



Análisis comparativo de diferentes sistemas de retenedores de precisión (Parte 1)

Comparative analysis of different precision retainer systems (Part 1)

Viviana N Dib¹, María A Bains¹; Guillermo De Leonardi¹

¹Universidad Nacional de Córdoba. Argentina. Facultad de Odontología. Cátedra de Prostodoncia Fija y Removable

Abstract

The presence of a free end a removable partial dentures involves a major problem in the clinic. In fact it is known that there is difficulty in treating multiplying by 2.5 the risk of complications. The gaps without posterior abutment are difficult to restore later, require a support tooth and mucosa. The oral mucosa and the ligament periodontal of the abutments teeth respond differently to the loads. This difference in behavior of teeth and mucosa is what has led to the design of removable partial dentures to be rigid or resilient characteristics. The purpose of this study was to evaluate the retention of various types of attachments subjected to traction. On this experimental work were analyzed three extracoronaries precision attachments to determine and compare their behavior in bilateral distal toothless maxilla (Kennedy Class I). The systems were Rod attachment, Strategy and Anker System. For the realization of the various tests, it was used three experimental models partially toothless Class I Kennedy maxilla. These models were used to determine the retention capacity of each type of attachment. The results showed that the traction, these behaviors differ in the maximum load reached; being Anker System ($p=0,0030$) remains the largest tensile traction followed by the Rod attachment and then Strategy.

KEYWORDS: Prosthesis, Partial, Removable, Attachment, Retention, Traction

Resumen

La presencia de un extremo libre en prótesis parcial removable implica un problema importante en la clínica. Existe una dificultad en el tratamiento multiplicando por 2,5 el riesgo de aparición de complicaciones. Las brechas sin pilar posterior son difíciles de restaurar, requieren de un soporte dentario y otro mucoso. La mucosa oral y el ligamento periodontal de los elementos dentarios pilares responden de manera diferente a las cargas. Esta diferencia de comportamiento de dientes y mucosa ha conducido a la clasificación de las prótesis parciales removibles con características rígidas o resilientes. El propósito de este estudio fue, evaluar la retención de diferentes sistemas de fijadores extracoronarios sometidos a pruebas de tracción. Se analizaron tres fijadores extracoronarios de precisión para determinar y comparar su comportamiento en desdentados bilaterales posteriores (clase I de Kennedy) en maxilar superior. Los sistemas utilizados fueron Rod attachment (RA), Strategy (S), y Anker System (AS). Para la realización de las pruebas de tracción, se utilizaron tres modelos experimentales de maxilar superior parcialmente desdentados Clase I de Kennedy para determinar la capacidad retentiva de cada tipo de atache. Se observó que a la tracción, los comportamientos difieren en cuanto a la carga máxima alcanzada; siendo para el Anker System mayor la resistencia a la tracción ($p=0,0030$) seguido por Rod Attachment y Strategy.

PALABRAS CLAVE: Prótesis, Parcial, Removable, Attaches, Retención, Tracción

Introducción

Los pacientes que presentan una pérdida considerable de sus elementos dentarios, representan un desafío para el profesional porque debe devolver función, fonética y estética perdidas a través de un sistema restaurador^{1,2}. Esta reconstrucción puede llevarse a cabo reemplazando los dientes ausentes de forma fija apoyado en dientes naturales o bien combinada o no con implantes oseointegrados. Cuando el número de dientes ausentes es mayor se decide colocar una prótesis parcial removible (PPR). Esta puede clasificarse en prótesis dento-soportada cuando apoya sobre pilares dentarios anterior y posterior a la brecha desdentada, o dento-muco-soportada o prótesis a extremo libre cuando solamente existen pilares anteriores a dicha brecha con ausencia de pilar posterior³.

