una Prótesis Parcial Removible con Extensión Distal: Análisis de Elementos Finitos

Evaluation of the Behavior of Two Attachments Systems in the Tooth-Implant Connection Associated With a Distal Extension Removable Partial Denture: Finite Element Analyses

Eliana Cecilia Cardona Cardona¹; Julio Cesar Escobar Restrepo¹;
Federico Latorre Correa¹ & Junes Abdul Villarraga Ossa²

CARDONA, C. E. C.; ESCOBAR, R. J. C.; LATORRE, C. F. & VILLARRAGA, O. J. A. Evaluación del comportamiento de dos sistemas de ajustes uniendo diente e implante asociados con una prótesis parcial removible con extensión distal: análisis de elementos finitos. *Int. J. Odontostomat.*, 11(3):353-362, 2017.

RESUMEN: el propósito de esta investigación fue evaluar la distribución de esfuerzos bajo cargas verticales en la conexión diente-implante utilizando dos sistemas de ajustes, conectados a una prótesis parcial removible (PPR) inferior por el método de elementos finitos (MEF). Usando los software CAD Solid Works 2010 y ANSYS versión 14 se diseñó, procesó y analizó el modelo tridimensional de una PPR inferior reemplazando 35, 36 y 37 soportada en mesial por coronas ferulizadas de 33 y 34 y en distal por un implante en posición de 37 (TaperedScrew-Vent® Zimmer). Se evaluaron dos sistemas de ajuste en la conexión diente –implante. Se midieron los valores de los esfuerzos von Mises sometiendo cada corona y diente de acrílico a cargas verticales desde los 200N con incrementos de 100N hasta los 800N, en ambos modelos no se observaron diferencias entre los valores von Mises en todas las estructuras y ante las cargas no hubo deformaciones permanentes. Estructuras como el hueso y el ligamento periodontal no presentaron valores von Mises altos, en ninguno de los modelos. La conexión diente-implante en ambos modelos, mostró una distribución de esfuerzos favorable al utilizar dos sistemas de ajustes asociados a una PPR, sometiéndola a diferentes niveles de carga en dirección vertical.

PALABRAS CLAVE: Prótesis parcial removible, diente pilar, sistemas de retención, implante dental, análisis de elementos finitos.

INTRODUCCIÓN

Las indicaciones para una prótesis parcial removible (PPR), son una mezcla subjetiva de consideraciones profesionales, funcionales, culturales y económicas, más que a evidencias científicas. La mayoría de las PPR con extensiones distales clase I y II de Kennedy, dejan de ser usadas por la retención de alimentos y la presencia de zonas de sobrecompresión (Mijiritsky, 2007). Estas prótesis, son inestables, poco retentivas y presentan palancas que favorecen la reabsorción ósea. Por eso, se han diseñado otras alternativas de prótesis donde se adicio-

nan ajustes o dispositivos mecánicos en los dientes pilares, para mejorar la retención, estabilidad, función masticatoria y aumentar la durabilidad. (Wöstmann *et al.*, 2005).

Los ajustes ERA de la casa comercial Sterngold son ajustes resilientes extracoronarios, se dividen en tres tipos: estándar, reducido vertical (RV) y micro ERA. Presentan una resiliencia vertical de 0,4 mm, favoreciendo la distribución de los esfuerzos en la extensión distal de las prótesis (Ku *et al.*, 2000).

¹ Facultad de Odontología, Odontología integral del adulto con énfasis en Prosthodontia, Universidad de Antioquia, Colombia.

² Universidad Nacional de Colombia de Medellín. Phs. Msc Mechanical Engineering, Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela.

Otra alternativa, es la inserción de un implante en las zonas distales edéntulas, para reducir la extensión de las bases de la prótesis, proporcionando la misma estabilidad que da un diente pilar posterior en una clase III de Kennedy (Cunha *et al.*, 2008). Ajustes resilientes como el Locator de la casa comercial Zest Anchors (Escondido, California, USA) son usados. Estos ajustes tienen una retención dual (interno y externo) y su diseño cuenta con unos beneficios de una altura mínima como requisito de 3,7 mm y un mayor corte transversal para la resistencia (Evtimovska *et al.*, 2009).

La combinación de ambas alternativas, genera da una conexión diente-implante, con un comportamiento biomecánico complejo que se caracteriza por diferencias en la movilidad entre un implante oseointegrado y un diente que posee ligamento periodontal (Lin & Wang, 2003; Thomas & Beagle, 2006).

Complicaciones biológicas y técnicas han sido reportadas a 10 años en las prótesis parciales fijas y removibles, soportadas por el sistema de conexión no rígidas entre diente e implante: tratamientos endodónticos y en los tejidos periimplantares, además de fallas en las estructuras e intrusión en los dientes pilares se han presentado. Sin embargo, reportes de fracturas de los tornillos y pilares de implantes han sido escasos (Nickenig *et al.*, 2008).

Los estudios clínicos y de tipo experimental donde la conexión diente-implante ha sido descrita no han ofrecido suficiente información sobre el comportamiento biomecánico de la conexión diente-implante, asociada a una prótesis parcial removible de extensión distal. Herramientas como el método de elementos finitos (MEF) se ha introducido en las investigaciones medicas y odontológicas por su capacidad para reproducir el comportamiento biomecánico de estructuras anatómicas (Geng *et al.*, 2001). El propósito de esta investigación fue evaluar el comportamiento y la distribución de esfuerzos en la conexión diente-implante utilizando fuerzas verticales aplicadas a dos sistemas de ajustes, uno sobre diente y otro sobre implante, conectados a una PPR con extensión distal inferior por medio del método de análisis de elementos finitos.

