



UNIVERSIDAD DE CHILE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
DEPARTAMENTO DE PRÓTESIS

Comparación *in vitro* de la fuerza de retención y el desplazamiento horizontal del diente pilar, en desdentamientos de vía de carga mixta, entre un retenedor Ackers convencional y retenedor de acción palatina.

Matías Eduardo Soto Parra

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE  
CIRUJANO- DENTISTA

TUTOR PRINCIPAL  
Prof. Dr. Danilo Ocaranza T.

TUTORES ASOCIADOS  
Dr. Enrique Ponce de León Y.

Santiago- Chile

2012





UNIVERSIDAD DE CHILE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
DEPARTAMENTO DE PRÓTESIS

Comparación *in vitro* de la fuerza de retención y el desplazamiento horizontal del diente pilar, en desdentamientos de vía de carga mixta, entre un retenedor Ackers convencional y retenedor de acción palatina.

Matías Eduardo Soto Parra

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE  
CIRUJANO- DENTISTA

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Danilo Ocaranza T.

TUTORES ASOCIADOS

Dr. Enrique Ponce de León Y.

Santiago- Chile

2012

*A mis padres,  
por su esfuerzo y dedicación.*

Quisiera agradecer a quienes fueron parte de este trabajo, con su valiosa ayuda:

Al Prof. Dr. Danilo Ocaranza, tutor principal de este trabajo. Su aporte trascendió a este trabajo.

Al Dr. Enrique Ponce de León, tutor asociado.

Al Sr. Marco Jorquera, Jefe Dpto. Polímeros IDIEM, U. de Chile.

*Agradezco también a las personas que brindaron un apoyo incondicional durante estos años:*

*A mis hermanos Natalia y Tomás, por estar ahí cuando los necesité.*

*A mi familia, sobre todo a mi abuela y Patricia C.*

*A mis amigos, especialmente a Luis P, Juan Pablo C, Nicolás C, José H y Daniela S.*

*A Constanza Briceño, un pilar fundamental en mi vida.*

## **Índice**

<i>Resumen</i>	1
<i>Introducción</i>	3
<i>Marco teórico.</i>	7
<i>Clasificación de los arcos parcialmente desdentados.</i>	7
<i>Reglas de Applegate</i>	8
Clasificación de la Prótesis Parcial Removible (PPR)	9
Prótesis dentosoportadas	9
Prótesis dentomucosoportadas	9
Partes PPR	10
Base o Silla	10
Dientes Artificiales	11
Conector Mayor	11
Complejo Retentivo	11
Elementos del Complejo Retentivo	12
Brazo Retentivo	12
Brazo opositor o recíproco	13
Apoyos	13
Conector menor	14
Requisitos básicos del complejo retentivo.	14
Tipos de retenedores convencionales	16
Retenedor ACKER	16

Retenedor tipo Roach	17
Retención en Prótesis Parcial Removible (PPR)	17
Diente pilar en PPR	19
Paralelizado en PPR	20
Eje de inserción y remoción	21
Factores que determinan el eje de inserción y remoción	21
<i>Planos guía</i>	22
Áreas retentivas	22
Interferencias	22
Estética	23
Dificultades asociadas al uso de retenedores convencionales	23
Alternativas estéticas a complejos retentivos tradicionales	25
Attaches	25
Resinas Acetálicas	26
Retención lingual/ palatina	27
Retenedor RRDD	28
Brazo retentivo circunferencial lingual	28
Retenedor estético elástico	29
Equipoise	29
Retenedor estético en E	30
Retenedor de acción palatina.	31
Hipótesis	32
Objetivos	33
Objetivo General	33

Objetivos Específicos	33
Materiales y Métodos	34
Variables Observadas	34
Variables independientes	34
Variables dependientes	34
Definiciones Conceptuales de las Variables	34
Obtención de Modelos	36
Diseño y preparación biomecánica	38
Medición de Resistencia	40
Medición del desplazamiento de piezas pilares	40
Recopilación de los Datos	42
Análisis Estadístico de los Resultados	43
Resultados.	44
Estadística descriptiva	44
Análisis Estadístico de los Resultados	51
Análisis Variable: tipo de complejo retentivo.	51
Análisis Estadístico de los Resultados Intergrupales	52
Discusión	55
Conclusiones	60
Bibliografía	62

**Resumen.**

- **Propósito:** El propósito de este estudio experimental *in vitro*, fue comparar la fuerza de tracción uni y bilateral necesaria para desalojar una base metálica, como también el desplazamiento de los dientes pilares frente a dichas fuerzas, en vía de carga mixta, para dos diseños de complejos retentivos: Ackers convencional y de acción palatina
- **Método:** Se confeccionaron 8 modelos simulando dos tipos de desdentamiento (clase I y II de Kennedy) con ambos diseños de retenedores, obteniendo 4 grupos distintos con dos modelos iguales para cada grupo. Se sometieron a pruebas de tracciones uni y bilaterales (10 para cada una), grabando cada secuencia en alta definición, con el fin de analizar posteriormente el desplazamiento horizontal de los dientes pilares ante cada tracción.
- **Resultados:** Los resultados arrojados demuestran que existen diferencias significativas en los valores de retención al comparar ambos diseños de retenedores por separado y según tipo de desdentamiento. No hay una relación clara para el desplazamiento del diente pilar según retenedor y tipo de desdentamiento.
- **Conclusiones:** La fuerza de tracción uni y bilateral para tipo de retenedor y desdentamiento es significativamente menor para el retenedor de acción palatina, sin embargo los valores promedio obtenidos están sobre los rangos mínimos establecidos por la literatura

para cumplir su función. A su vez, los valores de desplazamiento del diente pilar con la acción de este complejo retentivo son menores a los reportados por otros autores para los dispositivos convencionales. Es así que este retenedor podría ser considerado una solución estética y funcional para desdentamientos de vía de carga mixta.

## 1. **Introducción.**

El diseño en prótesis parcial removible es un proceso clave para el éxito de ésta, donde confluyen una serie de factores que determinarán a futuro el éxito o fracaso de este tipo de rehabilitación en un paciente, siendo vitales tres aspectos: funcionalidad, confort y estética. Es por eso que al sustituir piezas dentarias perdidas, la comodidad al hablar o durante la masticación y a su vez el aspecto natural deben ser problemáticas fundamentales de cualquier rehabilitación. (1)

Cuando se proponen alternativas para confeccionar PPR, se deben respetar ciertos parámetros; los requerimientos del paciente, las condiciones propias que presente y los componentes fundamentales del diseño de este dispositivo. Es así que este trabajo abordará una de las estructuras vitales para este tipo de rehabilitación, que influye directamente en la función y puede afectar la estética: el retenedor. (2)

La estética, en particular asociada al diseño del complejo retentivo, ha sido un tema importante tanto en el éxito como en el fracaso de las PPR, los retenedores directos se han asociado a una disminución de ésta, por la exposición de metal en la superficie vestibular de los dientes pilares. (2)

De varias formas se ha intentado dar solución a este problema, proponiendo distintos tipos de complejos retentivos o utilizando materiales distintos en su fabricación, como es el caso de las resinas acetálicas, que entre

sus propiedades presentan una estética bastante superior a sus pares metálicos, pero en todos estos casos la aplicación clínica ha sido reducida, y las propiedades mecánicas logradas no son comparables a los retenedores convencionales. (3, 4)

Existen casos previos en la literatura reportando distintos tipos de retenedores, que ejercen su acción tanto por caras palatina o lingual, que han sido ideados como prolongaciones del conector mayor hacia la pieza o como una estructura que utiliza las caras proximales para brindar retención. El retenedor lingual ha sido probado en ocasiones anteriores, presentando ciertas limitaciones, sin embargo se plantea como una solución estética y funcional eficiente. (5)

La ausencia de un componente vestibular en este diseño de complejo retentivo supone una carencia en dos requisitos fundamentales para este dispositivo; la reciprocidad y circunvalación de la pieza pilar. Esto se puede compensar con el íntimo contacto del conector menor al plano tallado en la pieza pilar y abarcando la superficie lingual/palatina en su totalidad. (5)

Reportes establecen que la fuerza retentiva lograda por este diseño de retenedor sería similar a la proporcionada por retenedores convencionales (5), siendo las planos guías lo más paralelos posible y una buena adaptación del complejo a la pieza pilar necesarios para tal efecto. (6 7)

En otros casos, han planteado una variante a este retenedor como una prolongación del conector mayor de la base metálica, que entre sus

propiedades debe ser flexible para evitar dañar al diente pilar. El resultado fue un dispositivo cuyo uso no se recomienda en extremos libres o pilares afectados periodontalmente, ya que produce movimientos rotatorios provocando un efecto palanca sobre los dientes pilares. (7)

Sin embargo, el éxito o fracaso en estas publicaciones se basa en reportes de casos clínicos puntuales, no habiendo estudios experimentales previos acabados que avalen si su funcionalidad es la adecuada y si su indicación es posible realizarla en pacientes que posean desdentamientos con extremos libres.

Esto reafirma la necesidad de obtener un diseño de retenedor que pueda ser indicado en vía de carga mixta y que no cause un daño mayor a los dientes pilares que los convencionales.

El objetivo de este trabajo es proponer y probar de manera experimental un diseño de retenedor que cumpla con los requisitos de funcionalidad necesarios para esta estructura, y que además sea una alternativa con mejores propiedades estéticas que los retenedores convencionales, como los circunferenciales o los en barra.

Además, supone un aporte metodológico al aplicar en prótesis parcial removible un modelo de estudio que considera la simulación de ligamento periodontal, para el análisis del comportamiento del diente pilar ante cargas funcionales.

Como variables principales de evaluación, se medirán la fuerza de retención que pueda brindar un diseño de complejo retentivo propuesto y el desplazamiento de la pieza pilar frente a la inserción y remoción de la prótesis con éste dispositivo. Este modelo será comparado con un retenedor Ackers colado, que posee los requisitos básicos planteados para esta estructura.

El presente trabajo buscará determinar si un retenedor de acción palatina puede ser considerado como una alternativa a otros complejos convencionales, para desdentamientos de clase I y II de Kennedy , que cumpla con requisitos estéticos y funcionales, que brinde una buena retención y no represente una noxa a las piezas pilares.

## **2. Marco teórico.**

### **3.1 Clasificación de los arcos parcialmente desdentados.**

Para clasificar los tipos de desdentamiento se han propuesto distintos parámetros, considerando variables mecánicas y biológicas. La más aceptada y utilizada es la de Kennedy. (2)

Divide los distintos tipos de desdentamiento en base a la posición de los espacios edéntulos, así se distinguen cuatro grupos principales, subdivididos en subclases por la presencia de espacios edéntulos intercalados con la dentadura residual. (8)

La clasificación de Kennedy es la más utilizada, tiene la ventaja de la visualización inmediata del caso, facilitando y sistematizando la planificación y diseño de las futuras prótesis. (2)

*Clase I: Desdentamiento bilateral posterior a los dientes remanentes.*

*Clase II: Área desdentada unilateral posterior a los dientes remanentes.*

*Clase III: Área posterior desdentada unilateral, limitada en ambos extremos por dientes remanentes.*

*Clase IV: Área desdentada anterior, compromete ambos lados de la línea*

*media y está limitada en sus extremos por dientes remanentes.*

### **3.2 Reglas de Applegate**

*A la clasificación propuesta por Kennedy, Applegate propuso ciertas reglas para la correcta aplicación de ésta. Es así que se compone de ocho puntos: (1)*

*Regla 1: La clasificación se debe determinar considerando las piezas cuyo pronóstico contempla su extracción.*

*Regla 2: Si un tercer molar ha sido perdido y el diseño no contempla su reemplazo, no debe ser considerado para la clasificación.*

*Regla 3: Si un tercer molar es utilizado como diente pilar debe ser considerado.*

*Regla 4: Los segundos molares ausentes que no vayan a ser reemplazados no se tienen en cuenta en la clasificación.*

*Regla 5: El área o áreas edéntulas más posteriores son las que determinan la clasificación.*

*Regla 6: Las áreas edéntulas que no determinan la clasificación son denominadas como modificaciones y se designan por un número.*

*Regla 7: La extensión de las modificaciones no se considera, sólo el número de*

*áreas edéntulas adicionales.*

*Regla 8: No pueden existir modificaciones en las arcadas clase IV.*

### **3.3 Clasificación de la Prótesis Parcial Removible (PPR)**

De acuerdo al soporte y transmisión de las cargas a los tejidos orales remanentes, la PPR se puede clasificar de la siguiente manera: (1, 2, 9)

#### **3.3.1 Prótesis Dentosoportadas**

Son aquellos dispositivos protésicos cuyo soporte o vía de carga depende exclusivamente de los dientes pilares. Esto se da cuando hay vanos desdentados delimitados en ambos lados por piezas dentarias. (2)

En este tipo de prótesis se encuentran las clases III y IV de Kennedy

#### **3.3.2 Prótesis dentomucosoportadas**

También llamadas prótesis de vía de carga mixta o con base en extensión distal, son aquellas en que el soporte lo brindan tanto las piezas dentarias como los tejidos blandos circundantes. En este caso, hay al menos un extremo libre. Un ejemplo de éstas son las clases I y II de Kennedy.

