



## Revista de la Facultad de Odontología

Homepage: <https://revistas.unc.edu.ar/index.php/RevFacOdonto>

ISSN 2343-7594 (en línea/on line)



### Análisis comparativo de diferentes sistemas de retenedores de precisión: parte 2

### Comparative analysis of different precision retainer systems: part 2

Dib Viviana N<sup>1</sup>, Baino María Andrea<sup>1,2</sup>, De Leonardi Guillermo<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Universidad Nacional de Córdoba. Facultad de Odontología. Departamento Rehabilitación Bucal. Cátedra de Prostodoncia Fija y Removable

<sup>2</sup>Universidad Nacional de Córdoba. Facultad de Odontología. Escuela Posgrado. Especialidad Prótesis Fija, Removable e Implantes

#### 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 deformation of different extra coronary attachments systems; and to determine through strain gauge analysis the loads that each system causes on the most distal pillar elements that these attachments carry. An experimental model of the partially edentulous upper maxilla of Kennedy class I was constructed to measure the deformation that occurs in the most distal dental elements. Three extra coronary precision attachments were analyzed: rod attachment (RA), strategy (SA), and Anker system (AS) to determine and compare their behavior in later bilateral teeth (Kennedy class I) in the upper jaw. The results showed that at the deformation and at a load of 10 dan (decanewton), AS attachments presented, less deformation in the distal elements carrying said attachments while RA presented the highest values.

KEY WORDS: 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 ha conducido a la clasificación de las prótesis parciales removibles con características rígidas o resilientes. El propósito de este estudio fue evaluar la deformación de diferentes sistemas de ataches extracoronarios y determinar mediante el análisis de Strain Gauge, las cargas que cada sistema ocasiona sobre los elementos pilares más distales que llevan dichos aditamentos. Se confeccionó un modelo experimental de maxilar superior parcialmente desdentado Clase I de Kennedy para medir la deformación que se produce en los elementos dentarios más distales. Se analizaron tres ataches extracoronarios de precisión: Rod Attachment (RA), Strategy (S), y Anker System (AS) para determinar y comparar su comportamiento en desdentados bilaterales posteriores (clase I de Kennedy) en maxilar superior. Los resultados se analizaron estadísticamente y mostraron que a la deformación y ante una carga de 10 daN (decaNewton), AnkerSystem presentó menos deformación en los elementos distales portadores de dichos aditamentos mientras que Rod Attachment presentó los valores más elevados.

PALABRAS CLAVE: Prótesis, Parcial, Removable, Ataches, Deformación, Strain Gauge

Received 24 October 2019; Received in revised form 5 May 2020; Accepted 30 June 2020

## 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<sup>1-3</sup>. 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 una opción de tratamiento es la colocación de una prótesis parcial removible (PPR). Ésta 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 posterior<sup>4</sup>.

La prótesis combinada una prótesis fija con prótesis removible a través de sistemas de precisión o semiprecisión llamados ataches (AT). Los AT son dispositivos mecánicos empleados para fijación, retención y estabilización de una prótesis dental. Surgen ante la necesidad de solucionar problemas estéticos ya que elimina el brazo retentivo de los ganchos particularmente en las prótesis superiores. También actúan como retenedores para pilares de sobredentadura. Generalmente usados en las Clase I y II de Kennedy, estos dispositivos desvinculan el movimiento dentario del mucoso.

Los AT seleccionados para este estudio son los extracoronarios constituidos por unidades prefabricadas consistentes en dos componentes a encastrado, el macho sostenido sobre la superficie proximal de la corona y la hembra fijada en la parte móvil de la prótesis. Se emplean para reducir las fuerzas que actúan sobre los pilares y mediante ellos transferirlas a las bases de las 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 empleo de AT extracoronarios debe respetar algunas reglas. La medida estándar para un AT normal es de 5 mm. Debemos considerar la necesidad de dejar apicalmente 1mm por razones

periodontales y al menos 1mm de espacio oclusal para el material estético. Clínicamente para el empleo de AT extracoronarios debe disponerse en la parte proximal de 7mm (5+1+1) de altura distal del diente pilar.