La prótesis combinada una prótesis fija con prótesis removible a través de sistemas de precisión o semiprecisión llamados fijadores (At del inglés *attaches*). Los At son dispositivos mecánicos empleados para la fijación, retención y estabilización de una prótesis dental. Surgen ante la necesidad de solucionar los problemas estéticos, ya que elimina el brazo retentivo de los ganchos, particularmente en las prótesis superiores. También actúan como retenedores para pilares de sobre dentadura. Generalmente usados en las Clase I y II de Kennedy, estos dispositivos desvinculan el movimiento dentario del mucoso. Pueden ser clasificados en: intracoronarios, extracoronarios, internos, a barra¹⁻³. Ante múltiples factores que contraindican la utilización de implantes oseointegrados el uso de prótesis parcial removible combinada sigue siendo una opción válida de tratamiento.

Los At seleccionados para este estudio son del tipo extra-coronarios constituidos por unidades prefabricadas consistentes en dos componentes a encastro; el macho normalmente sostenido sobre la superficie proximal de la corona y la hembra fijada en la parte móvil de la prótesis. Su principal indicación es la PPR a extensión distal o clase I de Kennedy donde se necesita un mecanismo de romper fuerzas. Son elásticos y permiten un movimiento de bisagra, vertical y rotatorio, ya sea en forma conjunta o aislada.

El apoyo de las cargas oclusales en una prótesis

parcial removible (PPR) de extensión distal lo aporta la cresta edéntula recubierta de tejidos blandos. Los pilares terminales de una PPR de extensión distal sufren por las cargas oclusales y actúan como fulcro de la prótesis que rota en funcionamiento. Es por ello que la ferulización es necesaria para compensar la inclinación mesial y distal que provoca torsión en el diente pilar, según estudios realizados⁴⁻¹¹. Al ser ferulizados el centro de rotación de la estructura combinada ocurre en algún sitio del tabique interdental. A causa de la posición del centro de rotación la magnitud del movimiento es relativamente pequeña¹².

En la prótesis dento-muco-soportada o a extremo libre, clase I de Kennedy, se presentan dos aspectos fundamentales. Por un lado la existencia de un soporte fijo situado en los dientes remanentes y por el otro un soporte resiliente constituido por las bases sobre los rebordes alveolares. La unión entre ambos elementos constituye el principal problema. El resultado de ambos genera una fuerza de torsión y palanca a la altura de los pilares extremos lo que implica un problema importante en la clínica. De hecho es conocido que existe una dificultad en el tratamiento multiplicando por 2,5 el riesgo de aparición de complicaciones¹³.

El ligamento periodontal y la mucosa responden de manera diferente a las cargas, en donde la mucosa es desplazada más fácilmente que el ligamento periodontal y su recuperación es más lenta. En comparación el diente recupera su posición de uno a dos minutos, mientras que la mucosa lo hace luego de un período de varias horas posterior a la carga a la que fue sometida¹⁴.

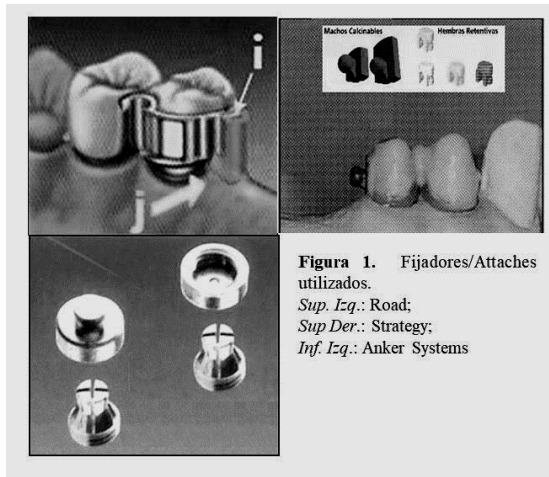
En la filosofía de construcción de una prótesis con anclajes el principal motivo de su indicación es la estética al eliminar ganchos activos de la prótesis cuya visión no es gratificante para el paciente. En el campo funcional este tipo de prótesis tiene la ventaja de ofrecer una mejor retención y estabilidad en boca. La retención en una prótesis parcial removible sobre anclajes se basa en tres elementos combinados armónicamente: las bases, los pilares y los anclajes¹⁴.