Cuando se habla del diseño de una PPR, hay que abordar antes su estructura fundamental, que puede ir variando en cada caso en particular dependiendo de las condiciones que presente cada paciente.

### 3.4 Partes PPR.

El diseño de prótesis parcial removible varía entre un caso y otro, sin embargo posee una estructura básica que hay que respetar (fig.1) (2):

#### 3.4.1 Base o Silla

Es un componente cuya función principal consiste en dar soporte a los dientes artificiales, y que varía dependiendo la vía de carga que posea la PPR. (1,2)

En vía de carga dentaria, su función sólo corresponde a soportar los dientes; en cambio, en una vía de carga mixta, además debe transmitir las cargas, dar estabilidad y retención. (10)

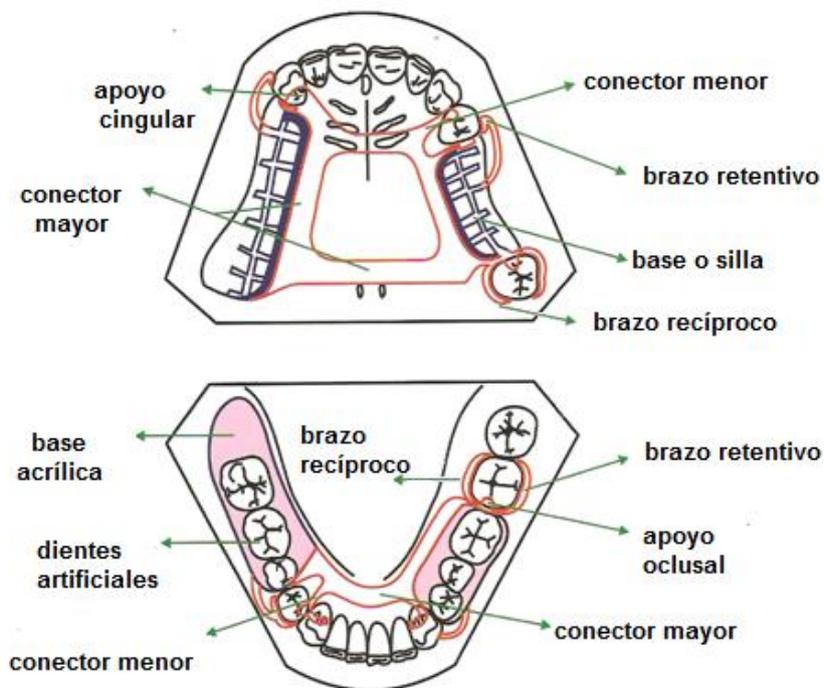


Fig 1: Componentes básicos de prótesis parcial removible.

### **3.4.2 Dientes Artificiales**

Son los encargados de reemplazar las piezas dentarias ausentes, cumpliendo un rol estético y funcional, en armonía con las piezas remanentes. Son comúnmente confeccionados con resinas acrílicas. (1, 10)

### **3.4.3 Conector Mayor**

Es el componente encargado de unir las estructuras de ambos lados de una PPR. Si bien en vía de carga dentaria ésta es su función, en vía de carga mixta además brinda soporte. (2)

Para funcionar correctamente, deben cumplir con ciertos requisitos estructurales, como la rigidez, para evitar la torsión, fuerzas de palanca sobre los pilares y garantizar una mejor distribución de las fuerzas sobre los tejidos de soporte. (1, 2)

### **3.4.4 Complejo Retentivo**

Es el componente encargado de evitar el desplazamiento de la prótesis desde su asentamiento final en los tejidos de soporte en que se apoya. Este complejo involucra un diente pilar, que es el diente encargado de recibir la acción del retenedor, y en el cual se asentará, impidiendo mecánicamente que la prótesis se desplace de su sitio en los movimientos funcionales del paciente, principalmente en sentido vertical. (1, 10)

### 3.4.4.1 Elementos del Complejo Retentivo

La estructura básica de este complejo consta de cuatro elementos: brazo retentivo, brazo recíproco, apoyo y conector menor. (Fig.2) (2)

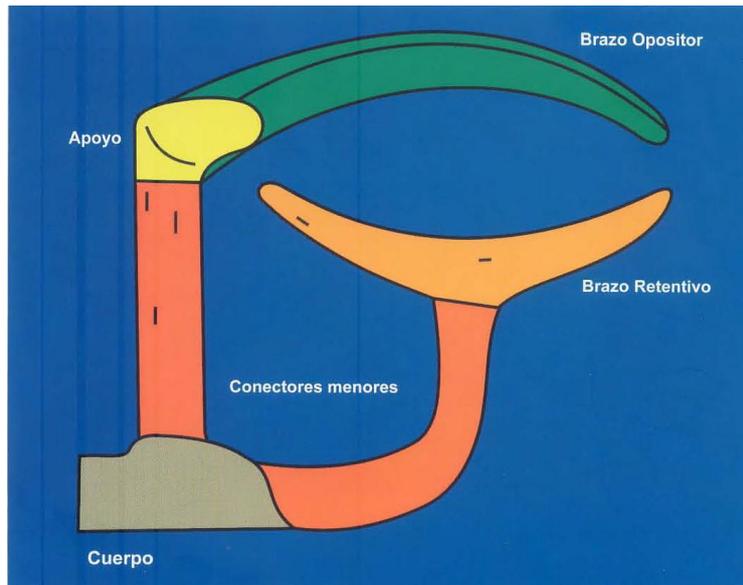


Fig. 2: Componentes básicos del complejo retentivo

**3.4.4.2 Brazo Retentivo:** Su función principal es brindar retención a la PPR. La forma del brazo retentivo debe ser de tal manera que le permita ser flexible, por lo que en sus dos tercios iniciales es rígido, parte que se ubica sobre el ecuador protésico, y un extremo terminal más delgado, que se asienta en el área retentiva bajo el ecuador protésico. Debido a esta propiedad este brazo se deforma al desplazarse en sentido oclusal. El tipo de brazo retentivo descrito aborda la zona retentiva desde oclusal hacia cervical del diente pilar. Sin embargo, hay otros tipos de brazos retentivos que abordan la zona retentiva de forma inversa, contactando la superficie del pilar sólo con su extremo, y el resto está libre de todo contacto con el tejido gingival y parte de la zona retentiva. (1, 2, 10, 11)

Este componente por lo general se ubica en la cara vestibular del diente pilar, existiendo variaciones que pueden afectar tanto la estética como la funcionalidad que pueda ofrecer. (5)

**3.4.4.3 Brazo opositor o recíproco:** Está ubicado en la cara opuesta al brazo retentivo y hacia oclusal del ecuador protésico, tiene un espesor uniforme en toda su extensión y es más grueso que el brazo retentivo. Su forma y volumen le da rigidez, que permite neutralizar las fuerzas generadas por el brazo retentivo contra el diente. Por esta propiedad, contribuye a dar estabilidad. (1, 2, 3)

**3.4.4.4 Apoyos:** Es la porción del complejo retentivo que descansa sobre la superficie del diente (previamente tallada) oclusal de piezas posteriores y cingulo o borde incisal de los dientes anteriores. (2, 12)

Sus funciones son transmitir las fuerzas generadas por la oclusión hacia el eje axial de la pieza pilar, evitar la intrusión hacia los tejidos gingivales de la PPR, favorecer la mantención del esquema oclusal proporcionado por la prótesis y mantiene la relación de posición de los brazos del retenedor con respecto al ecuador protésico. (2, 3, 12)

El apoyo oclusal debe ser rígido y para ello debe tener el volumen adecuado sin interferir la oclusión con el antagonista (4). Además debe tener un íntimo contacto con el lecho tallado en la pieza dentaria, así permitiendo la axialización de fuerzas. Estudios sin embargo reportan que dicho contacto se

presenta en un bajo porcentaje de los pacientes rehabilitados con PPR, valores cercanos al 25%, siendo mayor según otros autores. (13)

**3.4.4.5 Conector menor:** Es el componente de la PPR que une el conector mayor con el complejo retentivo. Este elemento tiene la función de transmitir la fuerza oclusal de la PPR a los pilares y además transfieren el efecto de los retenedores, apoyos y componentes estabilizadores al resto de la prótesis. (1, 2, 4)

### 3.5 Requisitos básicos del complejo retentivo.

Un retenedor debe cumplir con ciertas propiedades básicas descritas en la literatura:

La **circunscripción** es la extensión del perímetro del pilar que debe ser cubierta por el complejo retentivo, aceptándose como ideal tres cuartos de la circunferencia total (2,12). Sin embargo, reportes indican que abarcar un perímetro de 180° de la superficie dentaria es suficiente para cumplir con este requisito. (4)

La **estabilidad** se refiere a la resistencia que ofrece la prótesis frente a las fuerzas con componente horizontal u oblicuo. Esta función la cumplen los elementos rígidos del complejo retentivo, es decir, los dos tercios proximales del brazo retentivo, el brazo recíproco, los apoyos oclusales y los conectores menores. (4, 12)

La **pasividad** es la característica que se obtiene al estar el retenedor asentado en su posición final sobre el pilar, sin ejercer ninguna fuerza activa sobre éste. (2)

La **reciprocidad** se define como la capacidad de neutralizar la fuerza producida por el brazo retentivo sobre el pilar con una fuerza igual y opuesta, esto realizado por el brazo recíproco (2). Sin embargo, hay reportes sobre la eliminación del brazo recíproco, demostrando que no tendría efecto en la retención o en la salud de los tejidos a largo plazo si es que el efecto se puede suplir a través de un plano guía preparado de una forma tal que contacte precisamente con su respectivo conector menor, y un lecho para apoyo distal preparado especialmente. (14)

La **retención** es la resistencia al desplazamiento de la prótesis en sentido vertical, evitando su desalojo. Esta función está a cargo del tercio final de los brazos retentivos ubicados en el área retentiva de la pieza pilar. La flexibilidad del retenedor se determina a través del material de fabricación, forma, volumen y longitud de éste. (2,3,10)

El **soporte** se define como la resistencia frente a fuerzas en sentido vertical, que evitan la intrusión protésica a los tejidos. Obteniendo un buen soporte, protegemos las estructuras periodontales y distribuimos de mejor manera las fuerzas oclusales. (2, 10)

### 3.6 Tipos de retenedores convencionales.

**3.6.1 Retenedor ACKERS:** es un complejo compuesto por un brazo retentivo vestibular, un brazo recíproco lingual/palatino y un apoyo oclusal.

(fig.3) (1, 2)

Sus ventajas son buen soporte, estabilidad y muy buena fuerza de retención.

