



Universidad  
Nacional  
de Córdoba



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**ESCUELA DE POSGRADO**

**“ANÁLISIS COMPARATIVO DE DIFERENTES  
SISTEMAS DE RETENEDORES DE PRECISIÓN”**

TESISTA:

OD. VIVIANA NOEMÍ DIB.

DIRECTOR:

PROF. DR. Enrique Fernández Bodereau

CÓRDOBA, 2009



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-  
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).



Universidad Nacional  
De Córdoba



Facultad de Odontología

**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA**  
**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**  
**ESCUELA DE GRADUADOS**

***“ANÁLISIS COMPARATIVO DE DIFERENTES  
SISTEMAS DE RETENEDORES DE PRECISIÓN”***

Trabajo de Tesis para optar al título de

**DOCTORA EN ODONTOLOGÍA**

Doctorando

**Od. Viviana Noemí DIB**

Director de Tesis

**Profesor Dr. Enrique Fernández Bodereau**

***DOCTORANDO:***

Od. Viviana Noemí Dib

***DIRECTOR DE TESIS:***

Prof. Dr. Enrique Fernandez Bodereau

***COMISIÓN DE DOCTORADO:***

Prof. Dr. Claudio Ibañez

Prof. Dr. Jorge Pescio

Prof. Ing. Carlos Oldani

**DEDICATORIA:**

- . *A la memoria de mi padre*, quien me dejó las mejores enseñanzas y recuerdos que me sostienen actualmente.
- . *A mi madre Delia*, por su permanente ejemplo, cariño y colaboración.
- . *A mi esposo Gabriel y a mis hijas Agustina y Melania* por su amor, su paciencia y su incondicional apoyo.
- . *A mis familiares y amigos* que en los momentos difíciles de este proyecto, aliviaron mis esfuerzos con su apoyo espiritual.

## **AGRADECIMIENTOS**

- . Al **Prof. Dr. Enrique Fernández Bodereau**, Director de tesis y maestro, por su constante acompañamiento en la concreción de este trabajo.
- . Al **Prof. Dr. Guillermo De Leonardi** por su desinteresado asesoramiento científico y su permanente estímulo.
- . Al **los Prof. Ing. Carlos Oldani y Luis Aguirre**, por su generosa y esencial contribución en esta investigación.
- . A la **Prof. Dra. Mabel Brunotto**, por su aporte al análisis estadístico de los datos recogidos en este trabajo y por su excelencia en la forma de transmitir sus conocimientos.
- . Al **Prof. Od. Miguel Angel Cabanillas** y la **Dra. Andrea Baino**, por su ayuda en la colaboración de elementos para los ensayos y en la recolección de datos.
- . Al **Ing. Héctor Arroyo**, por su extraordinaria y entusiasta capacidad en la explicación de conceptos científicos.
- . Al **Tec. Flavio Comba y Laboratorio Valtodent**, por el entendimiento de mis ideas para la creación de las muestras.
- . Al **Personal administrativo de Biblioteca y de la Escuela de Graduados** por la paciencia y buena voluntad durante el desarrollo de dicho trabajo.
- . A **todas aquellas personas** que de una u otra manera me enseñaron y formaron con sus conocimientos y experiencia, alentándome en la tarea de seguir aprendiendo.

## **INDICE**

RESUMEN .....	6
SUMARY .....	8
INTRODUCCIÓN .....	10
FUNDAMENTACIÓN .....	19
OBJETIVOS GENERALES.....	21
OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	22
IMPLICANCIA CLÍNICA.....	23
MATERIALES Y METODOS.....	24
RESULTADOS.....	61
DISCUSIÓN .....	70
CONCLUSIONES .....	79
BIBLIOGRAFÍA .....	80
BIBLIOGRAFIA COMPLEMENTARIA .....	90
ANEXO .....	94

## **RESUMEN**

La presencia de un extremo libre en prótesis parcial removible 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.

Las brechas sin pilar posterior son difíciles de restaurar, requieren de un soporte dentario y otro mucoso. La mucosa oral y el ligamento periodontal de los elementos dentarios pilares responden de manera diferente a las cargas. Esta diferencia de comportamiento de dientes y mucosa es lo que ha conducido al diseño de las prótesis parciales removibles a ser de características rígidas o resilientes.

El propósito de este estudio fue, evaluar la retención de diferentes sistemas de ataches sometidos a tracción y a su vez determinar mediante el análisis con Strain Gauge, las cargas que cada sistema ocasiona sobre los elementos pilares más distales que llevan dichos aditamentos.

En el desarrollo de este trabajo experimental, se analizaron tres ataches extracoronarios de precisión para determinar y comparar su comportamiento en desdentados bilaterales posteriores (clase I de Kennedy), en maxilar superior. Los sistemas utilizados fueron Rod attachment, Strategy, y Anker System.

Para la realización de las distintas pruebas, se utilizaron cuatro modelos experimentales parcialmente desdentados Clase I de Kennedy, maxilar superior. De estos modelos, tres fueron para determinar la capacidad retentiva de cada tipo de atache y el otro modelo se confeccionó para medir la deformación que se produce en los elementos dentarios más distales.



Los resultados se analizaron estadísticamente y mostraron que a la tracción, los comportamientos difieren en cuanto a la carga máxima alcanzada; siendo para el Anker System mayor la resistencia a la tracción seguido por el Rod attachment y luego Strategy.