El objetivo de este trabajo fue realizar una investigación *in vitro* de carácter descriptivo y comparativo para determinar la retención de diferentes sistemas de At y el comportamiento de los mismos al someterlos a esfuerzos, en prótesis

combinadas de clase I de Kennedy (desdentado bilateral posterior); en maxilar superior.

Materiales y métodos

Se analizaron tres tipos At extracoronarios de precisión (todos manufacturados por Servo Dental-Alemania): Rod Attachment; Strategy y Anker Systems (Fig. 1).



Para la realización de las pruebas de tracción, se utilizaron tres modelos experimentales que simulaban las condiciones de parcialmente desdentados Clase I de Kennedy en maxilar superior.

Estos modelos se utilizaron para determinar la capacidad retentiva de cada sistema de atache.

Para ello se obtuvieron en el mercado tres modelos experimentales marca Frasco con características rígidas. En estos modelos se ferulizaron los dos últimos elementos de la arcada; es decir, ambos premolares de cada lado^{4,6,15}. Se procedió a la preparación de los pilares tallándolos según criterios protésicos: paredes paralelas o ligeramente convergentes no mayores a 6°, hombro recto con y sin bisel y reducción oclusal de 2 mm¹⁶.

Procesamiento de las muestras

Se enceraron las respectivas coronas y se realizó el microfresado y posterior colocación en el paralelómetro de los distintos tipos de ataches. Se usó un paralelómetro y fresador marca Parascop de

Bego (Alemania).

A posterior se realizó el colado de las coronas ferulizadas y el cementado de las mismas con cemento oxifosfato marca Harvard¹⁷.

Una vez cementadas las coronas se realizaron los alivios correspondientes alrededor de los ataches, en la zona de los topes distales y se anulaban retenciones de ángulos muertos.

Luego se procedió a duplicar el modelo con silicona marca Zhermack (Alemania) y vaciado con revestimiento X-20 marca WhipMix (Estados Unidos) y posterior encerado del cromo con ceras preformadas y calibradas marca Renfert (Alemania). Se realizó el investido del modelo encerado para su posterior colado y el desbaste de bebederos y pulido del esqueleto del armazón del cromo con piedras, gomas y baño electrolítico (da brillo y pulido químico).

Finalizado este procedimiento se llevó a cabo la colocación de la retención del atache dependiendo del sistema mecánico de anclaje, en el caso del atache Rod y Strategy teflones y en el Anker System se le unió con cemento anaeróbico marca Ceka Bond (Bélgica) al esquelético la parte macho del anclaje¹⁸.

Ensayo de tracción

Con la descripción de las estructuras y funciones de los anclajes escogidos, y la fabricación de los modelos de resina acrílica sobre los cuales asientan las respectivas prótesis se procedió luego a realizar ensayos de tracción para evaluar de esta manera lo que sucede en la cavidad oral.

En la búsqueda de la simulación de cargas que recibirán en forma combinada no solamente los elementos dentarios sino también las prótesis soportadas por ellos, se recurrió al auxilio de una aparatología específica para realizar mediciones de tracción como lo es la máquina Universal de Ensayos Mecánicos y Dinamómetros de Tracción marca INSTRON, modelo 4486, serie H 1957 con dispositivos adecuados. La misma está equipada con celdas de cargas y define el peso que soportará el objeto a estudiar hasta ser traccionado.

Esta máquina posee adaptadores auxiliares donde se apoyan cada uno de los modelos a analizar. La parte superior de la máquina posee un travesaño de 135 mm, con regulación de velocidad.

Con el fin de asegurar el contacto de la máquina

con las prótesis retenidas en los modelos, fue necesario preparar la muestra, para lo cual se enceraron dos anillos junto con los esqueletos de los cromos, cercanos a los anclajes, que luego se mutaron por metal. Estos anillos poseen un diámetro de 9 mm por los cuales se atravesó una barra rígida de 8 mm de manera que quedara lo más ajustada posible.