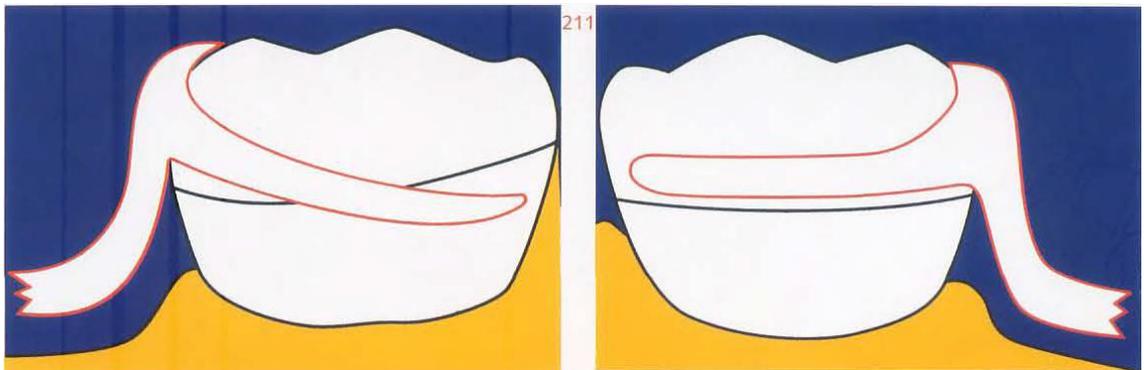


Fig 3 : Retenedor Ackers: brazo retentivo vestibular (izq.) y brazo recíproco lingual (der.)

Está indicado en PPR de vía de carga dentaria. La clase III de Kennedy es su mejor indicación.

Por su rigidez está contraindicado en la extensión distal de las Clases I y II o sobre pilares periodontalmente comprometidos. Su pobre estética también es motivo para limitar su indicación en el sector anterior (1, 2, 10).

**3.6.2 Retenedor tipo Roach:** Este retenedor está compuesto por un apoyo convencional adyacente a la brecha, brazo activo en barra, brazo pasivo circunferencial, conector menor proximal. El brazo activo es de recorrido gíngivo – oclusal, se origina en la la base como un conector menor en forma de barra (1,2) .

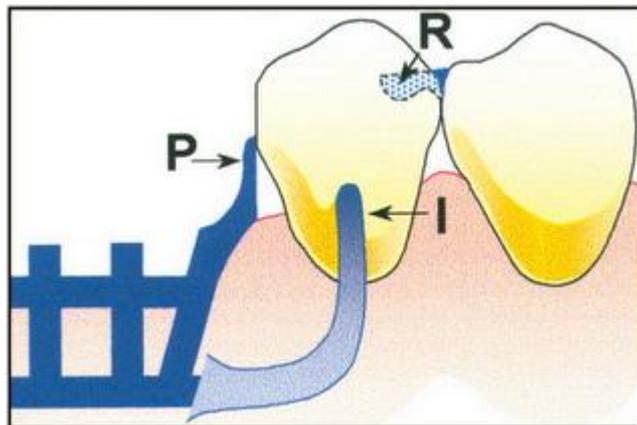


Fig.4: Retenedor tipo Roach

### 3.7 Retención en Prótesis Parcial Removible (PPR).

La fuerza de retención es la cualidad inherente a una prótesis dental, necesaria para su correcta función, y que su mecanismo de acción es resistiendo a las fuerzas que tienden al desalojo de ésta desde su posición. (15)

Esta fuerza tiene como unidad de medición Newton, que se define como la fuerza necesaria para proporcionar una aceleración de  $1 \text{ m/s}^2$  a un objeto de 1 kg de masa (16) .

Para facilitar la retención y estabilidad de la PPR se han descrito varios

factores: los brazos retentivos, el asentamiento del apoyo dentro de su lecho, y el contacto del conector menor contra los planos guías. (2, 10)

En cuanto a la cantidad de retención que presenta una PPR o también expresado como resistencia a la tracción, los factores que han sido demostrados como determinantes son el asentamiento de la base (especialmente el complejo retentivo), el número, distribución y material de confección de los retenedores como así su diámetro y tipo, la ubicación de la parte activa del brazo retentivo y la convergencia en las superficies de los dientes pilares. (2, 3, 10)

De esta manera se han descrito valores aceptables de retención, siendo 500 gf (4,903 Newton) el rango necesario para asegurar el asentamiento de la PPR en función. (35)

Como se estableció anteriormente la fuerza de retención o resistencia a la tracción que ofrezca una PPR depende de los complejos retentivos y sus propiedades, pero en igual forma depende de los dientes pilares que los soporten.

### 3.8 Diente pilar en PPR.

Es la pieza dentaria o una parte de ésta que brinda soporte y retención a un aparato protésico. (15)

Las piezas pilares de la prótesis removible son aquellas que se encuentran vecinas al vano desdentado, cumpliendo su función mediante el complejo retentivo. (2,15)

El contacto íntimo entre los componentes del complejo retentivo y la superficie dentaria hacen posible esto, permitiendo asentar la prótesis en una correcta posición y evitando su desalojo ante fuerzas funcionales. (2)

En prótesis dentosoportadas, todo el soporte es brindado por los pilares dentarios existentes a cada lado del espacio desdentado.

En prótesis dentomucosoportadas el soporte está dado en gran medida por los rebordes y sólo obtienen un grado limitado de soporte de los dientes pilares. (1,2,17)

Dos puntos muy importantes y que han sido analizados a profundidad respecto a los dientes pilares, es el daño por caries y al periodonto que pueden sufrir producto del cambio de condiciones locales y las fuerzas a las cuales son sometidos dichos dientes. (1,10)

El daño periodontal a los dientes pilares ha sido motivo de variados estudios, las fuerzas excesivas transmitidas a estos pueden provenir de dos fuentes principales, el aumento de la carga oclusal y el desplazamiento de la PPR. Este fenómeno ha sido mayormente descrito para desdentamientos de vía de carga mixta (clases I y II de Kennedy) debido principalmente a la diferencia de resiliencia entre los tejidos duros y blandos ante las cargas funcionales, siendo los valores de ésta entre 0.03-0.05 mm y 0.14- 0.35 mm respectivamente. <sup>(18)</sup> Esto estaría asociado a pérdida del periodonto de soporte <sup>(19)</sup>. En otro estudio, donde se evaluaron pacientes rehabilitados con prótesis parcial removible, entre 4 y 17 años después de ser instalada, se observó que la pérdida de dientes pilares en desdentados con vía de carga mixta, era significativamente mayor a la pérdida de pilares en vía de carga dentaria. <sup>(20)</sup>

Sin embargo otros autores establecen que dicha tendencia se puede disminuir en gran medida con controles periódicos y un control de placa bacteriana riguroso. <sup>(21, 22)</sup>.

Para evitar sobrecargas al diente pilar, calibrar la fuerza de retención a la cual va a desempeñar su función y mejorar la estética es necesario preparar las superficies dentarias por medio del análisis con tangenciógrafo. <sup>(1, 2)</sup>

### **3.9 Paralelizado en PPR.**

El paralelizador o tangenciógrafo, es un instrumento que se utiliza para determinar el paralelismo relativo existente entre dos o más superficies

dentarias y de otras partes del modelo diagnóstico. (4)

Se utiliza para determinar el eje de inserción- remoción, las zonas retentivas de cada pieza pilar como también para contornear pilares y restauraciones, brindando mejor soporte, retención y estética. (1,10,23)

### **3.10 Eje de inserción y remoción.**

La trayectoria o el eje de inserción de una prótesis se define como:

“Dirección en que se mueve la prótesis parcial removible cuando es colocada o retirada de su sitio en la boca o en el modelo. El eje de inserción es establecido por el odontólogo y funciona desde el momento en el cual las partes rígidas de la prótesis contactan con los dientes de soporte y luego continua hasta la posición final de asentamiento de la prótesis.” (1,10,23)

#### **3.10.1 Factores que determinan el eje de inserción y remoción:**

Los factores que determinan el eje de inserción y remoción de una prótesis parcial removible son (4,10):

- Planos guía
- Áreas retentivas
- Interferencias
- Estética

### **3.10.1.1 Planos guía**

Son planos tallados en las superficies dentarias, siendo su principal característica el paralelismo entre ellos en sentido vertical, cuyo objetivo es proporcionar un eje de inserción y remoción de la prótesis parcial removible guiando el contacto de sus partes rígidas con los pilares, evitando interferencias y posible daño a éstos. (4)

Los planos guía pueden estar presentes sobre los contornos coronarios de manera natural, o pueden ser creados recontorneando las superficies dentarias a través de desgastes selectivos, mediante el análisis de los modelos bajo el tangenciógrafo. Además, pueden ser modificados por adición de resina compuesta u otro tipo de restauración, en beneficio de generar un área retentiva, o cuando el pilar no puede ser desgastado para este fin. (4, 24)

### **3.10.1.2 Áreas retentivas.**

La retención de una prótesis se obtiene mediante la utilización de zonas retentivas. La posición de la línea de máximo contorno, o ecuador protésico, en sentido vertical depende de la inclinación del modelo en el plano frontal. La retención de la prótesis se puede aumentar en un pilar al variar el eje de inserción pero a su vez, puede disminuir en el pilar del lado opuesto. (4)

### **3.10.1.3 Interferencias.**

La prótesis debe ser instalada y retirada de la boca del paciente sin

interferencia de tejidos duros o blandos. Se debe seleccionar la trayectoria de inserción que no encuentre interferencias o si las presenta, esta pueda ser eliminada y así evitar daño sobre los dientes pilares. (2)

#### **3.10.1.4 Estética**

Al realizar una prótesis parcial removible, debe considerarse el factor estético para la ubicación de los dientes artificiales, retenedores y al elaborar la encía acrílica. Con un eje de inserción dado se puede favorecer el atractivo de la prótesis mostrando menos metal de los retenedores y manejando la posición de las piezas artificiales. Se debe elegir aquella área retentiva que permita ubicar el retenedor lo más cervical y distal posible con el fin de favorecer la estética. Al contornear restauraciones y al modificar caras proximales de piezas dentarias, se debe tomar en cuenta que deben permitir la menor visibilidad del metal. (2, 4, 10)

A pesar de la acabada preparación de los dientes pilares previo a la rehabilitación con prótesis parcial removible, el uso de éstas aún causa complicaciones, en gran parte por los complejos retentivos. Siendo la sobrecarga a los pilares y la estética problemas recurrentes. (2)

#### **3.11 Dificultades asociadas al uso de retenedores convencionales.**

La estética es uno de los factores asociados a disconformidad con la rehabilitación con prótesis parcial removible. La exposición del metal de los brazos retentivos en la superficie vestibular, asociado a los retenedores

convencionales, comprende un desafío importante al momento de planificar y rehabilitar un determinado caso clínico. (5)

Las alternativas propuestas hasta ahora abarcan una gama de opciones, que incluye nuevos elementos de anclaje como también la modificación de complejos retentivos ya existentes, en los cuales las variaciones a los componentes visibles en la superficie vestibular sin alterar en mayor medida el comportamiento biomecánico son el principal objetivo. Sin embargo son reportes en los cuales la evidencia los avala pobremente. En otros casos, como los distintos tipos de attaches, tienen limitaciones en su indicación; el costo adicional por ser técnicas de mayor complejidad o el difícil manejo de su influencia sobre los dientes pilares. (6)

Otro factor asociado a fracaso en la rehabilitación con PPR es el comportamiento biomecánico sobre los dientes pilares. (2,10)

Las palancas generadas por las fuerzas funcionales sobre este tipo de rehabilitación, permiten que los dientes destinados a dar soporte reciban cargas mayores a las habituales y no siguiendo el eje axial de la pieza dentaria. (25) Estas fuerzas se presentan en mayor proporción en la vía de carga mixta, donde la diferencia de resiliencia entre los tejidos que la soportan producen movimiento rotatorios en los cuales el fulcrum se ubica en los pilares, sometiéndolos a desplazamientos laterales que afectan directamente los tejidos periodontales. (2)

Los desplazamientos laterales generados también por la acción del

brazo retentivo en el eje de inserción remoción producen un daño directo al periodonto. Esto se explica porque la fuerza generada en este proceso se absorbe tanto por el diente pilar como por el complejo retentivo, siendo que uno se desplaza mientras que el otro sufre la flexión respectivamente. (1, 26)

Teóricamente, este movimiento se controlaría por la contención del brazo recíproco. Sin embargo, al ir desalojando la prótesis, este elemento ubicado sobre el ecuador protésico puede perder rápidamente su contacto con el diente, quedando así nula su acción. (3)

La alteración de la función de los componentes de la PPR como así del tejido biológico que las soporta, pueden conducir a una pérdida de retención y disminución de estabilidad de la prótesis, a través de básculas, dañando aún más el remanente bucal, terminando con la vida útil del aparato protésico en su totalidad, y por lo tanto con el fracaso terapéutico (2, 4)

### **3.12 Alternativas estéticas a complejos retentivos tradicionales.**

**3.12.1 Attaches:** tipo de retenedor cuyo mecanismo de acción es por fricción, compuesto por un sistema de encaje de dos estructuras macho/hembra, uno ubicado en el diente pilar y el otro en la prótesis removible (fig.5) (4, 15). Según su relación con el diente pilar pueden ser de tipo intracoronarios o extracoronales.