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 fulcrum 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 realizados<sup>5-12</sup>. 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 pequeña<sup>13</sup>

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 complicaciones<sup>14</sup>.

El ligamento periodontal y la mucosa responden de manera diferente a las cargas, 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 sometida<sup>15</sup>.

La retención en una prótesis parcial removible sobre AT se basa en tres elementos combinados armónicamente: las bases, los pilares y los AT. El mecanismo básico es la fricción entre las dos partes que conforman los anclajes, pero contribuyen además las fuerzas musculares de las mejillas, lengua y labios.

Un método de estudio utilizado para medir la deformación de materiales es el Strain Gauge (SG)<sup>16,17</sup>. En 1938 surgió el primer SG

desarrollado con un alambre metálico constituido por una resistencia de tipo hoja metálica con una grilla de filamentos de alambre de aproximadamente 0,025mm de grosor pegada directamente a la superficie deformada mediante una delgada capa de resina epóxica. Cuando se aplica una fuerza a la superficie el cambio resultante en su longitud es traspasado a la resistencia y el valor correspondiente a la deformación es calculado en términos del cambio de la resistencia eléctrica que varía linealmente con la deformación.

En 1950, científicos de Bell Laboratories descubrieron las características piezo resistivas del germanio y el silicio. Si bien estos materiales mostraron una sustancial no linealidad y gran sensibilidad térmica tenían el factor gauge cincuenta veces mayor y sensibilidad 100 veces superior que los SG fabricados con aleaciones metálicas, además eran más elásticos.

Alrededor de 1970, fueron desarrollados los primeros SG semiconductores para la industria automotriz. Consistían en semiconductores de efectos piezo-resistivos del silicio y del germanio y median el cambio en la resistencia debido al estrés en lugar de la deformación.

El objetivo de este trabajo fue realizar una investigación *in vitro* de carácter descriptivo y comparativo para evaluar el comportamiento de diferentes sistemas de AT en prótesis combinadas de clase I de Kennedy (desdentado bilateral posterior) en maxilar superior y determinar mediante el análisis con Strain Gauge, las cargas que cada sistema ocasiona sobre los elementos pilares más distales que llevan dichos aditamentos.

## Métodos

Se analizaron tres AT extracoronarios de precisión, Rod Attachment; Strategy y Anker Systems (Servo Dental, Alemania).

Para la realización de este estudio se procedió a la confección de un modelo experimental con dientes de uso dental marca Frasco. Se realizó el alivio de los primeros y segundos premolares superiores derechos e izquierdos con cera rosa calibrada de preparación marca Bego (Alemania) de 0,3 mm de espesor a todo lo largo de la raíz para obtener el espacio que ocupa el ligamento

periodontal el cual tiene un espesor que no es uniforme a lo largo de la raíz, pero por referencias bibliográficas<sup>(18)</sup> se unificó en 0,3 mm de espesor. Los dientes Frasco utilizados en este estudio no poseían ápice por ello se decidió fabricar el mismo con cera rosa tomando como referencia el largo corono-radicular de 21,5 mm, buscando promedio de longitud<sup>18</sup>.

Se procedió a duplicar estos elementos del grupo de estudio en yeso con silicona de condensación para duplicación marca Zhermack (Alemania).

Con el zócalo de silicona Frasco obtuvimos un modelo completo superior de yeso, el cual reservamos. Por otro lado, como queríamos reproducir la Clase I de Kennedy (desdentado bilateral posterior superior) colocamos silicona marca Zetalabor de Zhermack (Alemania) sin catalizador a partir de los segundos premolares hacia atrás et alocamos además los elementos del grupo de estudio ya duplicados en yeso y luego procedimos al llenado con resina acrílica transparente pre-acelerada. De esta manera obtuvimos un modelo con el espacio previsto para el ligamento periodontal.

Como los dientes de yeso se desgastaban al sacarlos y manchaban el acrílico decidimos duplicarlo, colocando el modelo en una mufla de duplicado de silicona marca Bego (Alemania) obteniendo una matriz para la posterior realización del modelo definitivo.