A la deformación y aplicando una carga de 10 daN (decanewton), Anker System produce menos deformaciones en los elementos distales que llevan éstos aditamentos mientras que Rod attachment es el que más compromete la zona.

## **SUMMARY**

The presence of a free end a removable partial dentures involves a major problem in the clinic. In fact it is known that there is difficulty in treating multiplying by 2.5 the risk of complications.

The gaps without posterior abutment are difficult to restore later, require a support tooth and mucosa.

The oral mucosa and the ligament periodontal of the abutments teeth respond differently to the loads. This difference in behavior of teeth and mucosa is what has led to the design of removable partial dentures to be rigid or resilient characteristics.

The purpose of this study was to evaluate the retention of various types of attachments subjected to tension and in turn determined by analysis with Strain Gauge, the loads on the system causes the most distal abutment lead to the attachment.

On this experimental work were analyzed three extracoronaries precision attachments to determine and compare their behavior in bilateral distal toothless maxilla (Kennedy Class I). The systems were Rod attachment, Strategy and Anker System.

For the realization of the various tests, it was used four experimental models partially toothless Class I Kennedy maxilla. In these models, three were used to determine the retention capacity of each type of attachment and the other model was developed to measure the deformation that occurs in the most distal abutment.

The results were statistically analyzed and showed that the traction, these behaviors differ in the maximum load reached; being Anker System remains the largest tensile traction followed by the Rod attachment and then Strategy.

As regards deformity and applying a load of 10 daN (decanewton), Anker System produces less deformation in the distal elements while Rod attachment is the one that produces major complications on the area.

## **INTRODUCCIÓN**

Los elementos dentarios se pueden perder por trauma, caries, enfermedad periodontal, defectos congénitos y tratamientos iatrogénicos. La pérdida de dientes tiene un impacto negativo sobre la función masticatoria, la estética y la imagen de sí mismo del paciente <sup>(1,2)</sup>. Después de las extracciones dentarias el hueso alveolar residual sufre un período de reabsorción acelerada durante un tiempo aproximado de diez semanas; seguido de una reabsorción lenta pero progresiva <sup>(3,4)</sup>.

Los elementos dentarios que se pierden más comúnmente son los molares, porque son los primeros dientes permanentes en erupcionar en la boca. Son importantes para mantener la forma de la arcada <sup>(5)</sup>. A raíz de ello es que la presencia del edentulismo parcial es de suma importancia.

Los pacientes que presentan una pérdida considerable de sus elementos dentarios, representan un desafío para el profesional odontólogo porque debe devolver la función, fonética y estética al paciente a través de un sistema restaurador <sup>(6,7)</sup>. Esta reconstrucción puede llevarse a cabo reemplazando los dientes ausentes de una forma fija apoyado en dientes naturales o bien combinada o no con implantes oseointegrados. Sin embargo, si el número de dientes ausentes es importante, la solución será colocar al paciente una prótesis parcial removible. Esta puede clasificarse en prótesis dento-soportada cuando apoya sobre pilares anteriores y posteriores, o dento-muco-soportada o prótesis a extremo libre cuando se localiza sólo en pilares anteriores <sup>(8)</sup>.

Este tipo de prótesis parcial removible es indicada en los siguientes casos:

- ♦ Cuando existen grandes espacios desdentados, en donde una prótesis fija puede estar sometida a grandes fuerzas torsionales que facilitan el despegue de las mismas. Igualmente pueden sufrir roturas la estructura metálica y, con más frecuencia, la porcelana.
- ♦ En casos de excesiva pérdida ósea, principalmente en zonas anteriores superiores, donde la prótesis fija solamente no podrá reponer con éxito la pérdida de sustancia.
- ♦ En casos de extracciones múltiples recientes que precisan largos períodos de cicatrización.
- ♦ En todos los casos de extremos libres unilaterales o bilaterales que por diferentes causas no pueden ser solucionados con implantes.

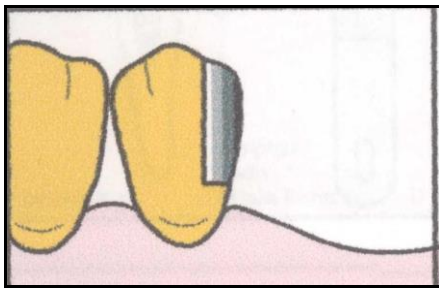
La prótesis combinada une prótesis fija con prótesis removible a través de sistemas de precisión o semiprecisión llamados ataches. Los ataches son dispositivos mecánicos empleados para la fijación, retención y estabilización de una prótesis dental. Surgen ante la necesidad de solucionar los problemas estéticos, ya que elimina el brazo retentivo de los ganchos, particularmente en las prótesis superiores. También actúan como retenedores para pilares de sobredentadura.

Antiguamente fueron llamados “ROMPEFUERZAS”, porque permiten un cierto grado de movimiento entre los dos componentes: prótesis fija y prótesis removible <sup>(9)</sup>.