Los modelos fueron afirmados, sobre una plataforma de trabajo, con una prensa para impedir su movilización durante los ensayos. Se decidió ejercerle al travesaño una velocidad de 2 mm/min

Se realizaron cinco ensayos de tracción sobre cada anclaje, determinándose la carga máxima necesaria para separar el esqueleto de la prótesis del modelo (Fig. 2).



Figura 2. Ensayo de Tracción

Después de finalizados los quince ensayos, quedaron registrados los resultados de las cargas de tracción en forma gráfica y la fuerza fue medida en Newton (N) (Sistema Internacional de Medidas).

Resultados

Se realizaron cinco ensayos de tracción en cada anclaje, determinándose la carga máxima necesaria para separar el esqueleto de la prótesis de su respectivo modelo.

Los resultados correspondientes a la carga máxima realizada en cada ensayo se expresaron en Newton (N) y gramos-fuerza (gf).

En la Fig. 3 se muestra una comparación entre los comportamientos de los anclajes estudiados.

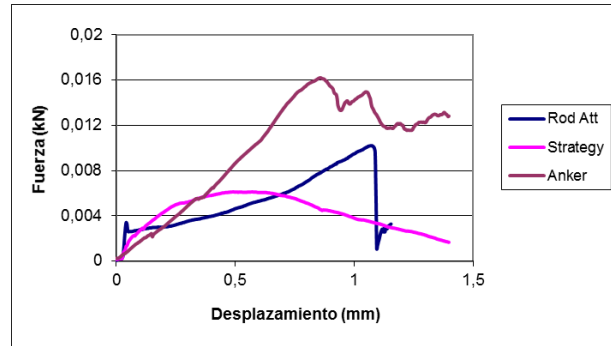


Figura 3. Comparación de las curvas de fuerzas en relación al desplazamiento para cada fijador/atache estudiado.

En el ensayo N° 1 (RodAtt 1) fue notable que el dispositivo se moviera de forma cruzada, es decir se despegó primero un lado que el otro, por lo cual la carga final fue más elevada que las demás. Además se observó que las curvas no fueron proporcionales a la fuerza y al desplazamiento.

Con el atache Strategy se observó un alto esfuerzo y un desplazamiento muy bajo para alcanzar la carga máxima. Mientras que con el anclaje Anker System las curvas fueron más proporcionales con respecto al esfuerzo y al desplazamiento. A medida que aumento la carga aumento el desplazamiento. Los comportamientos difirieron no sólo en cuanto a la carga máxima alcanzada, sino también en la forma que alcanzaron las curvas de tracción. Siendo con el anclaje Anker System mayor la tracción.

Todos los ensayos se realizaron a la misma velocidad de carga que es de 2 mm/min. Pero para ver si la misma influenciaba. Cuando se compararon los valores medios de la tracción de los diferentes At se observó que AS presentó un valor medio significativamente mayor que los otros ($p=0,0030$) (Fig. 4).

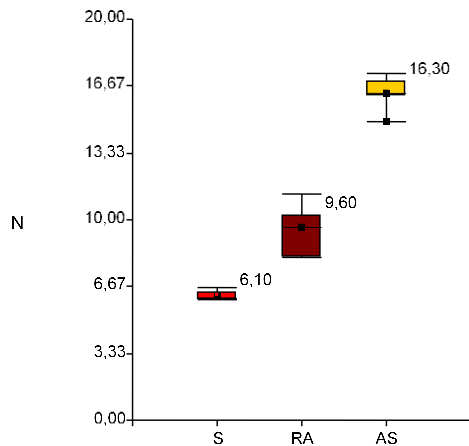


Figura 4. Gráficas de cajas que muestran la distribución de los datos. La caja muestra los percentiles 25, 50 (línea media) y 75. Los valores corresponden al valor de la mediana de cada anclaje.

Discusión

Este estudio se realizó para determinar comparativamente a través de la tracción, la retención de estos diferentes sistemas de At extracoronarios.