Con el modelo de yeso obtenido anteriormente realizamos dos llaves de posicionamiento de los elementos dentarios a utilizar con silicona por condensación “Zetalabor” de Zhermack (Alemania) 85 shore-A. Con estas llaves de posicionamiento y los elementos dentarios en su interior se procedió a llenar cada alvéolo con silicona por adición marca “Gingifast” de Zhermack (Alemania) y las colocamos sobre el modelo para esperar el fraguado. (Fig. 1).



Figura 1. Modelo

Preparado el modelo se procedió primero al tallado de los elementos elegidos como pilares primeros y segundos premolares derechos e izquierdos siguiendo criterios establecidos en la bibliografía<sup>19</sup>, posteriormente se procedió al encerado et alado de las coronas respectivas y del esqueleto de la prótesis parcial removible.

Éste modelo construido para la prueba de deformación posee una cierta resiliencia simulando lo que ocurre en boca.

El estudio de deformación que se realizó fue un ensayo comparativo y medición de tensiones de los diferentes tipos de anclajes con análisis SG para observar qué producían en los elementos dentarios próximos a los ataches.

Se estima que cada sistema de fijación (ataches) transmite la carga de masticación en forma diferente a los elementos dentarios sobre los cuales asientan. De esta manera es posible inducir que esto influirá en la vida útil de los elementos de soporte.

Para tratar de mensurar esta diferencia se realizaron ensayos comparativos con medición de deformaciones en las regiones próximas a los ataches.

Se utilizó para la realización del ensayo un *utilaje* preparado con un marco rígido de madera que permitiera cierta transportabilidad del sistema y al mismo tiempo no presentar deformaciones durante la realización de los ensayos que pudieran alterar las mediciones. En la parte superior del *utilaje* se colocó el modelo de ensayo en un taco de madera, mientras que la aplicación de la carga en su parte superior se hizo a través de otro taco de madera básicamente para no dañar los elementos ensayados. El *utilaje* consta además de varillas roscadas que permiten la transmisión de la carga y un dinamómetro mecánico calibrado con su reloj comparador (marca Mercer) que permite medir la carga.

Se decidió utilizar este sistema de aplicación de carga porque permite una correcta visualización del ensayo al no tener máquina o sistema ubicado sobre el modelo, una correcta alineación de la carga y un centrado del punto de aplicación de la misma.

Para la medición de las deformaciones se utilizaron extensómetros resistivos o eléctricos conocidos como Strain Gauge. Los SG son transductores, que permiten obtener datos de deformación a partir de cambios en la resistencia

eléctrica. Es una resistencia dispuesta en forma ondulada, de espiral o sinusoidal con un factor de extensometría conocida montado sobre una delgada capa de material de soporte (poliamida) que permite ser pegado con facilidad e íntimamente a cualquier elemento estructural que va a ser sometido a esfuerzo. Cambia la resistencia eléctrica cuando cambia su longitud. Los extensómetros son finísimos dispositivos que deben ser íntimamente pegados al elemento a analizar. Esto es importante debido a que el SG habrá de transmitir íntegramente las pequeñísimas deformaciones que sufra la superficie del material en que se encuentre instalado por lo que, cualquier falla, burbuja ó impureza podría dar origen a lecturas erróneas con valores de interpretación falsos. Los extensómetros pueden ser satisfactoriamente pegados en cualquier superficie sólida si está adecuadamente preparada. El propósito de la preparación es desarrollar una superficie químicamente limpia, con una rugosidad superficial adecuada, una alcalinidad de pH neutro y un trazado visible de líneas de referencia para la orientación del extensómetro y se reduce a cinco operaciones básicas: desengrasado, lijado de superficie, trazado de ejes de referencia, acondicionado y neutralizado.

Normalmente para este tipo de ensayo se usan adhesivos mono-componentes de fraguado rápido del tipo de los cianoacrilatos. Estos adhesivos si bien son de rápida aplicación presentan el problema de no tener buen comportamiento a lo largo del tiempo. Sin embargo, no se pudo lograr buena adhesión de los Strain Gauge a la superficie y fue necesario realizar el pegado con adhesivos epoxi que presentan un fraguado más lento y su aplicación más complicada.