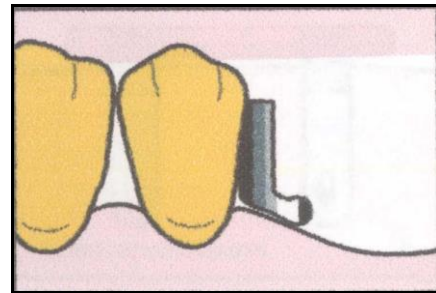
Mensor en 1968, los llamó directores de fuerzas ó distribuidores de cargas <sup>(10)</sup>. Más generalmente usados en las Clase I y II de Kennedy al realizar una prótesis fija en combinación con una prótesis removible, estos dispositivos desvinculan el movimiento dentario del movimiento mucoso.

Pueden ser clasificados, para su mejor estudio, en:

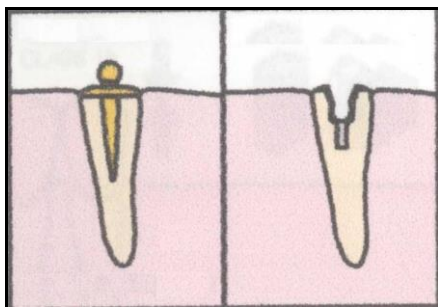
- ♦ Ataches intracoronarios (*Figura 1*)
- ♦ Ataches extracoronarios (*Figura 2*)
- ♦ Ataches internos (*Figura 3*)
- ♦ Ataches a barra (*Figura 4*)



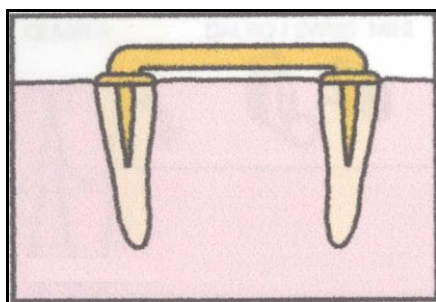
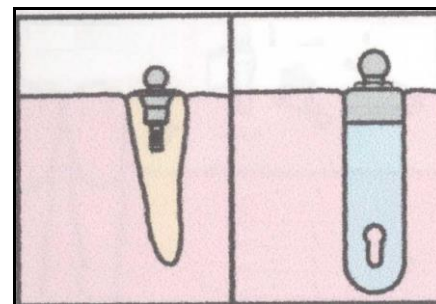
*Figura 1: Atache intracoronario*



*Figura 2: Atache extracoronario*



*Figura 3: Ataches internos*



*Figura 4: Ataches a barra*

Con el advenimiento de los implantes oseointegrados, las prótesis parciales removibles son menos frecuentes, debido a que muchos casos, que antiguamente eran rehabilitados con restauraciones removibles, en la actualidad pueden ser resueltos de manera fija, proporcionando al paciente mayores ventajas.

No obstante, existen muchos factores que contraindican la utilización de implantes oseointegrados. Entre ellos podemos mencionar:

- enfermedades generales
- enfermedades hematológicas
- enfermedades del metabolismo óseo
- alteraciones psiquiátricas
- altas dosis de irradiación
- relaciones anatómicas desfavorables
- relaciones oclusales y funcionales complejas
- hallazgos patológicos de los maxilares
- radioterapia de los maxilares
- higiene bucal deficiente
- volumen y calidad ósea

En estas situaciones la utilización de prótesis parcial removible combinada sigue siendo una opción válida de tratamiento.

Se han realizado estudios *in vitro* para tratar de determinar su comportamiento, su resistencia y cómo se realiza su distribución de fuerzas <sup>(11, 12)</sup>. Asimismo, se han publicado estudios clínicos con algunos sistemas pero no se han podido establecer cuales son los factores que influyen en la evolución de la prótesis mixta, ni qué atache es el más eficaz en cada caso <sup>(13, 14, 15, 16, 17)</sup>.

Los ataches seleccionados para este estudio son los extracoronarios.

### **Ataches extracoronarios**

Los ataches extracoronarios son unidades prefabricadas consistentes en dos componentes a encastrado; el macho normalmente sostenido sobre la superficie proximal de la corona y la hembra normalmente 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 son las PPR a extensión distal o clase I de Kennedy en la que es necesario un mecanismo de rompiefuerzas. Los ataches extracoronarios son elásticos y permiten un movimiento de bisagra, vertical y rotatorio, ya sea en forma conjunta o aislada.

El empleo de estos ataches extracoronarios debe respetar algunas reglas. La altura de los ataches determina el largo del eje de inserción, la retención consiste en la capacidad de resistir las cargas torsionales. Considerando los breves espacios de que disponemos en la cavidad bucal, el espacio vertical para emplear los ataches extracoronarios es problemático <sup>(18)</sup>. La medida estándar para un atache normal es de 5 mm. Debemos considerar la necesidad de dejar apicalmente 1mm por razones periodontales y al menos 1mm de espacio oclusalmente para el material estético.

Clínicamente para el empleo de ataches extracoronarios deben disponerse en la parte proximal de 7mm (5+1+1) de altura distal del diente pilar. Esta medida puede ser reducida ligeramente previendo una superficie oclusal en metal, reduciendo el espacio para la papila distal y utilizando un atache más pequeño. Es necesario tener presente que reduciendo esta conformación estandar se puede comprometer la estabilidad del atache o tener problemas periodontales y estéticos <sup>(19)</sup>.