Es una solución estética a los sistemas convencionales de retención, cuya disposición evita exponer los componentes metálicos en las superficies dentarias. (12)



Fig.5: Prótesis parcial removible retenida por sistema de attaches.

Las desventajas que presentan son económicas al ser una técnica de mayor dificultad y costo, además requieren sistemas intracoronarios en los dientes pilares, por lo que es una solución menos conservadora del remanente biológico. (4)

### 3.12.2 Resinas Acetálicas

Este material ha sido utilizado como una alternativa de retenedor de color dentario para mejorar la estética. Se caracteriza por tener mayor tensión límite, rigidez y resistencia al impacto que las resinas convencionales. Su principal aplicación es como sustituyente directo de otros metales. (27)

Los retenedores de resinas acetálicas ofrecen una alternativa estética a los retenedores metálicos convencionales. La evidencia avala su uso en la confección de retenedores, conectores y elementos de soporte para una PPR (3) (fig.6). Sin embargo, la deformación de los retenedores directos fabricados en este material es significativamente mayor que su contraparte metálica.

Además, se ha reportado en algunos estudios que la fuerza retentiva de los retenedores de resina parece no ser suficiente comparada a retenedores convencionales. (28, 29, 30)



Fig.6: Retenedor directo confeccionado con resinas acetálicas.

Una ventaja sustancial en el uso de este tipo de complejos es la estabilidad en la fuerza retentiva con el paso del tiempo y el uso, siendo más estable que sus pares metálicos. (28)

**3.12.3 Retención lingual:** para dar solución estética a los problemas generados por los complejos retentivos convencionales, se han propuesto distintas opciones en las cuales se reemplaza el uso del componente vestibular utilizando las otras superficies dentarias. Es así que la literatura reporta las siguientes variantes al mismo principio:

**3.12.4 Retenedor RRDD:** este retenedor utiliza los planos guía tallados en las superficies mesial y distal. Está compuesto un brazo retentivo que utiliza la zona distolingual y que corresponde a una prolongación del conector menor. El brazo recíproco se ubica en la cara mesial, mientras el apoyo se ubica en la cara lingual/palatina utilizando el cingulo (fig.7). Este diseño posee una variable, en la cual la superficie mesial es la que brinda retención y la distal reciprocidad.

Este retenedor no se indica en vía de carga mixta o pilares comprometidos periodontalmente, y entre sus deficiencias cuenta la escasa evidencia a favor y la superficie abarcada, siendo menor a 180°. (7)



Fig.7: Base metálica con diseño de retenedor lingual/palatino.

**3.12.5 Brazo retentivo circunferencial lingual:** Es otra alternativa al uso de la zona lingual, consta de un apoyo oclusal que abarca gran parte de esta superficie y un brazo retentivo labrado, utilizando generalmente oro, el cual tiene su parte activa en mesial del diente pilar (fig.8). Su uso está asociado a piezas tratadas con prótesis fija, por lo que la dificultad técnica y el costo asociado son dos de sus principales desventajas. (5)



Fig.8: PPR con retenedores circunferenciales linguales/palatinos en ambos pilares.

**3.12.6 Retenedor estético elástico:** es un diseño propuesto por García Olavarría <sup>(10)</sup>, en el cual utiliza la superficie disto lingual para brindar retención. Está compuesto por un brazo retentivo que parte como una proyección del conector menor, lo que le otorga una mayor flexibilidad. (Fig.9)

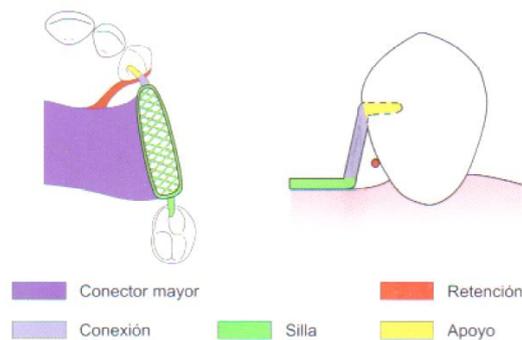


Fig.9: Esquema oclusal y vestibular del diseño de retenedor estético elástico.

Este brazo atraviesa bajo el apoyo oclusal distal, el que está unido mediante el conector menor a la silla protésica. Su indicación sería en caninos y premolares superiores con terreno favorable, es decir, una convergencia coronaria marcada y el soporte periodontal adecuado. <sup>(10)</sup>

**3.12.7 Equipoise:** es un diseño de retenedor rígido, su principio al igual que los anteriores es eliminar el brazo vestibular mejorando así la estética. Los tercios mesial y lingual de este complejo brindan contención, mientras la parte

activa se ubica en la superficie distal proporcionando la retención (fig.10). El apoyo oclusal unido al conector menor, está ubicado por mesial y es de un grosor mayor al de retenedores convencionales, por lo que es frecuente verlo asociado a dispositivos intracoronarios en el diente pilar. (10)

Su principal indicación es en prótesis de vía de carga dentaria, ya que dado su rigidez no se indica en carga mixta o en pilares con soporte periodontal reducido. (10,31)

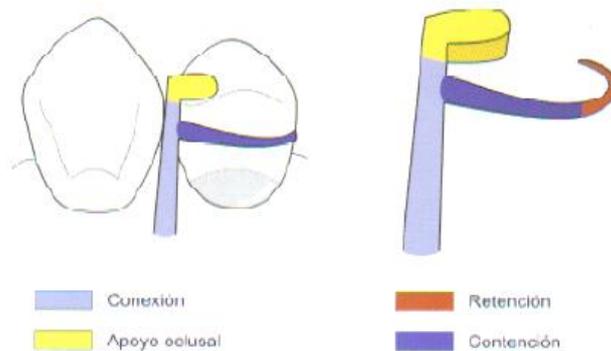
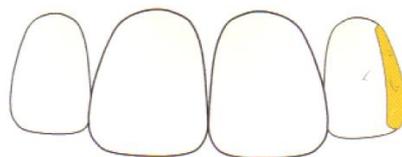


Fig.10: Equipoise.

**3.12.8 Retenedor estético en E:** surge como otra variante a la eliminación del brazo retentivo vestibular. Utiliza la cara distal del diente pilar como zona activa adaptándose al plano guía íntimamente, además posee un apoyo oclusal/ cingular disto palatino.(fig. 11)



Vista vestibular de retenedor en E

Fig.11: Vista vestibular de retenedor en E.

Su uso principal es en dientes anteriores maxilares en vía de carga dentaria, aunque carece de suficiente evidencia que avale su uso. (10)

**3.13 Diseño propuesto:** El retenedor de acción palatina está compuesto por un brazo retentivo que abarca esta superficie en toda su extensión, en sentido disto mesial, y ubicando su parte activa en la zona mesio cervical del diente pilar (Fig.12). Este brazo debe ser de la mayor longitud posible, para brindar circunscripción y a su vez ser de menor rigidez, para disminuir las fuerzas transmitidas al pilar.

Posee un conector menor y un apoyo oclusal, que es proyección de éste, en la superficie distal. Es necesario un contacto íntimo de estas partes con la superficie dentaria, y en el caso del conector menor, abarcar hasta la unión de la superficies vestibular y distal, para optimizar el perímetro cubierto por esta estructura y facilitar la reciprocidad.

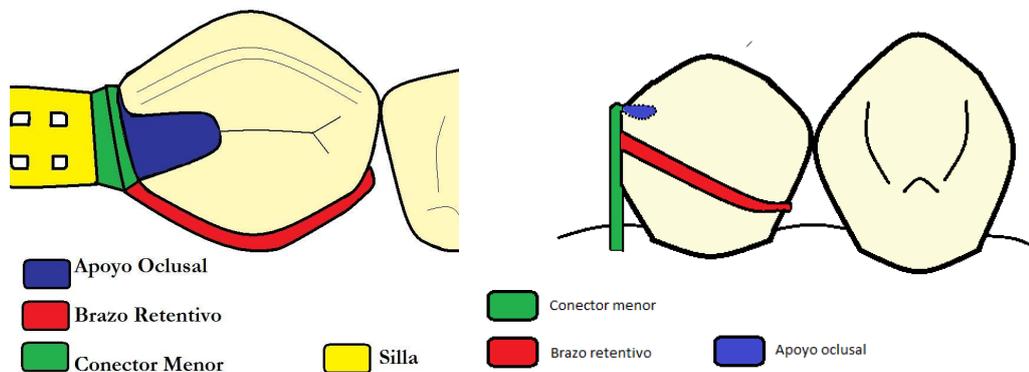


Fig 12: Vista oclusal y palatina.

#### **4. Hipótesis.**

H1: No existen diferencias en la fuerza de retención para tracción entre un retenedor de acción palatina y un retenedor Ackers convencional.

H2: No existen diferencias en el desplazamiento horizontal del diente pilar al traccionar un retenedor de acción palatina y un retenedor Ackers convencional.

## **5. Objetivos.**

### **5.1 Objetivo General.**

Comparar in vitro los valores de fuerza de retención y el desplazamiento horizontal del diente pilar en desdentamientos de vía de carga mixta, clase I y II de Kennedy, entre: Ackers convencional y retenedor de acción palatina.

### **5.2 Objetivos Específicos.**

Determinar la fuerza de tracción necesaria para producir el desalojo de una base metálica, ante la acción uni y bilateral de ambos diseños de retenedores, para clase I y II de Kennedy.

Comparar la fuerza de tracción necesaria para producir el desalojo de una base metálica, ante la acción uni y bilateral de ambos diseños de retenedores, para clase I y II de Kennedy.

Determinar el desplazamiento en sentido horizontal de los dientes pilares ante la acción de ambos diseños de retenedores, para clase I y II de Kennedy.

Comparar el desplazamiento en sentido horizontal de los dientes pilares, ante la acción uni y bilateral de ambos diseños de retenedores, para clase I y II de Kennedy.

## **6. Materiales y Métodos.**

Con el propósito de comprobar nuestra hipótesis, es que se formuló el siguiente estudio de tipo descriptivo y correlacional, que analizará las siguientes variables.

### **6.1 Variables Observadas**

#### **6.1.1 Variables independientes.**

- Tipo de complejo retentivo
- Tipo de desdentamiento

#### **6.1.2 Variables dependientes.**

- Fuerza de tracción unilateral
- Fuerza de tracción bilateral
- Desplazamiento del diente pilar ante tracción unilateral
- Desplazamiento del diente pilar ante tracción bilateral

### **6.2 Definiciones Conceptuales de las Variables**

- Tipo de Desdentamiento: El tipo de desdentamiento se define por la configuración morfológica determinada por las piezas pilares que delimitan los vanos desdentados. Para efectos de este estudio se utiliza la Clasificación de Kennedy y se seleccionaron dos tipos de desdentamiento, clase I y II.
- Tipo de complejo retentivo: Se entiende por el tipo diseño del brazo activo y su relación sobre la superficie del diente pilar. Se someterán a prueba un diseño de retenedor que se caracteriza por no utilizar la cara vestibular del diente pilar

para brindar retención, el que está compuesto por un brazo retentivo palatino, cuya parte activa se ubica en la zona mesio cervical del diente pilar, un apoyo oclusal y un conector menor en la cara distal, contactando íntimamente con el plano guía tallado en esa superficie. Este complejo será llamado retenedor de acción palatina. (fig. 13). Será sometido a estudio con un retenedor convencional tipo Ackers.

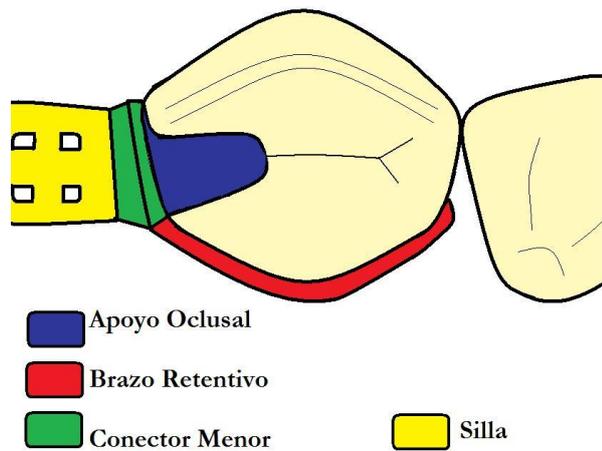


Fig.13: Retenedor de acción palatina, vista oclusal.