Se utilizaron para el ensayo cinco SG de 10 x 6 mm y 120  $\Omega$  (Ohm, unidad de medida de resistencia eléctrica), ubicados en distintos lugares y con diferente orientación teniendo presente que se buscaba medir algún tipo de diferencia entre los distintos ataches. Para ello tuvimos que adaptar el modelo experimental de manera que los desgastes que se le hicieron al mismo permitieron que los SG estuvieran lo más íntimamente adheridos a los elementos a ensayar. Por ello se desgastó el acrílico dejándolo de finísimo espesor en los distintos lugares que iban colocados los SG. Además de este tallado se

realizó otro lateral para el escape de los cables para que no interfirieran con el modelo ni con el cromo. La ubicación de cada uno de ellos se realizó sobre la superficie distal, vestibular del lado izquierdo y derecho, sobre el reborde residual y sobre la superficie palatina.

### Medición de la deformación

Los SG pegables de resistencia eléctrica, son dispositivos donde el medidor funciona por el principio donde un conductor eléctrico se alarga y su resistencia eléctrica cambia. Si la relación entre los cambios relativos de resistencia ( $\Delta R/R$ ) divididos entre los de deformación ( $\Delta L / L$ ), que se define como factor del extensómetro o “gage factor”, son conocidos, entonces la deformación puede ser determinada; pues lo único que se necesita es medir  $\Delta R / R$ .

El Factor de Extensómetro (FE) es aproximadamente 2.0 para medidores hechos con las aleaciones comúnmente usadas y la resistencia eléctrica más frecuente es de  $120 \Omega$ . A fin de poder detectar deformaciones unitarias del orden de  $1\mu\epsilon$  (micro strains) que corresponde a la producida por un  $\sigma = 0.2 \text{ MPa}$  en acero estructural de  $\sigma_y = 200 \text{ MPa}$ , solicitado a carga uniaxial simple, debemos medir cambios de resistencia  $\Delta R$  del orden de  $0.00024 \Omega$ .

Sería necesario un multímetro digital de ocho cifras significativas para medir los valores absolutos de resistencia, con la resolución necesaria para determinar los valores de  $\Delta R$ ; pero ésta no es la forma práctica de hacer medición de deformaciones unitarias.

Dentro de los instrumentos de medición extensométrica, se emplea el puente de Wheatstone como circuito sensor primario, que utiliza un amplificador estable de CD con alta ganancia, para amplificar la pequeña señal de salida del puente a un nivel adecuado para una lectura o dispositivo de salida. Los medidores típicos agregan a esos dos componentes básicos, un suministro de energía y un juego de resistencia internas complementarias, junto con controles de balance y ganancia, derivador para calibración sin energía, y otros dispositivos convenientes. (Fig. 2)

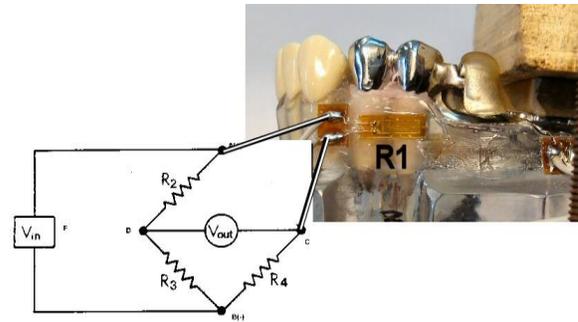


Figura 2. Medidores de energía

### Realización de los ensayos

Con el modelo preparado con los cinco SG pegados y distribuidos en las diferentes zonas de medición se procedió a la conexión de los cables mediante soldaduras de estaño y la colocación en el Utilaje del Ensayo donde se aplicó manualmente a través de un tornillo ubicado en la parte inferior del mismo una carga de 10 decanewton (daN)<sup>20</sup>.

Cuando se realizaron las primeras mediciones se produjo un corrimiento de los valores de calibración de los SG dificultando equilibrar el puente de medición debido a que los SG alcanzaron una temperatura elevada y variable. Al ser el acrílico un polímero de muy bajo poder de disipación de temperatura producía una desestabilización de los SG por el aumento de ésta. Para corregir esto fue necesario disminuir el voltaje de alimentación del puente de 5 a 3 voltios y de esta manera realizar las mediciones en forma confiable. Se comenzó entonces con la serie de ensayos, observándose que en el proceso de aplicación de las cargas y por deformaciones no esperadas se producían interferencias no deseadas entre el cromo y el modelo enmascarando los resultados de las mediciones. Se rebajó nuevamente el modelo y se corrigió la ubicación de ciertos cables para solucionar el problema.