El apoyo de las cargas oclusales en una prótesis parcial removible (PPR) de extensión distal lo aporta la cresta edéntula recubierta de tejidos blandos. Los pilares terminales de una PPR de extensión distal sufren por las cargas oclusales y actúan como fulcro de la prótesis que rota en funcionamiento. Es por ello que la ferulización es prácticamente una necesidad para compensar la inclinación mesial y distal que provoca torsión en el diente pilar, según estudios realizados <sup>(20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27)</sup>. La distribución del estrés al aplicar fuerzas masticatorias verticales sobre las bases de una prótesis removible a extensión distal, se extrapola que los anclajes son, biomecánica y estéticamente, una buena alternativa a los ganchos convencionales, siempre y cuando se ferulicen dos dientes pilares y las cargas se apliquen de forma bilateral. Cuando se incrementaba la ferulización de 2-3 se producía una disminución insignificante del stress sobre el diente pilar más distal <sup>(28)</sup>. Indudablemente el mejor método de protección y estabilización de los dientes pilares contra las fuerzas masticatorias es la ferulización de los dientes adyacentes <sup>(29, 30)</sup>. Dos dientes unirradiculares pueden ser convertidos en un multirradicular. 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>(30)</sup>. Los retenedores, así mismo, transmiten fuerzas oclusales a los pilares para aportar retención o estabilidad a las prótesis. Un exceso de carga puede poner en peligro estos pilares <sup>(31)</sup>. El movimiento de la base en función determina la eficacia oclusal de la prótesis parcial y también el grado de torque y de inclinación <sup>(32)</sup>, a la que están sometidos los dientes pilares. Utilizar retenedores metálicos en el diseño de las PPR compromete a menudo la estética, especialmente cuando los pilares para dichos retenedores son dientes anteriores. Aunque

las PPR restauran la mayoría de las funciones orales, como la masticación y la fonación, la estética es una preocupación principal para la mayoría de los pacientes <sup>(17)</sup>.

### **Presentación del problema**

En la prótesis dentomucosoportada o a extremo libre, clase I de Kennedy, se presentan dos características fundamentales. Por un lado la existencia de un soporte fijo situado en los dientes remanentes y por el otro de 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. La presencia de un extremo libre 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>(33)</sup>.

La mucosa oral, es un tejido viscoelástico por naturaleza; esto quiere decir que su respuesta mecánica depende de la intensidad, magnitud y duración de la carga a la que sea sometida.

El ligamento periodontal y la mucosa responden de manera diferente a las cargas, en donde la mucosa es desplazada más fácilmente que el ligamento periodontal y su recuperación es más lenta. En comparación el diente recupera su posición de uno a dos minutos, mientras que la mucosa lo hace luego de un período de varias horas posterior a la carga a la que fue sometida <sup>(34)</sup>. Esta diferencia de comportamiento entre dientes y mucosa es lo que ha conducido al desarrollo de una filosofía de diseño en prótesis removible (rígida o resiliente).

En las prótesis removibles se presentan tres sistemas de palanca. Estas palancas se generan a partir de los movimientos funcionales como en los parafuncionales. Así, la

prótesis a extremo libre está sometida a una rotación alrededor de los tres fulcros principales: un fulcro sobre el plano horizontal, en el cual se mueven las bases en el plano sagital. La línea de fulcro pasa entre los dos principales pilares situados junto a los espacios desdentados que controlan el movimiento rotatorio de la prótesis tanto hacia el reborde alveolar como al despegarse de él. El segundo fulcro está sobre un plano sagital y la rotación se efectúa en un plano vertical. Este movimiento rotatorio tiene lugar sobre los apoyos oclusales del pilar terminal y va indistintamente hacia el reborde alveolar o se despega de él. Por último, el tercer fulcro es vertical y está localizado en la mitad de la cara palatina de los incisivos anterosuperiores. Controla la prótesis cuando se mueve en un plano horizontal. Es por ello que cualquier diseño deberá minimizar todos los movimientos rotatorios.

En la filosofía de construcción de una prótesis con anclajes el principal motivo de su indicación es la estética al eliminar el o los ganchos activos de la prótesis cuya visión no es gratificante para el paciente. En el campo funcional este tipo de prótesis tiene la ventaja de ofrecer una mejor retención y estabilidad en boca.

La retención en una prótesis parcial removible sobre anclajes se basa en tres elementos que combinados armónicamente constituyen el éxito de esta retención. El mecanismo básico es la fricción entre las dos partes que conforman los anclajes. Pero además también ayudan las fuerzas musculares de las mejillas, lengua y labios. Los tres elementos mencionados son las bases, los pilares y los anclajes.

### **Método de análisis con Strain Gauge (SG)**

El primer SG de alambre metálico se desarrolló en 1938. La resistencia era 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 1856 Lord Kelvin publicó haber descubierto que conductores metálicos sometidos a deformaciones mecánicas mostraban cambios en sus resistencias eléctricas.

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

Alrededor de 1970, fueron desarrollados los primeros Strain Gauge semiconductores para la industria automotriz. Estos Strain Gauge semiconductores dependen de efectos piezoresistivos del silicio y del germanio y miden el cambio en la resistencia debido al estrés en lugar de la deformación <sup>(35)</sup>.