- Fuerza de retención uni y bilateral: Corresponde a la resistencia en sentido vertical frente a fuerzas de tracción o desalojo que sufre una PPR. Será unilateral si la tracción es aplicada en una hemiarcada, o bilateral si es aplicada en ambos lados de la arcada. Será medida en Newton, que corresponde a la unidad internacional de medición.
- Desplazamiento del diente pilar frente a tracción uni y bilateral: Es el grado de movilidad de la corona del diente pilar frente a la remoción de la PPR. Para tracciones unilaterales es el desplazamiento de la pieza ipsilateral a la zona de tracción, mientras que para fuerzas bilaterales es el promedio de los valores

registrados para ambos pilares. Serán expresados en micrómetros (um).

### 6.3 Obtención de Modelos.

Para este estudio se simularon dos tipos de desdentamiento maxilar, clase I y II de Kennedy, mediante la fabricación de ocho modelos de acrílico de autocurado transparente. Para tal efecto se duplicaron mediante una impresión con alginato Jeltrate® y cubetas stock tipo Rim Lock, modelos estándar de yeso de desdentamiento superior, de las clases mencionadas anteriormente y en los cuales los dientes pilares fueron primeros premolares. Obtenida la impresión, se posicionaron primeros premolares superiores como dientes pilares (extraídos recientemente y almacenados en una solución de suero con formalina al 1%). Como criterio de selección, estos debieron tener la corona sana, la raíz tampoco debió presentar alteraciones. Los premolares fueron seleccionados además según su morfología radicular típica: dos raíces con furcación en el tercio medio o apical, y de una longitud promedio de 12.9mm, así asegurando un soporte periodontal similar a todos los pilares. ( 32)

Fueron acondicionados para simular el ligamento periodontal, según el método descrito por Sterzenbach (33). Para esto, se cubrieron las raíces con una capa homogénea de 0.3 mm de cera de incrustaciones, medida con un calibrador de cera en toda la superficie, y dejando una distancia libre de 2.5 mm desde el límite amelocementario al borde superior de la cera. (fig. 14)



Fig.14: Raíces cubiertas con capa homogénea de cera de incrustaciones.

Dichas piezas se ubicaron en su lugar correspondiente al diseño de la arcada previo al vaciado de la impresión (2 pilares para desdentamiento clase I, 1 pilar para clase II).

El vaciado de la impresión se realizó con acrílico de autocurado transparente. Una vez polimerizado, se extrajeron las piezas pilares para retirar la cera que cubría la raíz de esta y reemplazarlo con un material de acondicionamiento (Mollosil, DETAX), en una capa de grosor homogéneo de 0.3mm. (figs. 15- 18)

Este material ha demostrado tener niveles de resiliencia similares a los del ligamento periodontal humano y de mayor fiabilidad que otros materiales utilizados para este fin. (34)



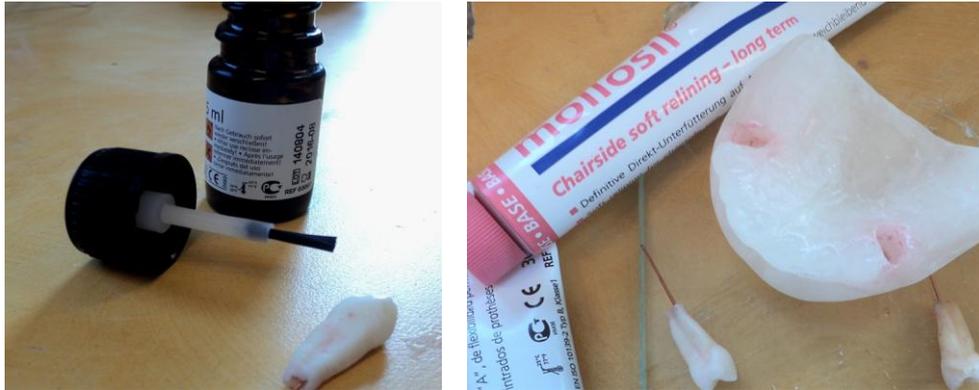


Fig.15- 18: Secuencia de preparación de modelos de trabajo, reemplazo de cera por capa homogénea de Mollosil.

#### 6.4 Diseño y preparación biomecánica.

Una vez obtenidos los modelos de trabajo, se dibujaron los diseños de prótesis, realizando previamente el análisis con tangenciógrafo, la selección del eje de inserción/remoción y la selección de cada componente de la base metálica para su posterior fabricación. Hecho esto, se realizó el tallado de planos guías con una pieza de mano unida al brazo vertical del tangenciógrafo y una fresa cilíndrica de diamante. Posteriormente se tallaron los lechos de apoyo con una fresa redonda de diamante y alta velocidad.

Hecho esto se confeccionaron ocho bases metálicas: para el diseño de retenedor de acción palatina se realizaron cuatro estructuras, dos para clase I y dos para clase II de Kennedy, y para el retenedor Ackers fue de la misma

manera, dos bases clase I y dos de clase II de Kennedy.

Para las bases clase I se utilizaron retenedores Ackers o de acción palatina bilateral en los primeros premolares según corresponde, y cinta palatina como conector mayor.

Para las bases clase II, ipsilateral al vano desdentado se utilizó el retenedor Ackers o de acción palatina, en el lado no desdentado un retenedor doble Ackers entre el segundo premolar y el primer molar, y una cinta palatina como conector mayor.(Fig. 19)



Fig.19: Base metálica clase II con retenedor de acción palatina.

Adicionalmente se le soldaron arandelas a ambos lados de la base para posibilitar las pruebas de tracción, estas se ubicaron en el sector de los vanos desdentados, en el caso de las bases clase II de Kennedy, la arandela del lado no desdentado fue ubicada como una proyección del conector menor del retenedor ipsilateral.

## 6.5 Medición de Resistencia



Fig.20: Máquina de tracción universal Tinius Olsen H5K- S



Fig.21: Tracción bilateral de base metálica.

El análisis de tracción se realizó con el uso de la máquina de tracción universal Tinius Olsen H5K- S (fig. 20). Se midió de esta manera la resistencia a la tracción de los retenedores, 20 veces por cada base metálica, 10 para tracción unilateral (5 pruebas por cada retenedor en las bases clase I de Kennedy) y 10 para fuerzas bilaterales; obteniendo así 80 mediciones de tracción de cada tipo (uni y bilateral) (fig. 21).

### 6.6 Medición del desplazamiento de piezas pilares.

Previo al inicio de las pruebas, se tallaron cavidades de 2 mm de profundidad en el centro del surco oclusal de los dientes pilares. En cada una de dichas cavidades se cementó el extremo activo de sondas periodontales con vidrio ionómero de cementación, con el fin de ser utilizadas como prolongaciones coronarias, facilitando las mediciones de desplazamiento del diente pilar.

Esto se realizó con el fin de extrapolar los valores de desplazamiento que se obtuvieron y medir el desplazamiento angular de cada diente pilar.



Fig.22: Grabación de tracción bilateral de base metálica.

Al momento de realizar la medición de la tracción, cada secuencia fue grabada en alta definición utilizando una cámara Canon Powershot SX 200 IS ® (fig. 22). El registro de imágenes fue analizado computacionalmente con el programa Adobe After Effects v 7.0, con el fin de determinar en micrómetros, los valores de desplazamiento vestibulo- palatino de las piezas pilares debido a la acción de ambos tipos de retenedores. (figs. 23- 25)

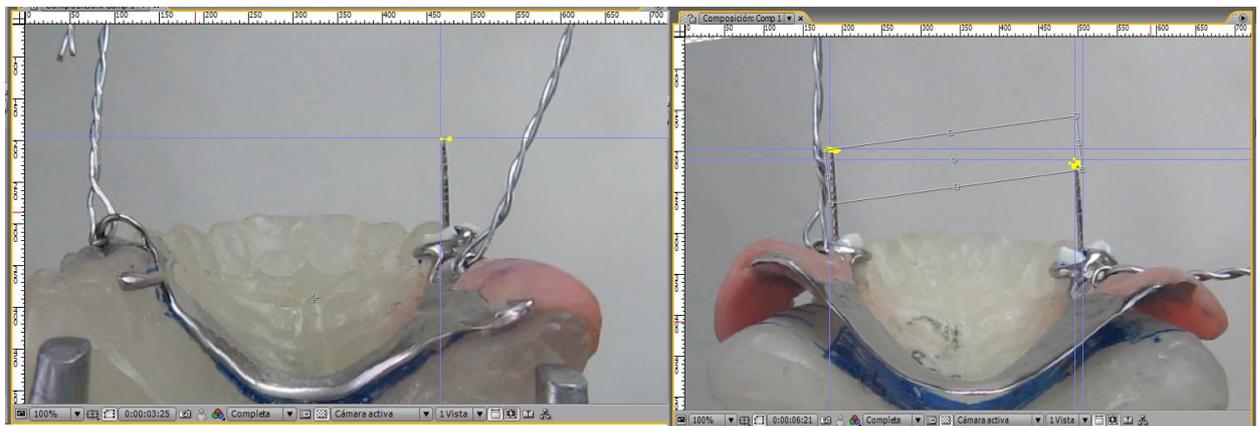
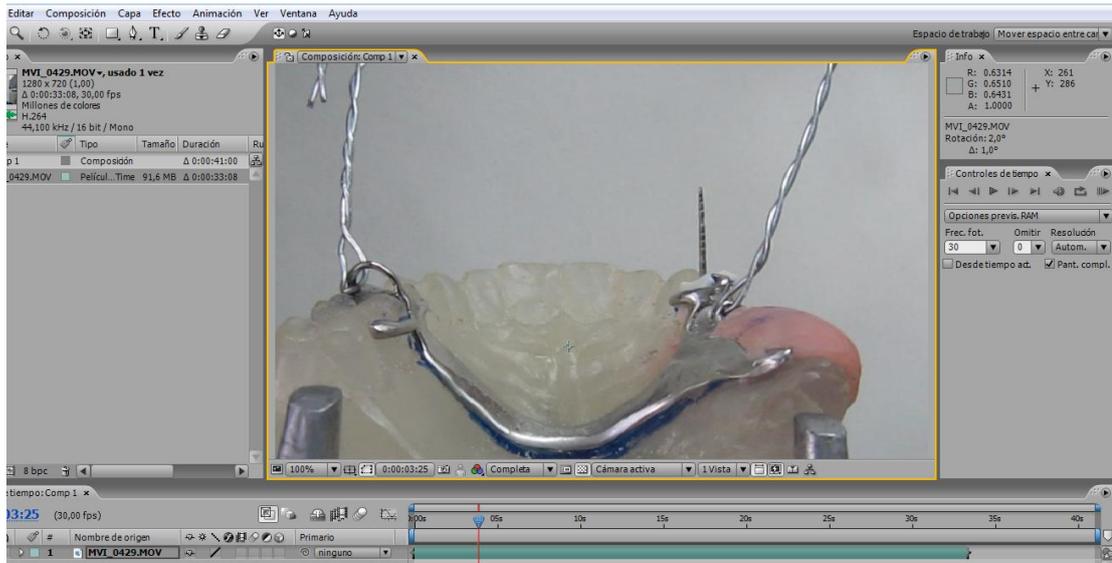


Fig.23-- 25: Análisis computacional de secuencias de tracción de base metálica.

## 6.7 Recopilación de los Datos

Posterior a la realización de todas las pruebas, los datos de éstas fueron traspasados a una planilla del programa Microsoft Excel® 2010, pudiendo así tabularlos y someterlos al análisis estadístico.

## **6.8 Análisis Estadístico de los Resultados**

Para el análisis de los datos se utilizó el Programa Stata v. 10. Para las pruebas de normalidad se aplicó el test de Shapiro Wilk. Los resultados obtenidos fueron analizados con la prueba estadística T de Student, de variables independientes y de varianzas diferentes, con una significancia de 0,05. Así como se la prueba de análisis de varianza unidireccional ANOVA según corresponde.