La prótesis mixta es un tratamiento complejo y la biomecánica es un factor importante a tener en cuenta en este tipo de prótesis.^{20,21}

La clase I de Kennedy, prótesis removible a extensión distal, dentro de todas las clasificaciones es la que con más frecuencia encontramos²⁰.

No se encontraron en la literatura estudios previos que evalúen el comportamiento biomecánico a la tracción y deformación de los aditamentos seleccionados para este estudio.

Con los hallazgos obtenidos en el presente estudio, se demostró que los At extracoronarios resilientes tienen mejor comportamiento a la tracción en prótesis parcial removible a extensión distal, coincidiendo con la no recomendar el uso de At rígidos en clase I de Kennedy²¹. Por lo tanto, nuestros resultados no concuerdan llevaron a cabo un ensayo con 2 tipos de At extracoronarios en su versión activada (resiliente) y desactivada (rígido) y observaron que la rigidez es una propiedad deseable en cualquier prótesis parcial removible²². Además demostraron que la aplicación de cargas bilaterales propiciaba una mejor distribución del estrés, con respecto a las unilaterales, para todas las variables. Este autor concuerda con los

resultados obtenidos por White²³ quien también estudió un sistema de rompiefuerzas extracoronario en sus versiones activado, semiactivado y desactivado, y concluyó que los ataches rígidos minimizaban las fuerzas de torque sobre los dientes pilares.

En un estudio de fotoelasticidad se observó que usando anclajes extracoronarios rígidos en los que se han ferulizado al menos 2 pilares se consigue una distribución del estrés más uniforme y favorable que los ganchos RPI convencionales, incluso en pacientes periodontalmente comprometidos²⁴.

Otros autores²⁵ con la misma técnica, compararon el comportamiento de los dientes pilares distales cuando se usa un sistema retenedor RPI y un anclaje resiliente tipo bisagra. El anclaje resiliente deriva el estrés sobre todo a los rebordes residuales posteriores, mientras que el RPI lo dirige al diente pilar.

Investigadores encontraron un número importante de fracasos o accidentes en las prótesis parciales removibles cuando se utilizaban At rígidos. A los 8 años las complicaciones con At rígidos fueron del 69% y de un 6,9% cuando se realizaban restauraciones con At semirígidos²¹.

En nuestro estudio utilizando At rígidos y resilientes a la tracción, observamos que el anclaje Rod Attachment (rígido), que consiste en una corredera metálica recubierta de teflón en una de sus partes, la fuerza de desanclaje crece rápidamente hasta que se produce el primer movimiento de despegue del anclaje. En ese instante la fuerza cae hasta equilibrarse con la fuerza de rozamiento y va creciendo monótonicamente durante su recorrido por la corredera hasta producirse la separación completa del anclaje.

El anclaje Strategy (rígido), consiste en una pequeña esfera metálica soportada por una cavidad cóncava recubierta con teflón. Esta geometría hace que la curva de ensayo sea más suave que en el caso anterior ya que cualquier micro-movimiento de la esfera en el teflón produce la separación de ésta bajo cargas pequeñas, porque la superficie de rozamiento (contacto) es idealmente de sólo una línea.

Finalmente, el Anker System (resiliente), consiste en la unión de dos superficies metálicas (sin polímero), y permite un cierto movimiento del

anclaje. La fuerza de desanclaje es sensiblemente mayor a los casos anteriores. Esta crece hasta producir la separación del anclaje.

Tanto los anclajes Rod Attachment como Strategy, consisten en un agarre metálico en una pieza de teflón, variando en la forma de realizar el agarre (corredera o esfera). Se sabe que los polímeros, entre ellos el teflón, poseen una estructura que permite grandes deformaciones elásticas por estiramiento de las cadenas poliméricas, pero que su recuperación a la forma inicial no es inmediata por los impedimentos mecánicos de las mismas cadenas estiradas. Esto puede generar problemas en la recolocación de los anclajes. Se puede inferir que mantener mucho tiempo el anclaje fuera de su posición hace que el teflón se recupere y la carga necesaria para extraerlo sea algo mayor de 9.5 Newton a las 2.5 horas frente a 8.5 Newton a los 2 minutos de realizado el ensayo con el anclaje Rod Attachment.