## **FUNDAMENTACIÓN**

Para que una prótesis parcial removible pueda ser considerada eficaz debe poder resistir cualquier tipo de fuerza, tanto en dirección axial como de tipo dislocante. Existe una retención primaria producida por: retenedores diseñados sobre los dientes pilares, además la adhesión de las bases a los rebordes alveolares y, finalmente la perfecta adaptación de los conectores mayores y menores ya sea a los tejidos blandos y duros respectivamente. Una segunda retención de tipo mecánico dada por los retenedores directos incorporados a los dientes pilares. Estos retenedores directos pueden ser intracoronarios o extracoronarios. Los intracoronarios son aquellos que están situados dentro del perímetro de la corona y se sitúa cerca del eje axial del elemento dentario y los extracoronarios se sitúan fuera del perímetro del diente. Normalmente estos últimos actúan como rompedores pero la dificultad está en la movilidad del anclaje que debe guardar relación con la resiliencia de la mucosa y si esta fuera excesiva aparecería un desplazamiento de la prótesis con rotura del plano oclusal. Ante este problema se crearon dos tipos de anclajes según su función: los rígidos y los resilientes.

Los ataches rígidos son aquellos que no posibilitan movimientos entre el macho y la hembra. Es decir, no permiten el movimiento de la parte removible, por lo que las fuerzas de la masticación son transmitidas en gran parte al diente pilar.

Los resilientes permiten un cierto movimiento de la prótesis removible, por lo que la fuerza es transmitida fundamentalmente a la mucosa. Durante la masticación, se produce un movimiento vertical entre el macho y la hembra cada vez que se ejercen fuerzas, y cuando esta cesa, se produce un movimiento de recuperación en sentido contrario al anterior.

Las principales ventajas de los ataches extracoronarios son:

- 1) Prefabricación y buena calidad metalúrgica
- 2) Buena adaptación
- 3) Substitución fácil de la parte hembra
- 4) Garantía inherente a: soporte vertical, retención, abrazo, reciprocidad y pasividad

Estos permiten con buen resultado estético el anclaje de la prótesis removible al diente pilar.

Una prótesis parcial removible correcta con ataches extracoronarios en pacientes motivados e instruidos demuestra buen éxito en seguimiento.

Debido a la diferencia de resiliencia o depresibilidad entre los elementos dentarios y la mucosa es que se puede inferir que los ataches resilientes podrán tener mejor comportamiento en las prótesis a extremo libre o clase I de Kennedy.

## **OBJETIVOS GENERALES**

Realizar una investigación *in vitro* de carácter descriptivo y comparativo para determinar la retención de diferentes sistemas de attaches y el comportamiento de los mismos al someterlos a esfuerzos, en prótesis combinadas de clase I de Kennedy (desdentado bilateral posterior); en maxilar superior.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- ♦ Comparar el comportamiento de los ataches seleccionados de acuerdo a su conexión, sean rígidos o resilientes.
- ♦ Determinar la capacidad retentiva de cada sistema de ataches.
- ♦ Determinar mediante el análisis con Strain Gauge, las cargas que cada sistema ocasiona sobre los elementos pilares más distales que llevan dichos aditamentos.



## **IMPLICANCIA CLÍNICA**

Bajo las limitaciones que presenta un estudio *in vitro* con cargas estáticas, los resultados que obtendremos en el presente estudio nos permitirá valorar las diferentes capacidades retentivas de los distintos sistemas de ataches; si existen diferencias significativas o no entre ellos para de ésta manera, de acuerdo a la elección, planificar y garantizar la duración de la terapia protética de ese futuro paciente.

También podremos valorar a lo largo del tiempo, la duración y desgaste de estos sistemas de precisión; la posible reducción de movimientos que se generan en boca a través de la aplicación de diferentes fuerzas; se tendrá en cuenta la vida útil de los elementos pilares que llevarán dichos aditamentos y su repercusión sobre el tejido mucoso combinando rigidez con resiliencia y, por ende, la probabilidad de conseguir mejor función, precisión y estabilidad de la prótesis y apuntar a la menor pérdida ósea en relación a la prótesis convencional con retenedores a gancho.

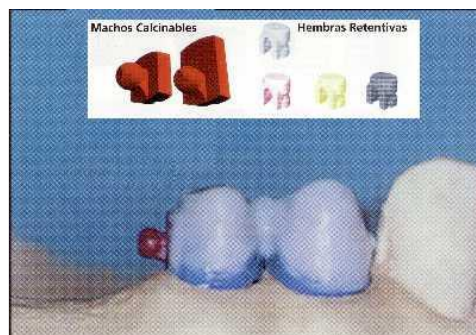
## MATERIALES Y METODOS

En el desarrollo de este trabajo experimental se analizaron tres ataches extracoronarios de precisión, los cuales fueron.