## 7. Resultados.

### 7.1 Estadística descriptiva

Variable	n= muestra	Promedio	Desv. standar	Mínimo	Máximo	Rango
Tracc. Unilateral	40	4.465	.97626	2.3	6.5	4.2
Tracc. Bilateral	40	6.7125	2.6963	3.5	13.5	10
Despl. Unilateral	40	30.35	3.3477	26	39	13
Despl. bilateral	40	34.55	5.7062	26	49	23

Tabla 1: Fuerza de tracción y desplazamiento uni y bilateral para retenedor de acción palatina.

En una primera instancia, se exponen los valores de fuerzas de tracción y desplazamiento del diente pilar uni y bilateral para el retenedor de acción palatina. (Tabla 1).

Para el retenedor de acción palatina, el valor promedio de fuerza de tracción unilateral fue de 4.465 N, con una desviación estándar de 0.97626 N y un rango de 4.2 N.

El valor promedio de fuerza de tracción bilateral fue 6.7125 N, con una desviación estándar de 2.6963 N y un rango de 10 N.

Para desplazamiento unilateral el promedio observado es de 30.35 um, con una desviación estándar de 3.3477 um y un rango de 13 um.

La variable desplazamiento bilateral presentó un valor promedio de 34.55 um, con una desviación estándar de 5.7062 um y un rango de 23 um.

Variable	n= muestra	Promedio	Desv. standar	Mínimo	Máximo	Rango
<b>Tracc. Unilateral</b>	40	6.365	<i>1.7801</i>	3.8	10.6	6.8
<b>Tracc. Bilateral</b>	40	9.1025	<i>2.4124</i>	4.7	14	9.3
<b>Despl. Unilateral</b>	40	32.625	<i>3.8940</i>	27	40	13
<b>Despl. bilateral</b>	40	34.475	<i>5.0076</i>	26	47	21

Tabla 2: Fuerza de tracción y desplazamiento uni y bilateral para retenedor Ackers convencional.

Para el retenedor Ackers convencional, el valor promedio de fuerza de tracción unilateral fue de 6.365 N, con una desviación estándar de 1.7801 N y un rango de 6.8 N (Tabla 2).

El valor promedio de fuerza de tracción bilateral fue 9.1025 N, con una desviación estándar de 2.4124N y un rango de 9.3 N.

Para desplazamiento unilateral el promedio observado es de 32.625 um, con una desviación estándar de 3.894 um y un rango de 13 um.

La variable desplazamiento bilateral presentó un valor promedio de 34.475 um, con una desviación estándar de 5.0076 um y un rango de 21 um.

En el siguiente gráfico se exponen las diferencias en los valores promedios para fuerza de tracción (gráfico 1) según tipo de complejo retentivo.

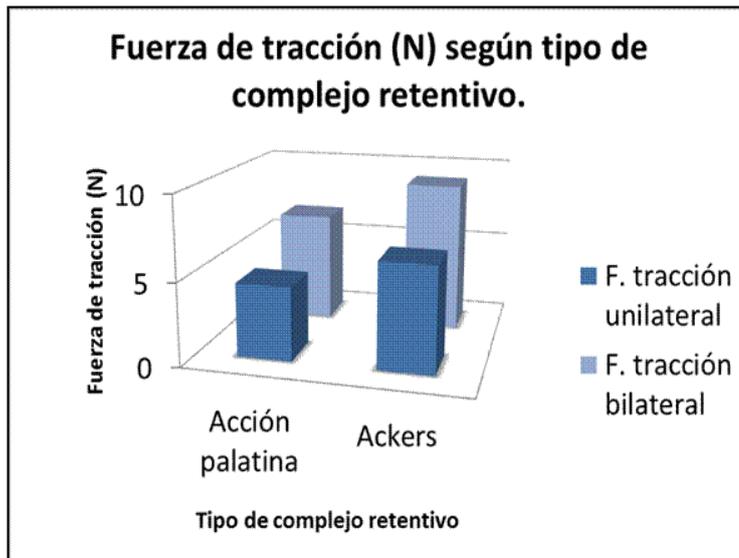


Gráfico 1: Fuerza de tracción uni y bilateral según tipo de complejo retentivo.

De la misma forma se muestran las diferencias para los promedios en los valores de desplazamiento uni y bilateral según tipo de complejo retentivo (gráfico 2).

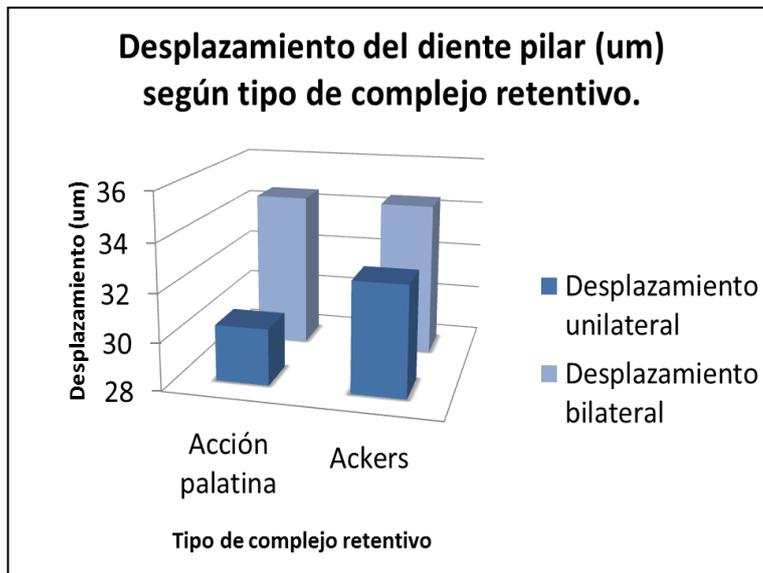


Gráfico 2: Desplazamiento del diente pilar uni y bilateral, según tipo de complejo retentivo.

Para los grupos tipo de desdentamiento según complejo retentivo se presenta la estadística descriptiva, para las variables fuerza de tracción y desplazamiento uni y bilateral.

Variable	n= muestra	Promedio	Desv. standar	Mínimo	Máximo	Rango
Tracc. Unilateral	20	4.035	1.0727	2.3	6.3	4.0
Tracc. Bilateral	20	5.08	.87635	3.5	6.7	3.2
Despl. Unilateral	20	30.7	3.7148	26	39	13
Despl. bilateral	20	37.85	4.6029	31	49	18

Tabla 3: Fuerza de tracción y desplazamiento uni y bilateral para clase I con retenedor de acción palatina.

Para el grupo clase I de Kennedy con retenedor palatino (tabla 3), el valor promedio de fuerza de tracción unilateral fue de 4.035 N, con una desviación estándar de 1.0727 N y un rango de 4.0 N.

El valor promedio de fuerza de tracción bilateral fue 5.08 N, con una desviación estándar de 0.87635 N y un rango de 3.2 N.

Para desplazamiento unilateral el promedio observado es de 30.7 um, con una desviación estándar de 3.7148 um y un rango de 13 um.

La variable desplazamiento bilateral presentó un valor promedio de 37.85 um, con una desviación estándar de 4.6029 um y un rango de 18 um.

Variable	n= muestra	Promedio	Desv. standar	Mínimo	Máximo	Rango
Tracc. Unilateral	20	6.915	2.2010	3.8	10.6	6.8
Tracc. Bilateral	20	8.92	2.5838	4.7	14	9.3
Despl. Unilateral	20	32.55	4.1355	27	40	13
Despl. bilateral	20	37.35	4.0428	31	47	18

Tabla 4: Fuerza de tracción y desplazamiento uni y bilateral para clase I con retenedor Ackers convencional.

Para el grupo clase I de Kennedy con retenedor Ackers convencional (tabla 4), el valor promedio de fuerza de tracción unilateral fue de 6.915 N, con una desviación estándar de 2.2010 N y un rango de 6.8 N.

El valor promedio de fuerza de tracción bilateral fue 8.92 N, con una desviación estándar de 2.5838 N y un rango de 9.3 N.

Para desplazamiento unilateral el promedio observado es de 32.55 um, con una desviación estándar de 4.1355 um y un rango de 13 um.

La variable desplazamiento bilateral presentó un valor promedio de 37.35 um, con una desviación estándar de 4.0428 um y un rango de 18 um.

Variable	n= muestra	Promedio	Desv. Standar	Mínimo	Máximo	Rango
Tracc. Unilateral	20	4.895	.6452	3.8	6.5	2.7
Tracc. Bilateral	20	8.345	2.9231	4.7	13.5	8.8
Despl. Unilateral	20	30	2.9912	26	36	10
Despl. bilateral	20	31.25	4.7669	26	41	15

Tabla 5: Fuerza de tracción y desplazamiento uni y bilateral para clase II con retenedor de acción palatina.

Para el grupo clase II de Kennedy con retenedor de acción palatina (tabla 5), el valor promedio de fuerza de tracción unilateral fue de 4.895 N, con una desviación estándar de 0.6452 N y un rango de 2.7 N.

El valor promedio de fuerza de tracción bilateral fue 8.345 N, con una desviación estándar de 2.9231 N y un rango de 8.8 N.

Para desplazamiento unilateral el promedio observado es de 30  $\mu\text{m}$ , con una desviación estándar de 2.9912  $\mu\text{m}$  y un rango de 10  $\mu\text{m}$ .

La variable desplazamiento bilateral presentó un valor promedio de 31.25  $\mu\text{m}$ , con una desviación estándar de 4.7669  $\mu\text{m}$  y un rango de 15  $\mu\text{m}$ .

Variable	n= muestra	Promedio	Desv. standar	Mínimo	Máximo	Rango
Tracc. Unilateral	20	5.815	.0116	4.3	7.1	2.8
Tracc. Bilateral	20	9.285	2.2801	5.1	11.9	6.8
Despl. Unilateral	20	32.7	3.7430	27	38	11
Despl. bilateral	20	31.6	4.2102	26	38	12

Tabla 6: Fuerza de tracción y desplazamiento uni y bilateral para clase II con retenedor Ackers convencional.

Para el grupo clase II de Kennedy con retenedor Ackers convencional (tabla 6), el valor promedio de fuerza de tracción unilateral fue de 5.815 N, con una desviación estándar de 0.0116 N y un rango de 2.8 N.

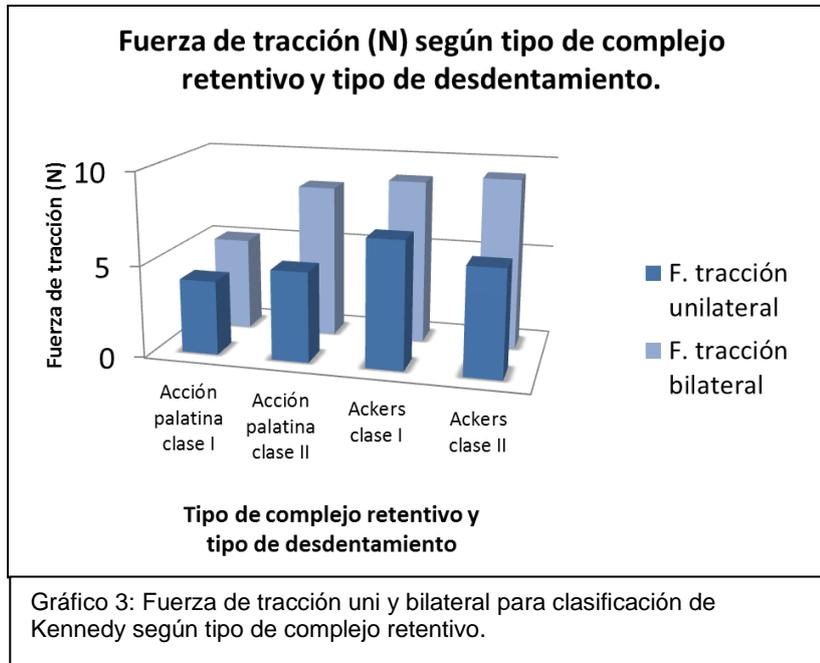
El valor promedio de fuerza de tracción bilateral fue 9.285 N, con una desviación estándar de 2.2801 N y un rango de 6.8 N.