MATERIAL Y MÉTODO

Se diseñó un modelo tridimensional usando el software CAD SolidWorks 2010 y posteriormente se procesó y analizó a través del software ANSYS versión 14.

El modelo represento una conexión diente-implante a través de una PPR y se dividió en 2 modelos con diferentes variaciones en los sistemas de ajustes. (Tabla I).

Para ambos modelos se evaluaron los esfuerzos von Mises en diferentes cargas que iban desde los 200N hasta los 800N y se describió el comportamiento de las diferentes estructuras protésicas modeladas y los efectos generados en las interfaces hueso-implante y hueso-diente, según la carga aplicada y según la condición de resiliencia o rigidez en los sistemas de ajuste.

Modelado geométrico tridimensional: Todas las estructuras se modelaron de forma individual a partir de un diseño dibujado.

Una hemimandíbula fue modelada a partir de un corte sagital extraído de una imagen tomográfica del maxilar inferior, incluyendo el hueso alveolar y cortical. Se simulo un hueso tipo D2 característico del maxilar inferior posterior (Misch, 2009).

Se modelo una estructura rígida (conector mayor tipo barra lingual) de una PPR en el maxilar inferior reemplazando 35, 36 y 37 soportada en mesial por coronas metal-cerámicas ferulizadas de 33 y 34; y en distal por un implante oseointegrado TaperedScrew-Vent® en posición de 37, de la casa comercial Zimmer Dental (Carlsbad, California, USA), con dos tipos de ajustes, uno ERA-RV® de la casa comercial Stern Gold, (Attleboro, MA, USA) posicionado en la corona protésica del primer premolar, y un ajuste Locator (Escondido, CA, USA) ubicado sobre el implante en posición del 37.

Tabla I. Características de los modelos y sus variaciones.

Modelos	Ajuste en diente (34)	Ajuste en implante (37)
Modelo 1	ERA-RV rígido sin discrepancia	Locator resiliente
Modelo 2	ERA-RV resiliente con discrepancia de 0.4 mm	Locator resiliente

Tabla II. Medidas de las coronas y las raíces para el canino y el primer bicúspide respectivamente

Diente	Longitud (mm)	Amplitud mesiodistal (mm)	Amplitud vestibulolingual (mm)
Corona canino inferior ²²	11	6,8	7,7
Corona primer bicúspide inferior ²³	8,8	7	7,8
Raíz canino inferior ²²	15,9	5,2	7,5
Raíz primer bicúspide inferior ²³	14,4	4,8	7

Las medidas anatómicas de los dientes pilares se describen en la Tabla II. El 33 y 34 se ferularon por su estructura metálica con un conector cuya área fue de 9 mm².

Las preparaciones dentales cumplieron con los principios de tallado, con un ángulo de convergencia de 10° y una longitud incisivo cervical mínima de 4 mm para el canino y ocluso cervical de 3 mm para el primer bicúspide (Rosenstiel, 2006). Para el bicúspide

se realizó un desgaste de 2 mm en su superficie distal, donde se ubicó el ajuste.

El ligamento periodontal para cada diente se diseñó teniendo en cuenta un espesor en la periferia de la raíz de 0,2 mm, ubicado a 1,5 mm de la unión cemento amélica.

El implante localizado en la zona de 37 se modeló de 10mm de longitud x 3,7 mm de diámetro con una plataforma de 3,5 mm de diámetro Tapered Screw-Vent (ref. TSVB10 Zimmer Dental) de hexágono interno con su respectivo tornillo de titanio (Zimmer Dental, 2009). La barra lingual de la PPR de aleación de cromo cobalto, con forma de media pera situado a 4mm por debajo de la unión amelo cementaria y hasta la línea de mayor contorno de los dientes modelados, con bordes redondeados y base de resina acrílica con dientes a reemplazar (35, 36 y 37) igualmente de resina acrílica. Los ajustes fueron para la corona dental un ERA-RV de la casa comercial Sterngold con una resiliencia de 0,4 mm, con sus respectivas partes, macho en la estructura protésica de la PPR y el anillo receptor hembra en la corona y para el implante un ajuste Locator con su parte macho de la casa comercial Zest Anchors tipo estándar de 5lb con sus dos componentes interno y externo (Ku *et al.*; Alan & David 2009) (Fig. 1).



Fig.1. Imagen renderizada de la hemimandíbula con la estructura de la PPR y los sistemas de ajuste con las coronas ferulizadas del 33 y 34 y el implante.

Se contó con propiedades isotrópicas para el ligamento periodontal, dientes, aleaciones metálicas, cerámica feldespática, acrílicos de dientes y base protésica, implante, tornillo y la estructura metálica de los ajustes con sus parte macho en nylon. En la Tabla III se identifican las propiedades ortotrópicas para el hueso cortical y trabeculado. Tabla III.

Se obtuvo una malla sólida con elementos tetraédricos para obtener una mejor aproximación de la geometría de las partes. Se realizó un análisis elástico lineal y no lineal (Tabla IV y Fig. 2).

Condiciones de la carga: La condición de precarga

Tabla III. Propiedades mecánicas de las estructuras y materiales modelados.