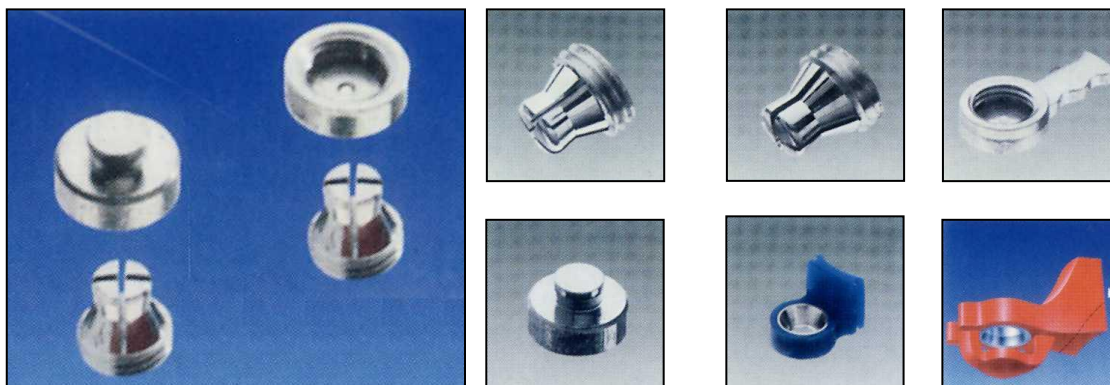
- ♦ Rod attachment –de la firma Servo Dental – Alemania (*Figura 5*)
- ♦ Strategy – de la firma Servo Dental – Alemania (*Figura 6*)
- ♦ Anker Systems – de la firma Servo Dental – Alemania (*Figura 7*)



*Figura 5: Rod Attachment*



*Figura 6: Strategy*



*Figura 7: Anker Systems*

La elección de estos ataches se realizó en base a:

- ♦ Su forma de conexión, en rígidos y resilientes.
- ♦ Su forma de retención, unos son intercambiables y otros activables.

### **Rod attachment**

Es un atache extracoronario rígido y deslizante. El macho es de un acrílico calcinable. La hembra es de un acrílico duradero y elástico de alta precisión, con diferentes diámetros internos y recambiables (*Figura 8*). El kit contiene machos con una extensión usada como mandril paralelómetro, hembras de teflón y una herramienta de inserción para la colocación de las mismas.



*Figura 8: Rod attachment*

## **Strategy**

Es un microatache extracoronario calcinable esférico vertical, que se usa tanto para extremos libres como para barras (*Figura 9*). Vienen de dos formas, Standard y Largo según el tamaño del elemento dentario. Los machos son calcinables cuyo diámetro de la esfera es de 1,8 mm y las hembras de teflón poseen diferentes colores de acuerdo a su retención: blanca para retención standard, rosa para retención suave y amarilla para retención media. El macho presenta como un cuello lo que permite mayor balance en el enfriamiento del metal colado, refuerza la esfera y además sirve como guía para el alineamiento de la hembra.



*Figura 9: Strategy*

### **Anker Systems**

Es un anclaje o atache extracoronario que puede ser rígido y resiliente. Posee un macho intercambiable y activable, lo que nos asegura gran versatilidad en la proyección de las prótesis combinadas (*Figura 10*). Para nuestro estudio utilizamos el tamaño micro, que es resiliente, posee una hembra extracoronaria gingival y un macho para retención enacrílico. Debido a la forma ligeramente cónica de este anclaje le permite al paciente insertar y retirar la prótesis con facilidad para su correcta higiene.



*Figura 10: Anker Systems*

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

De estos modelos, tres se utilizaron para determinar la capacidad retentiva de cada sistema de atache y el otro se confeccionó para medir la deformación que se produce en los elementos más distales que llevan dichos aditamentos.

Para la prueba de tracción se obtuvieron en el mercado tres modelos experimentales marca Frasaco con características rígidas (*Figura 11*). En estos modelos se ferulizaron los dos últimos elementos de la arcada; es decir, ambos premolares de cada lado <sup>(20, 21, 22, 28)</sup>.



**Figura 11:** Modelos frasaco

Se procedió a la preparación de los pilares tallándolos según criterios protésicos <sup>(36)</sup>.

## ETAPA DE LABORATORIO PRIMER MODELO

Se enceraron las respectivas coronas usando para tal fin el sistema de adaptas. El adapta es un sistema de encerado termoformado que permite obtener un casquillo de acetato con un espesor uniforme asegurándonos mantener después del fresado de la cera el espesor mínimo necesario para el colado de 0,6 mm (*Figuras 12 y 13*).



*Figura 12*



*Figura 13*

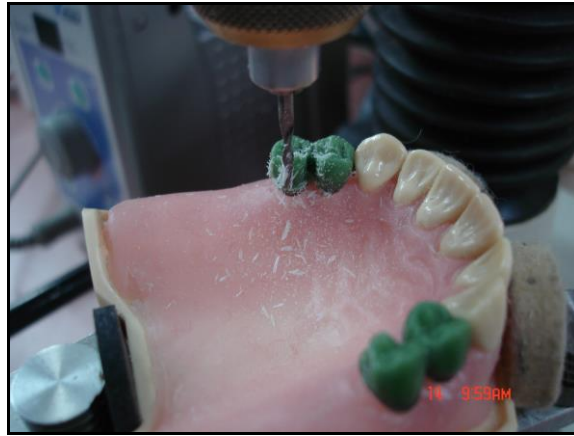
Enceradas las coronas (*Figuras 14 a y b*), se prosiguió al microfresado y posterior colocación en el paralelómetro de los distintos tipos de ataches. Se usó un paralelómetro y fresador marca PARASCOP de Bego (Alemania) (*Figura 15*).