Para desplazamiento unilateral el promedio observado es de 32.7  $\mu\text{m}$ , con una desviación estándar de 3.7430  $\mu\text{m}$  y un rango de 11  $\mu\text{m}$ .

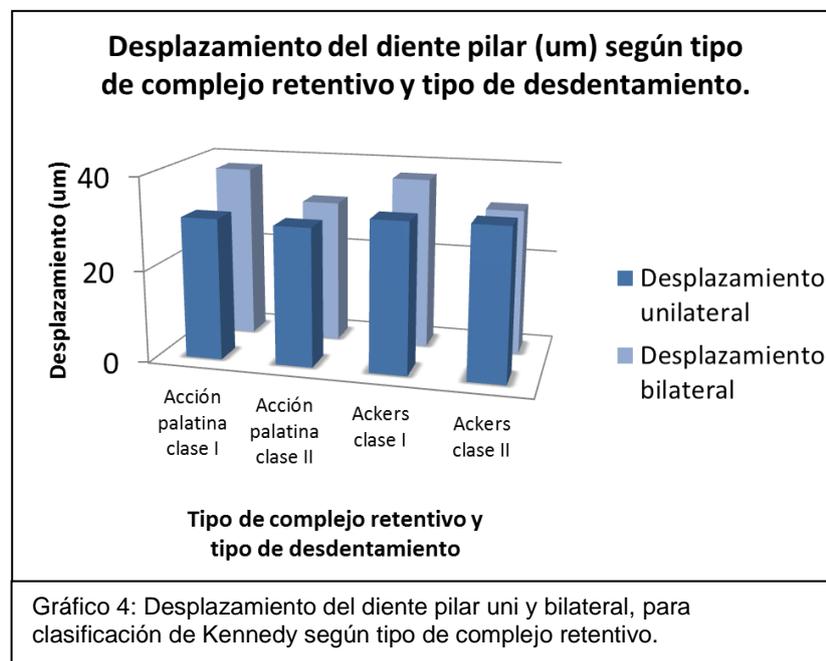
La variable desplazamiento bilateral presentó un valor promedio de 31.6

um, con una desviación estándar de 4.2102 um y un rango de 12 um.

En el siguiente gráfico se exponen las diferencias en los valores promedios para fuerza de tracción (gráfico 3) para clasificación de Kennedy según tipo de complejo retentivo.



De la misma forma se muestran las diferencias para los promedios en los valores de desplazamiento uni y bilateral para clasificación de Kennedy según tipo de complejo retentivo (gráfico 4).



## 7.2 Análisis Estadístico de los Resultados

Las variables a analizar en el estudio corresponden tipo de complejo retentivo (de acción palatina o Ackers convencional), y tipo de desdentamiento según retenedor. Se expone cómo se comportan éstas sobre las variables fuerza de tracción y desplazamiento uni y bilateral.

### 7.2.1 Análisis Variable: tipo de complejo retentivo.

Variable	Retenedor acción palatina					Retenedor Ackers					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
<b>Tracción unilateral</b>	40	4.465	0.9762	2.3	6.5	40	6.365	1.7801	3.8	10.6	0,00000
<b>Tracción bilateral</b>	40	6.7125	2.6963	3.5	13.5	40	9.1025	2.4124	4.7	14	0.0001
<b>Despl. unilateral</b>	40	30.35	3.3477	26	39	40	32.625	3.8940	27	40	0.0064
<b>Despl. bilateral</b>	40	34.55	5.7062	26	49	40	34.475	5.0076	26	47	0.9503

**Tabla 7:** Comparación de resultados de fuerza de tracción y desplazamiento uni y bilateral de bases con retenedor de Acción palatina y Ackers convencional.

En la Tabla 7 se presentan los análisis de diferencia de medias para los grupos según tipo de retenedor, para la fuerza de tracción y el desplazamiento del diente pilar.

La fuerza de tracción unilateral necesaria para desalojar bases con retenedores Ackers convencionales en comparación a bases con retenedores de acción palatina, presentó diferencias estadísticamente significativas, con un  $p= 0,00000$ , en el total de la muestra.

La fuerza de tracción bilateral necesaria para desalojar bases con retenedores Ackers convencionales en comparación a bases con retenedores de acción palatina, presentaron diferencias estadísticamente significativas, con un  $p= 0,0001$  (Tabla 7).

Para la variable desplazamiento del diente pilar ante tracción unilateral, los valores expuestos por retenedores Ackers fueron significativamente mayores que los de retenedores de acción palatina, con un  $p=0.0064$  (Tabla 7).

En cambio, para la variable desplazamiento ante tracción bilateral, no hubo diferencias estadísticamente significativas, con un valor  $p= 0,9503$  para ambos grupos (Tabla 7).

### **7.2.2 Análisis Estadístico de los Resultados Intergrupales.**

Se utilizó el análisis de varianzas ANOVA, para determinar las diferencias intergrupales.

Se midieron para los cuatro grupos, clase I de Kennedy con retenedor de acción palatina y Ackers, y clase II de Kennedy con retenedor de acción palatina y Ackers convencional.

Para la variable fuerza de tracción uni y bilateral se obtuvo un  $p=0.00000$  en ambos casos, por lo que existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos para las dos variables (tablas 8, 9).

En el análisis del desplazamiento ante tracción uni y bilateral se obtuvo un  $p=0.0522$  y  $0.00000$  respectivamente, por lo que no existen diferencias

estadísticamente significativas entre los grupos para la variable desplazamiento unilateral, mientras que sí existe esta diferencia para el desplazamiento bilateral (tablas 10, 11).

Origen variaciones	Suma cuadrados	GL	Media cuadrados	F	p
Entre grupos	91.6960014	3	30.5653338	16.44	0,000000
Dentro de los grupos	141.266004	76	1.85876321		
Total	232.962006	79			

**Tabla 8:** Análisis de Varianza entre grupos para fuerza de tracción unilateral.

Origen variaciones	Suma cuadrados	GL	Media cuadrados	F	p
Entre grupos	108.6375	3	36.2125	2.69	0.0522
Dentro de los grupos	1023.35	76	13.4651316		
Total	1131.9875	79			

**Tabla 9:** Análisis de Varianza entre grupos para desplazamiento unilateral.

Origen variaciones	Suma cuadrados	GL	Media cuadrados	F	p
Entre grupos	222.176501	3	74.0588336	13.98	0.00000
Dentro de los grupos	402.579001	76	5.29709211		
Total	624.755502	79			

**Tabla 10:** Análisis de Varianza entre grupos para fuerza de tracción bilateral.

Origen variaciones	Suma cuadrados	GL	Media cuadrados	F	P
Entre grupos	766.3375	3	255.445833	13.10	0.00000
Dentro de los grupos	1481.65	76	19.4953947		
Total	2247.9875	79			

**Tabla 11:** Análisis de Varianza entre grupos para desplazamiento bilateral.

## 8. Discusión.

El propósito de este estudio fue evaluar la funcionalidad de un diseño de retenedor de acción palatina, y compararla con un diseño convencional: el retenedor Ackers.

El motivo fue mejorar los parámetros estéticos asociados a la exposición de metal de los complejos retentivos, planteando una alternativa sin brazo retentivo vestibular, utilizando otras superficies dentarias para brindar retención. La exposición de metal por el uso de retenedores directos es una problemática que condiciona el éxito de este tipo de rehabilitaciones, al comprometer los resultados estéticos (5).

En una primera instancia, se evaluó la fuerza de tracción uni y bilateral necesaria para desalojar una base metálica con los dos diseños, siendo en ambos casos significativamente mayor la fuerza necesaria para el retenedor Ackers convencional ( $p= 0,000000$  y  $0.0001$  respectivamente), por lo que se rechaza la hipótesis propuesta. Sin embargo, los valores de fuerza de tracción promedio exhibidos por el retenedor de acción palatina pueden ser considerados como suficientes y aceptables. La literatura afirma que un aparato convencional necesita tener una fuerza de 4,903 N para mantenerse en posición durante la función (35), siendo mayores los valores obtenidos por el diseño propuesto con un promedio de 6.7125 N. Aunque los valores promedio de tracción unilateral son levemente menores a otros estudios (4.465 N), estos corresponden sólo a la acción de un complejo retentivo, siendo que la metodología aplicada por otros autores reporta el uso de dos o más retenedores simultáneamente en las pruebas de tracción (28, 30, 35). Se ha

demostrado que la fuerza necesaria para desalojar una PPR depende, en relación directa, de la cantidad de retenedores involucrados. <sup>(14)</sup>

Los mayores valores de fuerza de retención obtenida por el retenedor Ackers convencional pueden atribuirse a variados factores, siendo la superficie dentaria abarcada una de las más importantes, al cubrir las  $\frac{3}{4}$  partes del perímetro del diente pilar (lo que es reportado como el valor ideal) <sup>(2)</sup>, mientras que el retenedor de acción palatina cubre sólo la mitad de éste (180°), un valor establecido como el mínimo necesario <sup>(4)</sup>.

A su vez, los valores presentados en este estudio para fuerza retentiva de retenedor Ackers se reafirman con la literatura existente, siendo un rango esperable entre 6.81- 8.09 N <sup>(28, 30)</sup>, en comparación a los promedios de fuerza de tracción uni y bilateral, los cuales fueron 6.365 y 9.1025 N respectivamente.

Para la variable desplazamiento del diente pilar, se observaron resultados dispares para las mediciones uni y bilaterales, en ambos tipos de complejos retentivos.

El desplazamiento vestíbulo- palatino exhibido por los dientes pilares frente a tracciones unilaterales, fue significativamente mayor en el complejo retentivo Ackers convencional (con  $p= 0.064$ ). Sin embargo, el valor promedio de desplazamiento ante tracciones bilaterales fue levemente mayor para el retenedor de acción palatina aunque no representó una diferencia significativa ( $p=0.9503$ ).

Los valores promedio de ambos complejos retentivos son menores que los reportados en la literatura. Un desplazamiento del diente pilar de 50  $\mu\text{m}$

frente a la remoción del retenedor es considerada como aceptable (36) .

Otros autores establecen que un rango de movimiento frente a la acción del retenedor, entre 30 y 50  $\mu\text{m}$  para premolares superiores se encuentra dentro de los rangos fisiológicos (18, 26) .

Los resultados de ambos complejos retentivos para esta variable se encuentran dentro de los rangos antes mencionados, por lo que se puede deducir que para los parámetros observados, el retenedor de acción palatina no representaría una noxa mayor a los tejidos de soporte del diente pilar, al provocar menor desplazamiento que el complejo Ackers convencional y que los otros reportados en la literatura.

Al momento de analizar el comportamiento de las variables según la clasificación de Kennedy y tipo de retenedor se observaron diferencias en la mayoría de los parámetros estudiados.

Para la variable fuerza de tracción unilateral, se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ( $p=0.00000$ ), siendo el mayor valor promedio el de clase I con retenedor Ackers con 6,915N, mientras que el menor fue de 4.035 N para las bases clase I de Kennedy con retenedor de acción palatina.

Los valores promedio para fuerza de tracción bilateral, fueron mayores que los exhibidos para tracción unilateral en todos los grupos, lo que concuerda con la literatura (14) . Del mismo modo, el mayor valor fue el de clase II de Kennedy con retenedor Ackers convencional (9.285 N), mientras que el menor fue la base clase I con retenedor de acción palatina (5.08 N), presentando una diferencia significativa ( $p=0.00000$ )

La fuerza retentiva proporcionada por el retenedor doble Ackers en el lado no desdentado de las bases clase II, como el efecto directo de los retenedores Ackers convencionales antes descrito, pueden explicar la diferencia en los valores promedio, siendo mayor el registrado en esta combinación (clase II con retenedor Acker convencional).

Sin embargo, los valores obtenidos para los 4 grupos superan el mínimo necesario para mantener una PPR ante fuerzas funcionales, establecido en 4.903 N <sup>(35)</sup> y mayor a su vez que valores reportados por otros autores <sup>(14, 37)</sup>.

Para desplazamiento ante tracción uni y bilateral se realizó el análisis por grupo clasificación de Kennedy y tipo de retenedor. No obteniendo significación estadística para la variable desplazamiento unilateral ( $p= 0.0522$ ).