Material	E módulo de elasticidad (MPa)			V Coeficiente de Poisson			Limite de fluencia (MPa)*
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	
Hueso cortical	10,640	13,490	19,600	0,295	0,10	0,115	60-120
Hueso trabeculado	315	390	942	0,295	0,10	0,115	60-120
Dentina	18,600	18,600	18,600	0,31	0,31	0,31	
Implante y housing del Locator en Titanio	110,000	110,000	110,000	0,34	0,34	0,34	800
Estructura Metálica cromo cobalto (PPR)	224,000	224,000	224,000	0,33	0,33	0,33	710
Nylon (ajustes)	2,400	2,400	2,400	0,35	0,35	0,35	45
Cerámica feldespática para coronas IPS e Max Ceram®.	69,000	69,000	69,000	0,28	0,28	0,28	90
Estructura metálica para coronas en metal noble Pd 78.8% Au 2%	97,000	97,000	97,000	0,33	0,33	0,33	400
Polimetilmetacrilato (base acrílica de PPR, Veracril® de New Stetic)	4,100	4,100	4,100	0,35	0,35	0,35	9
Resina acrílica de diente de PPR (Duraton-e®, New Stetic)	4,100	4,100	4,100	0,35	0,35	0,35	9
Ligamento periodontal	68,9	68,9	68,9	0,45	0,45	0,45	
Pulpa	2	2	2	0,45	0,45	0,45	
Encía	19,6	19,6	19,6	0,30	0,30	0,30	

*MPa: megapascales.

en el tornillo Locator se realizó mediante la aplicación de una carga térmica empleando una fórmula matemática ($T = KFd$) sobre las roscas del tornillo, donde T es igual al torque, K es igual a 0,2 F es la fuerza axial y d es igual al diámetro del tornillo. Esa contracción térmica uniaxial acorta el área entre las roscas, creando la precarga en el tornillo y generando una fuerza entre éste y el implante, sin disminuir el diámetro original del implante (Alkan *et al.*, 2004). La cantidad de torque del tornillo fue de 30 Ncm según lo recomendado por la casa fabricante (Zimmer Dental).

La carga estática se realizó en cada modelo sometiendo cada corona y diente de acrílico a fuerzas verticales a nivel de la fosa central para los molares y bicúspides y superficie inciso vestibular para el canino. La carga inicial fue de 200 N con incrementos de 100 N hasta 800 N y se analizó el comportamiento de los diferentes componentes (Fig. 3).

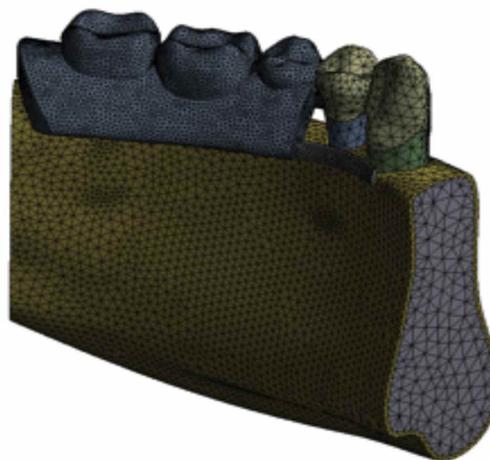


Fig. 2. Malla sólida tetraédrica de las estructuras para cada modelo.

Tabla IV. Detalles de la malla de los modelos.

Características de la malla	Modelo 1	Modelo 2
Tipo de malla	Malla sólida tetraédrica	Malla sólida tetraédrica
Tamaño de elementos	0,75 mm	0,75 mm
Número total de nodos	617,347	605,523
Número total de elementos	388,159	380,712
Máxima relación de aspecto	0,852	0,842

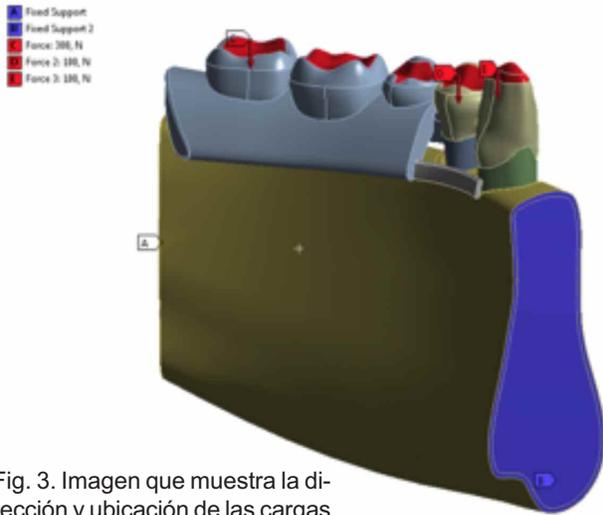


Fig. 3. Imagen que muestra la dirección y ubicación de las cargas (áreas en rojo) en el modelo.

RESULTADOS

En la Tabla V se resumen los valores de los esfuerzos von Mises para cada estructura en ambos modelos, en la mayoría los valores aumentan proporcionalmente a la carga. Ningún valor superó el límite elástico de los materiales de las estructuras modeladas. En la Figura 4 se observa como fue la concentración de los esfuerzos en ambos modelos.

Distribución de esfuerzos en la estructura metálica: Bajo una carga estática de 200N, la estructura metálica reveló un valor máximo de esfuerzo von Mises para el modelo 1(sin resiliencia en el ERA) de 59,73 MPa y para el modelo 2 (con resiliencia en el ERA) de 58,43 MPa. Bajo una carga de 500N, el máximo esfuerzo von Mises para el modelo 1 fue de 147.82 MPa y para el modelo 2 fue de 144.5 MPa, ubicándose dicha concentración de esfuerzos en ambos modelos a

nivel del borde lingual de la estructura y en borde mesial de la circunferencia que rodea el tornillo Locator (Fig. 5), a 800N, el máximo esfuerzo von Mises que presentó dicha estructura para el modelo 1 fue de 235,38 MPa y para el modelo 2 fue de 230,56 MPa, sin superar el límite de fluencia del material.