*Figura 14 a: Vista superior*



*Figura 14 b: Vista lateral*



*Figura 15: Microfresado*

A posterior se realizó el colado de las coronas ferulizadas y el cementado de las mismas con oxifosfato marca Harvard <sup>(37)</sup>. (Figuras 16)



*Figura 16: Coronas cementadas*

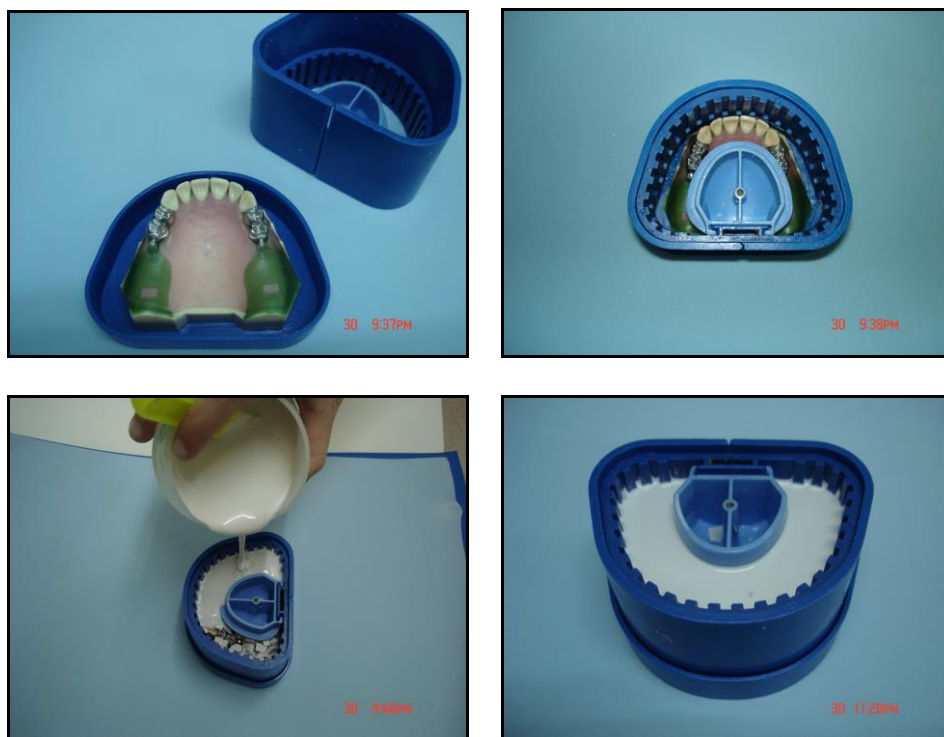
Una vez cementadas las coronas se realizaron los alivios correspondientes alrededor de los ataches, en la zona de los topes distales y se anularon retenciones de los ángulos muertos (Figura 17).





**Figura 17:** Anulación de ángulos muertos

Luego se procedió a duplicar el modelo con silicona marca Zhermack (Alemania) (Figura 18) y vaciamos con revestimiento X-20 marca Whip Mix (Estados Unidos) (Figura 19) y enceramos el esqueleto del cromo con ceras preformadas y calibradas marca Renfert (Alemania) (Figura 20).



**Figura 18:** Duplicación del modelo



**Figura 19:** Vaciado del modelo



**Figura 20:** Encerado del esqueleto

Embestimos el modelo encerado para su posterior colado. Se procede luego al desbaste de los bebederos y pulido del esquelético con piedras, gomas y baño electrolítico (da brillo y pulido químico).

Finalizado este procedimiento se llevó a cabo la colocación de la retención del atache dependiendo del sistema mecánico de anclaje, en el caso del atache Rod y Strategy teflones y en el Anker System se le unió con cemento anaeróbico marca Ceka Bond (Bélgica) al esquelético la parte macho del anclaje<sup>(38)</sup>. (Figuras 21 a, b y c)



**Figura 21 a:** Rod attachment



**Figura 21 b:** Strategy



*Figura 21 c: Anker System*

## **ENSAYO DE TRACCION**

Con la descripción de las estructuras y funciones de los anclajes escogidos, y la fabricación de los modelos de resina acrílica sobre los cuales asientan las respectivas prótesis, entramos en la etapa de los objetivos prefijados.

Sobre la idea de poder transmitir en este estudio el comportamiento de los distintos elementos retentivos frente a diferentes tipos de fuerzas y además analizar las cargas que cada sistema ocasiona sobre los elementos pilares, se procedió a realizar ensayos de tracción y ensayos de medición de tensiones para evaluar de esta manera lo que sucede en la cavidad oral.

En la búsqueda de la simulación de las cargas que recibirán en forma combinada no solamente los elementos dentarios sino también las prótesis soportadas por ellos, se recurrió al auxilio de una aparatología específica para realizar mediciones de tracción como lo es la máquina Universal de Ensayos Mecánicos y Dinamómetros de Tracción marca INSTRON, modelo 4486, serie H 1957 con dispositivos adecuados. La misma está equipada con celdas de cargas y define el peso que soportará el objeto a estudiar hasta ser traccionado (*Figura 22*).



*Figura 22: Máquina Instron*

Esta máquina posee adaptadores auxiliares donde se apoyan cada uno de los modelos a analizar simuladores de maxilar superior con sus diferentes anclajes y sus respectivos esqueletos de cromo cobalto. La parte superior de la máquina posee un travesaño de 135 mm, con regulación de velocidad.