Los valores promedio fluctuaron entre 30  $\mu\text{m}$  (clase II con retenedor de acción palatina) y 32.7  $\mu\text{m}$  (clase II con retenedor Ackers convencional).

Cabe destacar que todos los valores son menores que los reportados como óptimos en la literatura para desplazamiento horizontal en sentido vestíbulo- palatino <sup>(18, 26, 36)</sup>. La correcta acción del brazo recíproco palatino para el retenedor Ackers convencional, y el contacto íntimo del conector menor con el plano guía distal para el complejo retentivo de acción palatina, podrían explicar dichos resultados, al favorecer la reciprocidad de fuerzas. La acción retentiva además del diseño propuesto, que utiliza las superficies proximales para otorgar funcionalidad, explicarían que la fuerza lateral generada sobre el diente pilar no sea mayor que otros complejos en sentido vestíbulo-palatino.

En cambio, sí se obtuvieron diferencias significativas entre los grupos

para desplazamiento ante tracción bilateral ( $p=0.00000$ ). El mayor valor promedio fue del grupo clase I de Kennedy con retenedor de acción palatina (37.85 N) mientras que el menor correspondió al grupo clase II con retenedor de acción palatina (31.25 N).

De la misma forma que para el desplazamiento unilateral, los valores estuvieron dentro de los rangos óptimos descritos, por lo que cabe destacar que la acción del complejo retentivo propuesto no representaría un daño mayor a los tejidos de soporte que los complejos retentivos convencionales.

Los análisis antes propuestos establecen que el diseño de retenedor de acción palatina se encuentra dentro de los parámetros funcionales establecidos para este tipo de dispositivos. Sin embargo es necesario considerar que la metodología de este estudio difiere en los materiales utilizados para simular los tipos de desdentamientos como en la muestra sobre la cual se realizaron las pruebas.

Este estudio no consideró el comportamiento del diente pilar frente a cargas oclusales, y cómo éstas pudieran generar movimientos rotatorios sobre dichas piezas. Analizar estas variables sería pertinente para futuros estudios, para así establecer con mayor claridad la acción del retenedor de acción palatina.

A luz de los resultados expuestos, cabe destacar además la necesidad de someter a estudios *in vivo* el complejo retentivo propuesto, para así establecer con mayor fiabilidad la posible aplicación clínica de este dispositivo.

## 9. Conclusiones.

Los resultados antes expuestos para el retenedor de acción palatina permiten establecer que:

- Existen diferencias significativas en la fuerza de retención para tracción unilateral y bilateral entre un retenedor de acción palatina y un retenedor Ackers convencional.
- Existen diferencias significativas en el desplazamiento horizontal del diente pilar ante tracción unilateral, entre un retenedor de acción palatina y un retenedor Ackers convencional.
- No existen diferencias en el desplazamiento horizontal del diente pilar ante tracción bilateral, entre un retenedor de acción palatina y un retenedor Ackers convencional.
- Existen diferencias significativas para fuerza de tracción uni y bilateral entre los grupos según tipo de desdentamiento y tipo de retenedor.
- No existe una relación clara entre las variables tipo de desdentamiento y tipo de complejo retentivo y el desplazamiento del diente pilar frente a fuerzas de tracción uni y bilaterales.
- El retenedor de acción palatina presentó fuerzas de tracción menores al retenedor Ackers convencional, sin embargo los valores promedio obtenidos se encuentran dentro del rango necesario para mantener una

PPR en posición frente a fuerzas funcionales, establecido en la literatura.

- El desplazamiento del diente pilar frente a las fuerzas de tracción uni o bilaterales, no presentó una clara relación para este tipo de retenedor, pero cabe mencionar que los valores obtenidos se ubican dentro del margen establecido como normal para este tipo de dispositivos, no representando así su acción una noxa para los tejidos de soporte periodontal.
- Los resultados obtenidos sugieren continuar esta línea de investigación, en la cual sería necesario someter a más pruebas el diseño de retenedor de acción palatina para corroborar lo expuesto.
- Es así que este complejo retentivo podría plantearse como una solución estética y funcional a los retenedores convencionales, para desdentamientos clase I y II de Kennedy, sin embargo, es necesario efectuar estudios in vivo para reafirmar los resultados antes descritos.

## 10. Bibliografía.

---

- <sup>1</sup> Mc Craken. "Prótesis Parcial Removible". 10ª edición, Ed. Panamericana, Buenos Aires, 2004. 569 pp.
- <sup>2</sup> D. Loza, H. R. Valverde. "Diseño de Prótesis Parcial Removible" Ed. Ripano, Madrid. 2007. 239 pp.
- <sup>3</sup> González C. En prótesis parcial removible de vía de carga dentaria ¿es posible eliminar los retenedores de las piezas pilares anteriores? Estudio *in vitro*. Tesis de Pregrado. Facultad de Odontología. Universidad de Chile, 2009.
- <sup>4</sup> E. Mallat D, E. Mallat C, Prótesis parcial removible y sobredentaduras, Ed Elsevier España, 3º Ed. 2004, cap 4, 67-72
- <sup>5</sup> JAMES S. BRUDVIK, DDS, FACP, ROSARIO PALACIOS, DDS, MSD. Lingual retention and the elimination of the visible clasp arm. *J Esthet Restor Dent* 19:247–255, 2007.
- <sup>6</sup> Andiarra De Rossi, DDS, Rubens Ferreira Albuquerque Junior, DDS, PhD, and Osvaldo Luiz Bezzon, DDS, PhD. Esthetic options for the fabrication of removable partial dentures: A clinical report . *J Prosthet Dent* 2001;86: 465-7.
- <sup>7</sup> Chi Tran, Eugene LaBarre, Howard M. Landesman. A removable partial denture using an esthetically designed round-rest distal clasp on maxillary anterior abutment teeth: A clinical report. *J. of Prosthetic Dentistry* 2009 58: 286-89.
- <sup>8</sup> Bortolotti L. Prótesis removible clásica e innovaciones. Ed Amolca S.A. Colombia, 2006, 214 pp.
- <sup>9</sup> Ángeles Medina F., Navarro E. Prótesis bucal removible: Procedimientos clínicos y diseño. Ed Trillas, México D.F. 2003,41pp

- 
- <sup>10</sup> García J., Olavarría L. "Prótesis Removible Parcial: secuencia práctica y lógica para su diseño". U. de Valparaíso, 2003. 187 pp.
- <sup>11</sup> J. C. Davenport, R. Basker, J. Heath, J. Ralph, P- O. Glantz. P. Hammond. "Clasp Design" Br Journal Dent 2001; 190: 71- 81.
- <sup>12</sup> Rendón Yúdice R, Prótesis parcial removible: conceptos actuales, atlas de diseño. Ed. Médica Panamericana, 2006 - 186 páginas
- <sup>13</sup> Daniel Dunham, James S. Brudvik, W. Jack Morris, Kevin D. Plummer and Stephen M. Cameron, A clinical investigation of the fit of removable partial dental prosthesis clasp assemblies, J OF PROSTHETIC DENTISTRY 2006, 95 : 323-26
- <sup>14</sup> Ahmad I, Sherriff M, Waters NE. The effect of reducing the number of clasps on removable partial denture retention. J Prosthet Dent. 1992 Dec;68(6):928-33.
- <sup>15</sup> The Glossary of Prosthodontic Terms Journal of Prosthetic Dentistry Vol 94, Issue 1 , Pages 10-92, July 2005
- <sup>16</sup> MIGUEL, O. Analisis comportamental de las leyes de Newton. Enseñanza de las ciencias, 1986, 4 (I), 51-55
- <sup>17</sup> Yuji Sato, Osamu Shimodaira & Noboru Kitagawa Systematic Clinical Evaluation and Correction Procedures for Support of Removable Partial Dentures. J of Prosthodontics 17 (2008) 228–232
- <sup>18</sup> Francisco Soto Lagunas. Estudio descriptivo del estado periodontal de dientes pilares intermedios en prótesis parcial removible de vía de carga mixta con 2 ,3 y 4 años de uso. Tesis de Pregrado. Facultad de Odontología. Universidad de Chile, 2008
- <sup>19</sup> Drake CD, Beck JD. The oral status of elderly removable partial denture

---

wearers. J Oral Rehabilitation 1993; 20: 53-60.

<sup>20</sup> Vanzeveren et al “Treatment with removable partial dentures: a longitudinal study part II “J Oral Rehabil 2003;30: 459-469.

<sup>21</sup> Kern M & Wagner B, Periodontal findings in patients 10 years after insertion of removable partial dentures. J of Oral Rehabilitation 2001 28; 991- 97

<sup>22</sup> do Amaral BA, Barreto AO, Gomes Seabra E. A clinical follow-up study of the periodontal conditions of RPD abutment and non-abutment teeth.. J Oral Rehabil. 2010 Jul;37(7):545-52.

<sup>23</sup> Aguirre Kaliks J. Verificación de diferencias estadísticamente significativas entre los planos guía proximales preparados en boca respecto a los efectuados en el modelo de estudio al utilizar la técnica de estampado termoplástico como patrón de desgaste. Tesis de Pregrado. Facultad de Odontología. Universidad de Chile, 2005

<sup>24</sup> O.L. Bezzon, M.G.C. Mattos, R.F. Ribero. “Surveying removable partial dentures: The importance of guiding planes and path of insertion for stability”. J Prosthet Dent 1997; 78: 412- 418.

<sup>25</sup> . Itoh H, Baba K, Aridome K, Okada D. Effect of direct retainer and major connector designs on RPD and abutment tooth movement dynamics. J Oral Rehabil. 2008 Nov;35(11):810-5.

<sup>26</sup> H. Muraki, N. Wakabayashi\*, I. Park, T. Ohyama Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament. Journal of Dentistry (2004) 32, 659–665

<sup>27</sup> Bilurbina, Liesa. “Materiales no metálicos resistentes a la corrosión”. Marcombo Boixareu Editores, 1990. 150 pp. Pag.28-30, 44-46.

- 
- <sup>28</sup> Tugberk Arda, BDS<sup>a</sup>, Ayla Arıkan, PhD <sup>b</sup>An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps J Prosthet Dent. 2005 Sep;94(3):267-74.
- <sup>29</sup> Bilurbina, Liesa. "Materiales no metálicos resistentes a la corrosión". Marcombo Boixareu Editores, 1990. 150 pp. Pag.28-30, 44-46.
- <sup>30</sup> Érica Miranda de Torres, Iane Inarde de Siqueira Damasceno, Bruna Aguiar do Amaral, Renata Cristina Silveira Rodrigues: Effect of acetyl resin retentive arms on the retentive force of circumferential clasps: An in vitro study J Prosthodont Res. 2011 Nov 18. [Epub ahead of print]
- <sup>31</sup> Kratochvil F. "Prótesis Parcial Removible". Ed. Interamericana, McGraw- Hill, 1989. 218 p. p:44- 47.
- <sup>32</sup> GIMENEZ DE SALAZAR, Xiomara. Anatomia radicular y su relacion con las lesiones de furcacion. *Acta odontol. venez*, 2005, vol.43, no.3, p.304-310.
- <sup>33</sup> GUIDO STERZENBACH, SVEN KALBERLAH, FLORIAN BEUER, ROLAND FRANKENBERGER & MICHAEL NAUMANN. In-vitro simulation of tooth mobility for static and dynamic load tests: A pilot study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2011; Early Online, 1–3
- <sup>34</sup> Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martins LRM. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res* 2005;19(1):11-6.
- <sup>35</sup> Y. Sato. "Clinical methods for adjusting retention force of cast clasps" J Prosthet Dent 1999; 82: 557- 61.
- <sup>36</sup> Koichi Aoda, Ichiro Shimamura, Yasuaki Tahara, Kaoru Sakurai. Retainer design for unilateral extension base partial removable dental

---

prosthesis by three-dimensional finite element analysis. J of Prosthodontic Research 54 (2010) 84–91

<sup>37</sup> Vallejos C., Comparación *in vitro* entre la resistencia retentiva del complejo R. P. I. y el complejo retentivo circunferencial combinado con apoyo distal, en relación al pilar protésico en prótesis parcial removible de extensión distal. Tesis de Pregrado. Facultad de Odontología. Universidad de Chile, 2008