En cambio Anker System al estar compuesto por dos superficies metálicas: macho y hembra. Cuando se aplica una fuerza, la fuerza de enlace es la que resiste la fuerza externa, y lo va a hacer hasta un punto, el del límite elástico, luego tiende a volver a su forma habitual.

Con respecto a las fuerzas de tracción algunos autores²⁶ en estudios sobre las fuerzas retentivas de los At utilizados sugirieron que las mismas fueran de solo 4 N. Este valor se compara con los ganchos convencionales tipo Anker que sería aproximadamente de 5 N. Además concluyeron que para evitar el daño a los tejidos que rodean a los elementos dentarios las fuerzas retentivas de los At no debería exceder los 10 N. Esto va a depender de otros factores como lo son la inclinación axial del elemento dentario en relación al eje de entrada y salida de la prótesis, si es uni o multirradicular, la cantidad de ligamento periodontal sano y la fuerza de resistencia del mismo.

En un estudio de retención usando 5 At diferentes comprobó que fuerzas del orden entre 10 y 20 Newton no producirían daño en los dientes pilares durante el retiro de la prótesis²⁷.

En este trabajo se demostró a la tracción que los valores medios obtenidos para los diferentes At fueron para Strategy 6.10 N (610 gramos fuerza), Rod Attachment 9.60 N (960 gramos fuerza) y Anker System de 16.30 N (1630 gramos fuerza).

Ello indica que Anker System presentó un valor significativamente mayor que los otros dos ($p=0,0030$) (Fig. 4). Es importante destacar que este sistema de anclaje se puede activar a medida que se deteriora con el uso, diferenciándolo de los otros dos en los cuales con el tiempo y uso se recambian los teflones para adquirir mayor retención.

A partir del análisis de los resultados de este trabajo *in vitro* podemos concluir que:

1. Los At resilientes tienen mejor comportamiento en la prótesis parcial removible a extremo libre, clase I de Kennedy.
2. Los anclajes retentivos utilizados en este estudio ofrecieron diferentes grados de resistencia a la tracción.
3. Frente a las cargas máximas de desprendimiento final corresponde a Anker System la mayor resistencia, luego Rod Attachment y por último Strategy con la menor resistencia a la tracción.
4. El anclaje Anker System demostró ser el elemento retentivo con la resistencia más estable durante los ensayos de tracción.

Agradecimientos

Al Prof. Dr. Enrique Fernandez Bodereau por su apoyo y aporte científico para la concreción de este estudio. A los Prof. Ing. Carlos Oldani y Luis Aguirre por su generosa y esencial ayuda para la realización de los ensayos de tracción.

Todos los autores declaran que no existen conflictos potenciales de interés con respecto a la autoría y / o publicación de este artículo.

All authors declare no potential conflicts of interest with respect to the authorship and/or publication of this article

References

1. Beaumont AJ. An overview of esthetics with removable partial dentures. *Quintessence Int* 2002; 33:747-55.
2. Khan SB, Geerts GA. Aesthetic clasp design for removable partial dentures: a literature review. *SADJ*. 2005; 60(5):190-4.
3. McCord JF, Grey NJ, Winstanley RB, Johnson A. A clinical overview of removable prostheses: 3. Principles