Distribución de esfuerzos en el acrílico: El máximo esfuerzo von Mises para la estructura acrílica de la PPR bajo una carga de 200 N en el modelo 1 fue de 16,2 MPa y en el modelo 2 fue de 26,56 MPa, dichos valores ya superaban el límite de fluencia del material mas no su módulo de elasticidad. Bajo la carga estática de 500 N los valores fueron para el modelo 1 de 41,38 MPa y para el modelo 2 de 66,43 MPa. La concentración de estos esfuerzos se encontró en las zonas internas que se hallan en contacto con el housing del sistema Locator y con el nylon del sistema ERA, notándose mayor concentración en el modelo 2 a nivel del sistema ERA resiliente. La Figura 6 muestra la concentración de los esfuerzos von Mises en ambos modelos bajo una carga de 500 N.

Distribución de esfuerzos en la hembra del sistema ERA: En el sistema ERA en la parte hembra, la concentración de los esfuerzos se dio a nivel del cuello de ésta en la superficie lingual (Fig. 7). Los máximos esfuerzos von Mises bajo carga de 200 N en el modelo 1 fue de 68,98 MPa y en el modelo 2 fue de 75,10 MPa. A 800 N los valores fueron de 272,86 MPa en el modelo 1 y de 293,5 MPa en el modelo 2. Todos estos valores se encontraban por debajo del límite de fluencia del material.

Distribución de esfuerzos en el implante: Los máximos esfuerzos von Mises en el implante bajo una carga de 200 N fueron para el modelo 1 de 160 MPa y para el modelo 2 de 145 MPa, bajo una carga de 500 N los valores fueron para el modelo 1 de 160 MPa y para el modelo 2 de 146 MPa. En la Figura 8

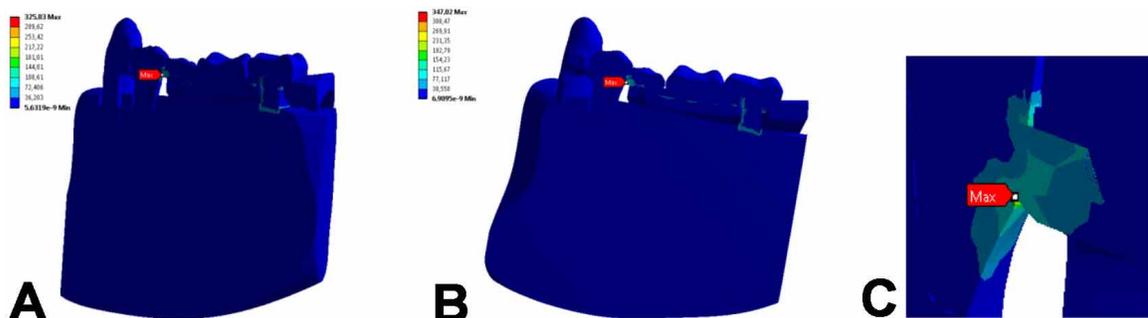


Fig. 4. Área de mayor concentración de los esfuerzos von Mises al unificar todas las estructuras en los modelos

Tabla V. Valores en MPa de los esfuerzos máximos von Mises en cada estructura de ambos modelos.

Carga aplicada:	200 N	300 N	400 N	500 N	600 N	700 N	800 N
Estructura metálica							
modelo 1	59,76	89,11	118,47	147,82	177,17	206,52	235,88
modelo 2	58,43	87,12	115,81	144,50	173,18	201,87	230,56
Implante							
modelo 1	160	157	160	160	160	160	160
modelo 2	145	147	146	146	149	151	153
Acrílicos							
modelo 1	16,20	24,6	32,99	41,38	49,78	58,17	66,57
modelo 2	26,56	39,85	53,14	66,43	79,72	93,01	106,3
Cerámica							
modelo 1	133,44	197,57	261,7	325,83	389,96	454,08	518,21
modelo 2	141,8	210,21	278,62	347,02	415,43	483,84	552,25
Housing							
modelo 1	180	178	185	211	237	268	314
modelo 2	179	177	188	214	244	279	315
Nylon locator							
modelo 1	6,56	6,91	7,31	7,75	8,24	9,20	10,28
modelo 2	6,58	6,94	7,35	7,81	8,38	9,44	10,56
Hembra o tornillo locator							
modelo 1	149	154	174,87	207,91	240,99	274,12	307,26
modelo 2	151	157	177,8	211,57	245,4	279,25	313,13
Nylon ERA							
modelo 1	8,13	12,20	16,27	20,34	24,41	28,47	32,54
modelo 2	7,64	11,45	15,27	19,08	22,90	26,71	30,53
Hembra ERA							
modelo 1	68,98	103,79	137,61	171,42	205,23	239,05	272,86
modelo 2	75,10	111,5	147,9	184,3	220,7	257,1	293,5
Raíz Premolar							
modelo 1	11,21	16,74	22,26	27,78	33,04	38,82	44,34
modelo 2	11,30	16,87	22,44	28,01	33,57	39,14	44,71
Raíz Canino							
modelo 1	7,62	11,41	15,19	18,98	22,76	26,55	30,33
modelo 2	7,62	11,40	15,18	18,96	22,74	26,53	30,31
LP premolar							
modelo 1	1,25	1,86	2,48	3,09	3,71	4,32	4,94
modelo 2	1,25	1,87	2,48	3,10	3,72	4,34	4,95
LP canino							
modelo 1	0,82	1,24	1,65	2,07	2,48	2,90	3,32
modelo 2	0,82	1,23	1,64	2,05	2,46	2,88	3,29
Cortical							
modelo 1	13,4	13	13,2	13,6	15,7	18,1	21,3
modelo 2	10,6	13	13,2	14	16,3	18,7	21,3
Esponjoso							
modelo 1	3,0	4,5	6,02	7,53	9,05	10,56	12,07
modelo 2	2,9	4,5	6,02	7,53	9,04	10,55	12,58