Puesto a punto el sistema, se comenzó la serie de ensayos mediante la colocación del sistema de atache seleccionado en cada modelo y montaje del modelo en el Utilaje del ensayo (Fig. 3). Se siguió la siguiente secuencia, precarga de 5 daN para acomodar el sistema, descarga a cero, registro de la deformación con carga “cero”, carga a 10 daN, medición de la deformación, descarga a “cero”, medición de la deformación a “cero”, carga nuevamente a 10 daN, medición de la

deformación, descarga a “cero”, medición de la deformación a “cero”, carga nuevamente a 10 daN, medición de la deformación, descarga a “cero”, medición de la deformación a cero. Cada registro se hizo promediando tres mediciones a 10 daN. Este esquema de ensayo se reiteró para cada tipo de atache estudiado.

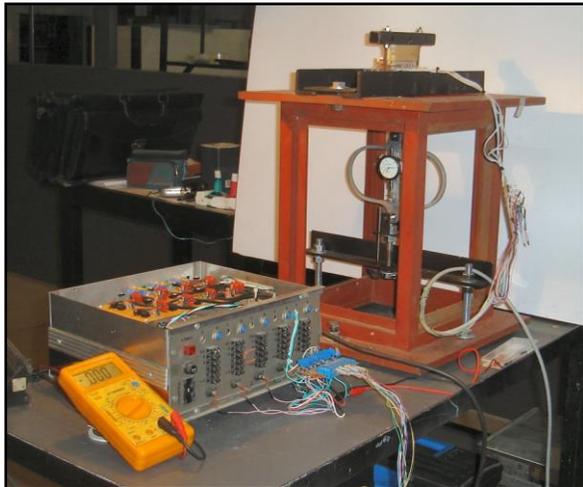


Figura 3. Sistema de atache y montaje del modelo en el Utilaje del ensayo

*Análisis estadístico*

Con los datos registrados durante las pruebas de deformación se realizó un análisis estadístico, los cuales fueron expresados en su valor medio (media aritmética o mediana) +/- el error estandar respecto a la media. La diferencia entre los ataches se evaluó mediante la prueba de Wilcoxon para muestras independientes fijando un valor  $p < 0.05$  para diferencias significativas.

**Resultados**

Las deformaciones están medidas en  $\mu\epsilon$  (micro strains) que es adimensional y representa el incremento del alargamiento sobre el alargamiento original,  $\Delta L/L$ , siendo L la longitud inicial del elemento medido.

En general y aplicando la ley de Hooke se puede obtener el valor de las tensiones actuantes multiplicando el valor de la deformación por el módulo elástico del material que se está midiendo:  $\sigma = E \times \epsilon$ .

En nuestro caso como se quieren realizar mediciones comparativas no es necesario determinar el valor de las tensiones ya que comparamos directamente las deformaciones.

Los resultados de las mediciones se pueden ver en la siguiente tabla (tabla 1)

En las Fig. 4 y 5 se puede ver el comportamiento comparativo de los tres diferentes sistemas. Se puede inferir que en la mayoría de los casos el Anker System produce menores deformaciones en los lugares de fijaciones, mientras que Rod Attachment es el que más compromete la zona. (Fig. 4)

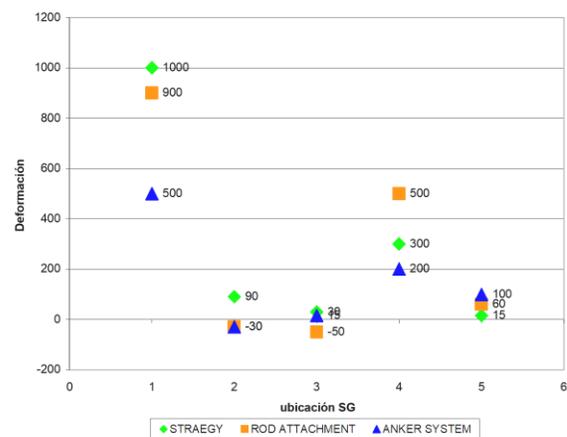


Figura 4. Comparación de la deformación entre los diferentes tipos de sistemas de fijación

Cuando se compararon los valores medios de la compresión de los diferentes anclajes se observó que AS presentó un valor medio significativamente menor que los otros ( $p=0,0143$ ) (Fig. 5).