- of design for removable partial dentures. Dent Update. 2002; 29(10):474-81.
4. Dwivedi A, Vyas R, Gupta A. Quantitative evaluation and comparison of stress transmission characteristics of bar-clip and short coping overdenture attachments under dynamic loading: a photoelastic stress analysis. J Contemp Dent Pract. 2013;14(2):287-92.
 5. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. J Prosthet Dent. 2007;97(4):229-35.
 6. Oruc S, Eraslan O, Tukay HA, Atay A. Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments. J Prosthet Dent. 2008; 99(3):185-92.
 7. Lyons KM, Beumer J, Caputo AA. Abutment load transfer by removable partial denture obturator frameworks in different acquired maxillary defects. J Prosthet Dent. 2005; 94(3):281-8.
 8. Ling YH, Zhang FQ, Yu LN. Effect of stress distribution of support tissues using hinge extracoronal attachment prostheses. Shanghai Kou Qiang Yi Xue 2004;13:118-
 9. Lin CL, Chang SH, Wang JC, Chang WJ. Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. J Dent. 2006; 34(9):682-91.
 10. Zheng YL, Chen L, Zhang FQ, Wang CT. Effect of the number of splinted abutments on stress distribution of support tissue. Shanghai Kou Qiang Yi Xue 1999;8:101-3.
 11. Cañedo P. Revisión de los estudios biomecánicos in vitro y longitudinales, aplicados a la utilización de elementos de unión en prótesis combinada a un extremo libre distal. Quintessence (ed. esp.) 2004;17:216-224.
 12. Wright KWJ, Yettram AL. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. J Prosthet Dent 1979;42-411.
 13. Arteagoitia I, Sabrás F, San Martín JA. Prótesis parciales removibles retenidas mediante anclajes. Estudio a largo plazo de los anclajes Roach y Minidalbo. RCOE 2001;5:72.
 14. Keilig L, Stark H, Bayer S, Utz KH, Strazza M, Grüner M, Bourauel C. Numerical investigation of the mechanical loading of supporting soft tissue for partial dentures. Int J Prosthodont. 2009;22(2):201-3.
 15. Wang HY, Zhang YM, Yao D, Chen JH. Effects of rigid and nonrigid extracoronal attachments on supporting tissues in extension base partial removable dental prostheses: a nonlinear finite element study. J Prosthet Dent. 2011;105(5):338-46.
 16. Shillingburg H., Hobo S., Whitsett Lowell. Principios de Tallado. En: Fundamentos de Prosthodontia Fija. México: La Prensa Médica Mexicana, 1990:67-83.
 17. Ceballos VG del V. Agentes cementantes en restauraciones rígidas. (tesis doctoral). Córdoba: Universidad Nacional de Córdoba, 1991.
 18. Anchor Systems. Technique manual.. Anchor Systems, 1993.
 19. Svetlize CA. Estudio comparativo de elementos retentivos para sobredentaduras. (tesis doctoral). Córdoba: Universidad Nacional de Córdoba, 2000.
 20. Tsui WK, Chua HD, Cheung LK. Bone anchor systems for orthodontic application: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Surg. 2012;41(11):1427-38.
 21. Burns DR, Ward JE. A review of attachment for removable partial denture desing: part 1. Clasification and selection. Int J Prosthodont 1990;3(1):98-102.
 22. Cecconi BT, Kaiser G, Rahe A. Stressbreakers and the removable partial denture. J Prosthet Dent 1975;34:145-51.
 23. White JT. Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutments. J Prosthet Dent 1978;40:143-51.
 24. Berg T, Caputo AA. Load transfer by a maxillary distal-extension removable partial denture with cap and ring extracoronal attachments. J Prosthet Dent 1992;68:784-9.
 25. Selva EJ, Labaig C, Mañes JF, Martínez A. Análisis fotoelástico de dos sistemas retentivos en prótesis parcial removable. Quintessence Int (ed. esp.) 1994;7:169-74.
 26. Studer SP, Mader C, Stahel W, Schärer P. A retrospective study of combined fixed-removable reconstructions with their analysis of failures. J Oral Rehabil 1998;25:513-26.
 27. Ku YC, Shen YF, Chan CP. Extracoronal resilient attachments in distal-extension removable partial dentures. Quintessence Int. 2000;31(5):311-7.

Corresponding to/Correspondencia a:

Dr. Viviana Dib.

Universidad Nacional de Córdoba, Facultad de Odontología

Departamento de Rehabilitación Bucal

Haya de La Torre s/n Ciudad Universitaria, CP 5000,

Córdoba, Argentina.

Tel.: +54 351 4333032.

E-mail/Correo electrónico: vividib22@hotmail.com