*N: Newtons *MPa: megapascales.

se observa que la concentración de éstos esfuerzos bajo la carga anterior se localizaron en la zona interna de la plataforma del implante. Ante la carga de 800 N los valores siguieron siendo constantes, dándose para el modelo 1 de 160 N y para el modelo 2 de 153 N.

Los valores no superaron el límite de fluencia del material (Fig. 8).

Distribución de esfuerzos en los nylons de ambos sistemas: La concentración de los esfuerzos von Mises

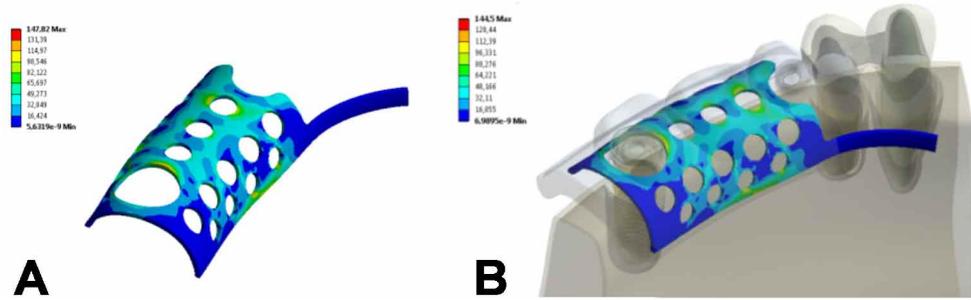


Fig. 5. Imágenes que representa la concentración de los esfuerzos von Mises bajo una carga de 500 N.

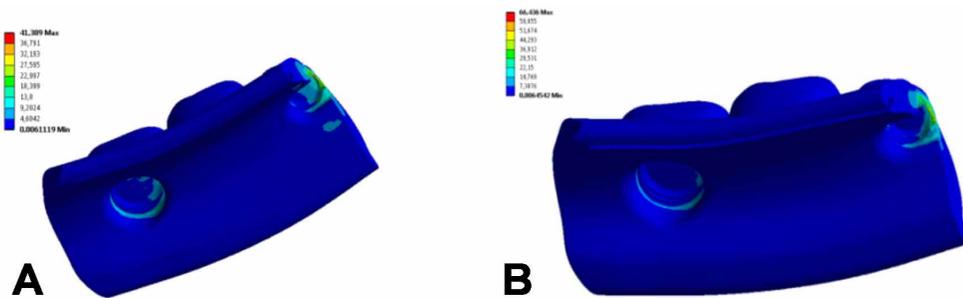


Fig. 6. Imágenes que representa la concentración de los esfuerzos von Mises en el acrílico bajo una carga de 500 N.

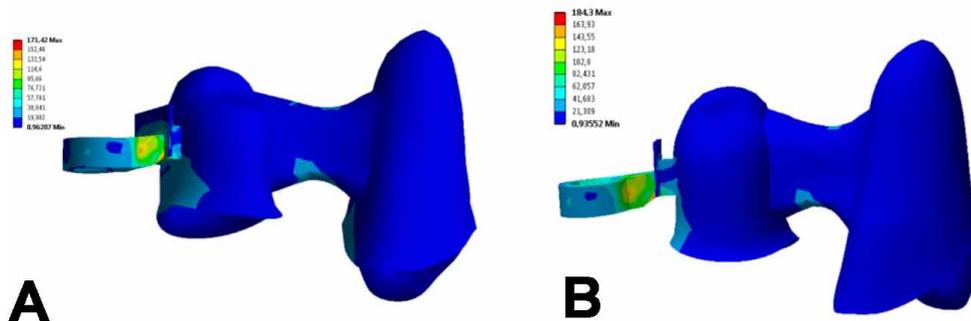


Fig. 7. Máximos esfuerzos von Mises en la estructura hembra del sistema ERA bajo una carga de 500 N.

en el nylon Locator estuvo ubicada periféricamente en la superficie interna de éste y en el nylon del ERA se ubicó externamente a nivel de un ángulo de la ventana que se localiza mesial de la estructura acrílica y metálica de la PPR y que se halla directamente en contacto con el cuello de la parte hembra de dicho ajuste, (Fig. 9). El comportamiento de los nylons en ambos sistemas

fue similar, hallándose valores von Mises más inferiores en el sistema ERA con resiliencia (modelo 2).

Distribución de esfuerzos en las estructuras biológicas: Con respecto a las estructuras biológicas como el hueso cortical, el hueso esponjoso, el ligamento periodontal y las raíces de los diente pilares

(canino y primer premolar), la aplicación de las diferentes cargas estáticas arrojaron valores que no alcanzaron a superar los límites elásticos de dichos tejidos. En la Figura 10a se observa como la distribución y concentración de los esfuerzos en el hueso cortical, bajo una carga de 500 N, se ubica en ambos modelos en la superficie crestal adyacente al implante y en la Figura 10b se observa en la raíz del premolar que la concentración se ubica sobre la superficie distal desde la línea de terminación cervical hacia el tercio medio radicular.