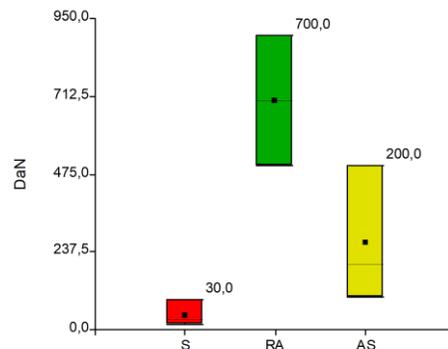


Figura 5. Comparación de la compresión (DaN) entre los diferentes sistemas de fijación. S: Strategy; RA: Rod Attachment; AS: Anker System.

## Discusión

Este estudio se realizó para determinar la deformación que los sistemas de ataches extracoronarios producen en los elementos más distales, a través del sistema Strain Gauge, el cual fue utilizado en investigaciones previas<sup>18, 21-25</sup>.

Los estudios de investigación *in vitro*, son valiosos cuando se preocupan por medir valores comparativos<sup>26</sup>, como el realizado en este trabajo de tesis, y además permiten abordar algunas situaciones que pueden tener una correspondencia con la clínica; sin embargo, en general toda investigación debería tener su confirmación en la cavidad oral<sup>27</sup>. En dicho caso deberían también contemplarse las variaciones genéticas y fenotípicas propias de cada sujeto a nivel de la cavidad oral y en el mismo sujeto las variaciones circadianas normales<sup>28, 29</sup>.

No se encontraron en la literatura estudios previos que evalúen el comportamiento biomecánico de estos aditamentos seleccionados a la deformación.

Uno de los factores que más controversia ha suscitado en la literatura científica, es determinar que atache tiene mejor comportamiento clínico comparando los rígidos y resilientes.

Con los hallazgos obtenidos en el presente estudio, se demostró que los ataches extracoronarios resilientes tienen mejor comportamiento a la deformación en las prótesis parcial removibles a extensión distal, con lo cual coincidimos con Burns y Ward<sup>30</sup> en no recomendar el uso de ataches rígidos en esta clase I de Kennedy. Por lo tanto, discrepamos con algunos autores como lo son Cecconi et alaboradores<sup>31</sup> que llevaron a cabo un ensayo con 2 tipos de ataches extracoronarios en su versión activada (resiliente) y desactivada (rígido) y observaron que cuando el rompiefuerzas estaba funcionando se producía un desplazamiento del reborde residual; por el contrario, si el rompiefuerzas se desactivaba, el movimiento del diente pilar aumentaba significativamente; pero aun así, él concluyó que la rigidez es una propiedad deseable en cualquier prótesis parcial removible.

En un estudio de fotoelasticidad Berg y Caputo<sup>32</sup> afirman que los 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 comprometidos.

Otros autores<sup>33</sup> con la misma técnica, compararon el comportamiento de los dientes pilares distales usando un sistema retenedor RPI y un anclaje resiliente tipo bisagra. El anclaje resiliente transmitió el estrés a los rebordes residuales posteriores mientras que el RPI al diente pilar.

En cuanto a la deformación, los datos recogidos en este estudio usando el método con Strain Gauge coinciden con el hallazgo realizado por El Charkawi et al.<sup>(18)</sup> utilizando el mismo sistema analizaron la distribución de tensiones alrededor de los dientes pilares y en el área de extensión distal bajo diferentes cargas en función del número de dientes ferulizados encontrando que las mayores fuerzas registradas alrededor del pilar distal fueron en la superficie distal, seguida por la lingual y por último la vestibular usando el attachment ERA.