DISCUSIÓN

La introducción de los implantes en el diseño de una PPR clase I de Kennedy trae como ventaja la disminución del brazo de palanca pasando de una clase I a clase III de Kennedy, aumentando la retención y estabilidad de la base protésica. Lo anterior ha sido confirmado por estudios clínicos retrospectivos, reportes de casos y por MEF (Mitrani *et al.*, 2003; Mijiritsky; Cunha *et al.*; Turkyilmaz, 2009).

En este estudio, se evaluó el comportamiento biomecánico de dos modelos ante diferentes métodos de retención. En ambos modelos se dio una mayor concentración de esfuerzos en el implante debido a su mayor modulo elástico comparado con el diente pilar, estos se ubicaron en la cresta ósea, independiente del tipo de conexión en el diente (rígido o resiliente), coincidiendo con lo encontrado en otros estudios, donde las diferencias biomecánicas por la ausencia del ligamento periodontal en el implante hace que el centro de rotación se ubique mas crestal, a diferencia del diente donde la concentración es más uniforme a lo largo de la superficie radicular. Esto hace que la ferulización se comporte como un cantiliver sobrecargando el implante (Menicucci *et al.*, 2002; Pellizzer *et al.*, 2010; Michalakis *et al.*, 2012).

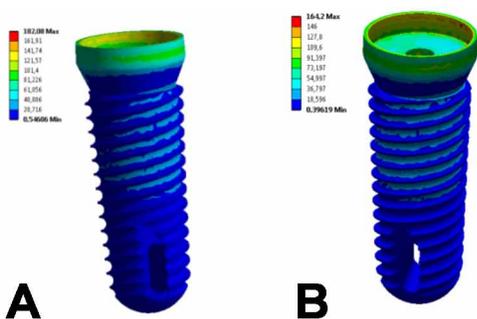


Fig. 8. Máximos esfuerzos von Mises en el implante bajo una carga de 500N.

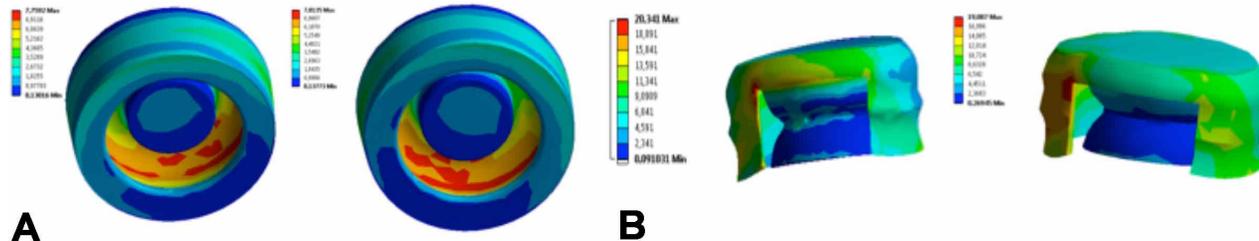


Fig. 9. Muestra las áreas donde hubo la mayor concentración de los esfuerzos Von Mises bajo una carga de 500N en los nylons de ambos sistemas de ajustes.

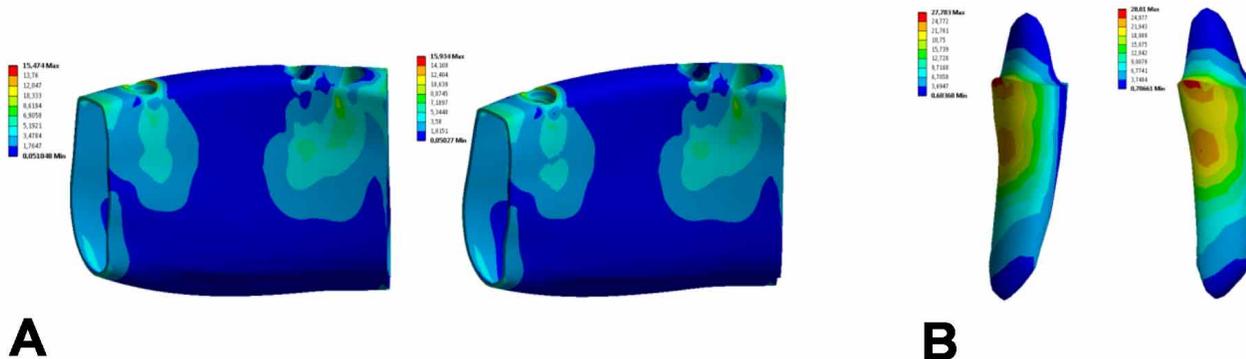


Fig. 10. Áreas de concentración de los esfuerzos von Mises en el hueso cortical (a) y en la raíz del premolar (b) observada en ambos modelos, bajo una carga de 500 N.

Se observó un mayor von Mises para el implante en el modelo 1 (rígido vs resiliente), lo que indica que la utilización de dos componentes resilientes (modelo 2), favorece una mejor distribución de esfuerzos al diente pilar y al implante, debido a la transmisión de esfuerzos al reborde residual que permite el movimiento vertical de la PPR. A pesar de esta diferencia los resultados obtenidos en nuestro estudio no superan los límites de fluencia de los materiales, por lo tanto se puede decir que ambos modelos podrían funcionar ante cargas masticatorias normales. Esto coincide con los resultados del estudio (Pellizzer *et al.*), quienes evaluaron el comportamiento biomecánico de una PPR a extensión distal asociada a un implante, ellos diseñaron 5 modelos para evaluar diferentes sistemas de retención en el implante sin contemplar alguna en el diente. El modelo que obtuvo resultados más bajos fue el diseñado con el sistema ERA, el cual presentó valores similares a nuestros modelos ante cargas axiales entre 80 y 85 MPa, los autores sugirieron que dicho comportamiento fue debido probablemente al movimiento vertical que presenta el sistema en condición de resiliencia y al material nylon del componente macho.

En nuestro estudio se observó una mayor concentración de los esfuerzos en el sistema Locator, para ambos modelos, esto coincide con la mayor distribución de esfuerzos sobre el implante, lo que hace pensar que existe una mayor carga del binomio implante-Locator ante las cargas oclusales que del binomio diente-Era RV; aún así estos valores no superan el límite de fluencia de los materiales. Estos resultados coinciden con los encontrados por Pellizzer *et al.* donde argumentan que los esfuerzos se puedan minimizar dependiendo del sistema de retención utilizado, favoreciendo al sistema resiliente, a pesar de que no contemplaron ningún sistema de retención en el diente y a su vez no diseñaron un pilar secundario y ferulizado dentro de sus modelos.

El ajuste ERA, en nuestro estudio, mostró una mayor concentración de esfuerzos en el cuello del componente hembra, hallazgos similares se encontraron en un estudio de MEF (Wang *et al.*, 2011), donde se comparó el efecto mecánico de dos tipos de ajustes extracoronaes uno rígido y otro resiliente en una PPR con extensión distal sobre el reborde alveolar y el LP del pilar dental. Esto se explica, porque dicha zona comprende áreas cuya geometría reducida concentran más los esfuerzos. A diferencia de nuestro estudio, no se modeló un implante con ajuste en la zona distal del reborde edéntulo y tampoco aplicaron cargas mayores de 350 N.

En nuestro estudio el hueso, el ligamento periodontal y las raíces dentales, presentaron unos valores von Mises acordes con el módulo de elasticidad de estas estructuras y que aumentaban proporcionalmente a mayor magnitud de la carga, en ambos modelos. Esto se puede explicar porque en una PPR retenida únicamente por ajuste o retenedores indirectos sobre pilares dentales sin la presencia de un implante distal, se produce una distribución de los esfuerzos mayor sobre las estructuras biológicas de soporte debido a la presencia de palancas.

En un estudio de MEF bidimensional (Pellizzer *et al.*) se encontró que el ligamento periodontal del diente pilar presentó una mayor concentración de esfuerzos (61,99 MPa) a comparación del nuestro (0,82-3,29MPa), probablemente debido a que el pilar no se ferulizó a otra estructura dental y además no se usó un ajuste, sino un retenedor indirecto tipo gancho, generándole mayor concentración de esfuerzos. Los autores sugieren que en la conexión diente-implante asociado a una PPR es recomendable la utilización de sistemas de retención resilientes para el implante y no la utilización de una corona implantada soportada.

El beneficio de la integración de los ajustes o de elementos de soporte sobre implantes asociados a una PPR también fue encontrado en un estudio fotoelástico (Rodríguez *et al.*, 2013), la concentración, distribución y presión de las cargas fueron ligeramente menores en una PPR retenida por un ajuste tipo bola o tornillo de cicatrización, que en una PPR convencional. Al igual que nuestro estudio, concluyo que la colocación de un implante en la extensión distal mejora la retención de una PPR y la distribución de los esfuerzos alrededor del tejidos como el hueso y el ligamento periodontal.

El comportamiento del nylon del sistema Locator, mostró menor concentración de esfuerzos independiente de la magnitud de la carga, esto debido a que el housing del componente macho concentró más las cargas que el resto de los componentes en ambos modelos. Esto coincide con lo reportado por la casa comercial (Zest Anchors, 2013).

Según lo encontrado en nuestro estudio en ambos modelos, la dirección y la cantidad de la carga no generaron resultados catastróficos en ninguna de las estructuras diseñadas. Para futuras investigaciones se sugiere evaluar el comportamiento de las estructuras estudiadas bajo las mismas cargas con diferentes direcciones, analizar la distribución de esfuerzos con un sistema de retención rígido sobre el implante y que analizar el comportamiento de una PPR soportada solamente por implantes.

En conclusión el comportamiento biomecánico de la conexión diente-implante asociada a la PPR modelada en el presente estudio fue favorable al utilizar dos sistemas de ajustes, sometiéndola a diferentes cargas en dirección vertical, independiente de la rigidez o resiliencia de ajuste en el diente. Además, no se presentan deformaciones permanentes en ninguna de las estructuras modeladas al ser sometidas a diferentes magnitudes de carga vertical.

CARDONA, C. E. C.; ESCOBAR, R. J. C.; LATORRE, C. F. & VILLARRAGA, O. J. A. Evaluation of the behavior of two attachments systems in the tooth-implant connection associated with a distal extension removable partial denture: finite element analyses. *Int. J. Odontostomat.*, 11(3):353-362, 2017.