En el presente estudio los SG colocados por distal del elemento dentario mostraron las mayores deformaciones para los tres sistemas de ataches analizados siendo 1000  $\mu\epsilon$  para Strategy, 900  $\mu\epsilon$  Rod Attachment y 500  $\mu\epsilon$  para Anker System. Los SG colocados en la superficie vestibular tanto izquierda como derecha demostraron que Anker System mostró valores de deformación menores (-30  $\mu\epsilon$  y 15  $\mu\epsilon$ ) con respecto a Strategy (90  $\mu\epsilon$  y 30  $\mu\epsilon$ ) y Rod Attachment (-30  $\mu\epsilon$  y -50  $\mu\epsilon$ ). El SG colocado sobre reborde alveolar registró menor deformación para Anker System (200  $\mu\epsilon$ ) y mayor para Rod Attachment (500  $\mu\epsilon$ ). Por último, el SG colocado por palatino registró mayores valores para Anker System (100  $\mu\epsilon$ ) respecto a Rod Attachment (60  $\mu\epsilon$ ) y Strategy (15  $\mu\epsilon$ ).

Con respecto a los tres ataches utilizados y aplicando una carga de 10 daN, Anker Systems fue el que presentó mejor comportamiento ya que la medición de los SG colocados en los diferentes lugares dio valores medios significativamente menores 200 daN ( $p=0,0143$ ) con respecto a Rod Attachment y Strategy salvo en la superficie palatina en donde se concentró la mayor tensión, pero a pesar de ello lo consideramos en general con mejor performance.

Nuestros ensayos fueron realizados sobre modelos maxilares al igual que Berg & Caputo<sup>32, 34</sup>. El resto de los autores consultados lo hicieron sobre modelos mandibulares ya que consideran

que la mandíbula proporciona un menor soporte a la prótesis parcial removible de extensión distal por lo tanto la biomecánica es más compleja y problemática.

En nuestro estudio los ataches analizados a la deformación, el tipo de anclaje seleccionado y la presencia de extremo libre son determinantes en el pronóstico del caso.

Recordemos que los anclajes a fricción basan su cantidad de retención en la longitud de la matrix y diámetro del pátrix, la elección de un retenedor u otro se determinara en base a la longitud del extremo libre y altura del pilar. Cuando mayor es la brecha o el extremo libre, mayor es la necesidad de retención.

Por lo tanto, se puede afirmar que los métodos de análisis desarrollados en el presente trabajo fueron capaces de predecir el comportamiento mecánico real de los diferentes sistemas de ataches utilizados.

### Conclusiones

- Las conclusiones elaboradas a partir del análisis de los resultados de este trabajo, teniendo en cuenta que es *in vitro*, fueron las siguientes:
- Los ataches resilientes tienen mejor comportamiento en prótesis parcial removible a extremo libre, clase I de Kennedy.
- Con la fuerza de mordida Anker System produjo menos desplazamiento del elemento dentario más distal durante la masticación por lo tanto la transmisión de la fuerza es menor que los sistemas de ataches Rod y Strategy.
- La tecnología con SG resultó ser un método confiable, con alto grado de sensibilidad lo que permitió estudiar el comportamiento de los elementos dentarios sometidos a carga en los tres planos del espacio.

### Agradecimientos

Al Prof. Dr. Enrique Fernández 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.

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

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

### Referencias

1. Beaumont AJ. An overview of esthetics with removable partial dentures. *Quintessence Int* 2002; 33:747-55.
2. Mc Cord JF, Grey NJA, Winstanley R, Johnson A. A clinical overview of Removable Partial Dentures. *Dental Update. Removable Prosthodontics*. 2017; 29(10).
3. Besfort JN, Sutton AF. Aesthetic possibilities in removable prosthodontics. Part 1: the aesthetic spectrum from perfect to personal. *Br Dent J*. 2018 12; 224(1):15-19.
4. Mallat Desplats E, Keogh T: Elementos que integran la prótesis removible: Prótesis Parcial Removible, clínica y laboratorio. Ed. HarcourtBrace, España, 1998, pp 3-7; 83-87.
5. Kratochvil FJ, Thompson WD, Caputo AA. Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 21-8.
6. Chou TM, Caputo AA, Moore DJ, Xiao B. Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal-extension removal partial dentures. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 313-9.
7. Altay OT, Tsolka P, Preiskel HW. Abutment teeth with extracoronal attachments: the effects of splinting on abutment tooth movement. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 441-8.
8. Aydinlik E, Dayangac B, Celik E. Effect of splinting on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 477-480.
9. 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
10. Zheng YL, Chen L, Zhang FQ, Wang CT. Effect of the abutment with reduced periodontal support on stress distribution of support tissue. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 1999; 8:104-6.
11. 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.
12. 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.