ABSTRACT: The aim of this study was to evaluate the behavior and stress distribution in the tooth-implant connection using two attachments systems associated with distal extension removable partial denture by finite element method (FEM). A rigid structure of mandible distal extension RPD was modeled and support by two different attachments, ERA-RV Sterngold® system in the first premolar and Locator, attachments Zest Anchors® on the implant 3.7 x 10 mm Tapered Screw-Vent® Zimmer located at the second molar. Two models were designed, one with a tooth-implant connection using a rigid attachment system in the tooth and resilient attachment on the implant and the other with a resilient system for both structures. The behavior was evaluated with loads of 200 N to 800 N in the vertical direction. No differences were observed in both models in all structures with respect to the values of von Mises and there were not permanent deformations on them. Furthermore, structures as bone and periodontal ligament were not affected in any models. The behavior of the tooth-implant connection in both models showed a favorable stress distribution using two attachments systems associated with RPD, subjecting it to different loads in the vertical direction.

KEY WORDS: removable partial denture, retention system, dental implant, finite element analyses.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alkan, I.; Sertgöz, A. & Ekici, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J. Prosthet. Dent.*, 91(4):319-25, 2004.
- Cunha, L. D.; Pellizzer, E. P.; Verri, F. R. & Pereira, J. A. Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. *Implant. Dent.*, 17(3):278-84, 2008.
- Evtimovska, E.; Masri, R.; Driscoll, C. F. & Romberg, E. The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *J. Prosthodont.*, 18(6):479-83, 2009.
- Geng, J. P.; Tan, K. B. & Liu, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, 85(6):585-98, 2001.
- Ku, Y. C.; Shen, Y. F. & Chan, C. P. Extracoronar resilient attachments in distal-extension removable partial dentures. *Quintessence Int.*, 31(5):311-7, 2000.
- Lin, C. L. & Wang, J. C. Nonlinear finite element analysis of a splinted

- implant with various connectors and occlusal forces. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 18(3):331-40, 2003.
- Menicucci, G.; Mossolov, A.; Mozzati, M.; Lorenzetti, M. & Preti, G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin. Oral Implant. Res.*, 13(3):334-41, 2002.
- Michalakakis, K. X.; Calvani, P. & Hirayama, H. Biomechanical considerations on tooth-implant supported fixed partial dentures. *J. Dent. Biomech.*, 3:1758736012462025, 2012.
- Mijiritsky, E. Implants in conjunction with removable partial dentures: a literature review. *Implant Dent.*, 16(2):146-52, 2007.
- Misch, C. E. Contemporary Implant Dentistry. 3a ed. Barcelona, Elsevier, 2009.
- Mitrani, R.; Brudvik, J. S. & Phillips, K. M. Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, 23(4):353-9, 2003.
- Nickenig, H. J.; Spiekermann, H.; Wichmann, M.; Andreas, S. K. & Eitner, S. Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed and removable partial dentures. *Int. J. Prosthodont.*, 21(2):131-7, 2008.
- Pellizzer, E. P.; Verri, F. R.; Falcón-Antenucci, R. M.; Goiato, M. C. & Gennari Filho, H. Evaluation of different retention systems on a distal extension removable partial denture associated with an osseointegrated implant. *J. Craniofac. Surg.*, 21(3):727-34, 2010.
- Rodrigues, R. C.; Faria, A. C.; Macedo, A. P.; de Mattos, M. da G. & Ribeiro, R. F. Retention and stress distribution in distal extension removable partial dentures with and without implant association. *J. Prosthodont. Res.*, 57(1):24-9, 2013.
- Rosenstiel, S. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4ª ed. St. Louis, Mosby/Elsevier, 2006.
- Thomas, M. V. & Beagle, J. R. Evidence-based decision-making: implants versus natural teeth. *Dent. Clin. North Am.*, 50(3):451-61, 2006.
- Turkylmaz, I. Use of distal implants to support and increase retention of a removable partial denture: a case report. *J. Can. Dent. Assoc.*, 75(9):655-8, 2009.
- Wang, H. Y.; Zhang, Y. M.; Yao, D. & Chen, J. H. Effects of rigid and nonrigid extracoronar attachments on supporting tissues in extension base partial removable dental prostheses: a nonlinear finite element study. *J. Prosthet. Dent.*, 105(5):338-46, 2011.
- Wöstmann, B.; Budtz-Jørgensen, E.; Jepson, N.; Mushimoto, E.; Palmqvist, S.; Sofou, A. & Owall, B. Indications for removable partial dentures: a literature review. *Int. J. Prosthodont.*, 18(2):139-45, 2005.
- Zest Anchors. *Locator Implant Attachment Quick Reference Guide. Technique Manual*. Escondido, Zest Anchors, 2013. Disponible En: http://www.zestanchors.com/media/wysiwyg/pdf/locator/L8002-TM_Rev_H_03-14_Tech_manual_only.pdf
- Zimmer Dental. *Tapered screw-vent implant system-product catalog. Product Catalog*. Carlsbad, Zimmer Dental, 2009. Disponible en: https://www.zimmerbiometdental.com/wps/wcm/connect/dental/e570aa08-93f9-42c4-abde-4a28b2afba48/TSV+Catalog_4860.pdf?MOD=AJPERES&CACHEID=ROOTWORKSPAC.E.Z18_10041002L8PAF0A9JPRUH520H7e570aa08-93f9-42c4-abde-4a28b2afba48

Dirección para correspondencia:

Julio Cesar Escobar Restrepo
Facultad de Odontología Universidad de Antioquia
Calle 70 No. 52-21
Medellín - COLOMBIA

Recibido : 25-08-2017
Aceptado: 01-08-2017

Email: cesar.escobar@udea.edu.co