13. 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.
14. Arteagoitia I, Sabrás F, San Martín JA. Prótesis parciales removibles retenidas mediante anclajes. Estudio a largo plazo de los anclajes Roach y Mini dalbo. *RCOE* 2001; 5:72.
15. Wills DJ, Manderson RD. Biomechanical aspects of the support of partial dentures. *Journal of Dentistry* 1977; 5:310-18.
16. Consulta web 2015: "Interfase del Strain Gauge de presión" [en línea]. Departamento de Física, Facultad de Ciencias, Universidad de Chile. <http://macul.ciencias.uchile.cl/~rferrer/aerotot/node6.html>.
17. Riddle M, MacDermid-Watts K, Holland S, Mc Dermid JC, Lalone E. Wearable strain gauge based technology measures manual tactile forces during the activities of daily living. *J Rehabil Assist Technol Eng*. 2018; 5:205-56.
18. El Charkawi HG, Wakad MT. Effect of splinting load distribution of extracoronal attachment with distal extension prosthesis in vitro. *J Prosthet Dent* 1996; 76:315-20.
19. Shillingburg H., Hobo S., Whitsett Lowell. Principios de Tallado. Fundamentos de tallado en Protopdoncia Fija. México: La Prensa Médica Mexicana, 1990:67-83.
20. Lindeman DE, Moore RN. Measurement of intraoral muscle forces during functional exercises. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990;97(4):289-300.
21. El Charkawi HG, Goodkind RJ, DeLong R, Douglas WH. The effect of the resilient-layer distal-extension partial denture on movement of the abutment teeth: A new methodology. *J Prosthet Dent* 1988;60:622-30.
22. Wang Y, Mi N, Qing F, Liu F, Chen J. Surface stress analysis of distal extension removable partial denture retained with two types of semi-precision attachments. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2001; 19:283-6.
23. Jin X, Sato M, Nishiyama A, Ohyama T. Influence of loading positions of mandibular unilateral distal extension removable partial dentures on movements of abutment tooth and denture base. *J Med Dent Sci* 2004; 51:155-63.
24. Morton D, Stanford CM, Aquilino SA. Evaluation of resilient abutment components on measured strain using dynamic loading conditions. *J Prosthet Dent* 1998; 80:46-51.
25. Howel AW, Manley RS. An electronic Strain Gauge for measuring oral forces. *J Dent Res* 1948; 27:705.
26. Shohet H. Relative magnitudes of stress on abutment teeth with different retainers. *J.Prosthet Dent* 1969; 21:267-282.
27. Stebner CM. Use of research for Better Dental Service. *J.A.D.A.* 1960; 60:608-614.
28. Mühlemann HR. Tooth mobility changes through artificial trauma. *J.Periodont.* 1954; 25:202
29. Mühleman HR, Herzog H. Tooth movility and microscopic tissue changes produced by experimental occlusal trauma. *Helvet. Odont. Acta* 1961; 5:33-39.
30. 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.
31. Cecconi BT,Kaiser G,Rahe A. Stressbreakers and the removable partial denture.*J Prosthet Dent* 1975;34:145-51.
32. 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.
33. 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.
34. Berg T, Caputo AA. Maxillary distal-extension removable partial denture abutments with reduced periodontal support. *J Prosthet Dent* 1993; 70:245-50.

*Corresponding to/Correspondencia a:*

*Dr. Viviana Dib*

*Universidad Nacional de Córdoba, Facultad de Odontología*

*Departamento de Rehabilitación Bucal*

*Haya de LaTorre s/n Ciudad Universitaria, CP 5000,*

*Córdoba, Argentina.*

*Tel.: +54 351 4333032.*

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