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

Los modelos fueron afirmados, sobre una plataforma de trabajo, con una prensa para impedir su movilización durante los ensayos. Se decidió ejercerle al travesaño una velocidad de 2 mm/min <sup>(39)</sup> (Figura 23).



*Figura 23: Montaje del modelo*

La fuerza se ejerció desde dos puntos en la varilla transversal de acero endurecido, próximos a la posición de los anclajes, para asegurar que el esfuerzo fuera parejo sobre los dos lados.

La Máquina de Ensayos Mecánicos iba graficando la secuencia de tracción a partir de los datos digitales obtenidos. Es decir, de los tres grupos de anclajes se obtuvieron los gráficos correspondientes a cada una de las cinco pruebas de cada grupo. En cada gráfico se pudo observar el seguimiento lineal del desprendimiento hasta producir la extracción de los cromos.

En cada caso se efectuaron cinco determinaciones de la carga de desprendimiento las cuales se informaron como 1, 2, 3, 4, y 5. Se observó que en algunas muestras se produjo un primer desprendimiento y la misma siguió tomando carga hasta producirse un desprendimiento final.

Se realizaron cinco ensayos de tracción sobre cada anclaje, determinándose la carga máxima necesaria para separar el esqueleto de la prótesis, del modelo (*Figura 24*).

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



*Figura 24: Ensayo de tracción*

## ETAPA DE LABORATORIO SEGUNDO MODELO

Se realizó alivio de los dientes del grupo de estudio que son 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 lograr obtener el espacio que ocupa el ligamento periodontal. El ligamento periodontal tiene un espesor que no es uniforme a lo largo de la raíz pero por referencias bibliográficas <sup>(28)</sup> se unificó en 0,3 mm de espesor. Utilizamos en este estudio dientes frasco que no poseen ápice, por lo tanto se decidió fabricarles el mismo con cera rosa tomando como referencia el largo corono-radicular de 21,5 mm, buscando promedio de longitud <sup>(40)</sup> (Figura 25).



*Figura 25: Elementos dentarios preparados*

Se intentó duplicar estos elementos del grupo de estudio colando cada uno de ellos en metal pero la dilatación delacrílico de los dientes utilizados, por más que tenían alivio de cera quebraban los cilindros de colado. Entonces se procedió a duplicarlos en yeso (Figura 26) con silicona de condensación para duplicación marca Zhermack (Alemania) que posee las siguientes características:



- ♦ Excelente reproducción de detalles
- ♦ Excelente características de desmolde
- ♦ Fácil de mezclar
- ♦ Largo tiempo de trabajo
- ♦ Baja contracción
- ♦ Excelente resistencia
- ♦ Buena elasticidad
- ♦ Buena resistencia a la tracción
- ♦ Se utiliza en joyería y orfebrería.



*Figura 26: Elementos dentarios preparados y duplicados*

Con el zócalo de silicona frasaco obtuvimos un modelo completo superior de yeso al cual reservamos y por otro lado como a nosotros nos interesa la Clase I de Kennedy (desdentado bilateral superior); colocamos silicona marca Zetalabor de Zhermack (Alemania) sin catalizador a partir de los segundos premolares hacia atrás y también colocamos los elementos del grupo de estudio ya duplicados en yeso y luego

procedimos al llenado con resina acrílica transparente preacelerada. De esta manera obtuvimos un modelo con el espacio previsto para el ligamento periodontal (*Figura 27*).



*Figura 27: Obtención del modelo de resina acrílica*

Como los dientes de yeso se desgastaban al sacarlos y además nos manchaba el acrílico decidimos duplicarlo y lo realizamos colocando el modelo éste en una mufla de duplicado de silicona marca Bego (Alemania) (*Figura 28 a y b*)

Obtuvimos una matriz para la posterior realización del modelo definitivo.



*Figura 28 a*



*Figura 28 b*

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 procede a llenar cada alvéolo con silicona por adición marca “Gingifast” de Zhermack (Alemania) y las colocamos sobre el modelo hasta que fragüe (*Figura 29*).



*Figura 29*

El “Gingifast” (Zhermack-Alemania) es un polivinilsiloxano con excelentes características de estabilidad dimensional, conserva por largo tiempo correctas referencias de márgenes de encía. Mecánicamente estas siliconas están dotadas de óptima memoria elástica por lo tanto es posible quitar e introducir nuevamente a gusto la mascarilla del molde. Las superficies que van en contacto con el Gingifast deben estar perfectamente limpias y desengrasadas para evitar fenómenos no deseados de contaminación de polimerización. Dicha contaminación se manifiesta bajo forma de pegajosidad superficial.

De esta forma obtenemos el modelo definitivo (*Figura 30*).



**Figura 30:** *Modelo terminado*

Preparado el modelo se procedió al tallado de los elementos elegidos como pilares, primeros y segundos premolares derechos e izquierdos, encerado, colado de las coronas respectivas y del esqueleto del cromo, tal como se realizó para el primer modelo.

Para esta prueba; este modelo construido posee una cierta resiliencia, para de esta manera, simular lo que ocurre en boca.

## **ENSAYO DE DEFORMACION**

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

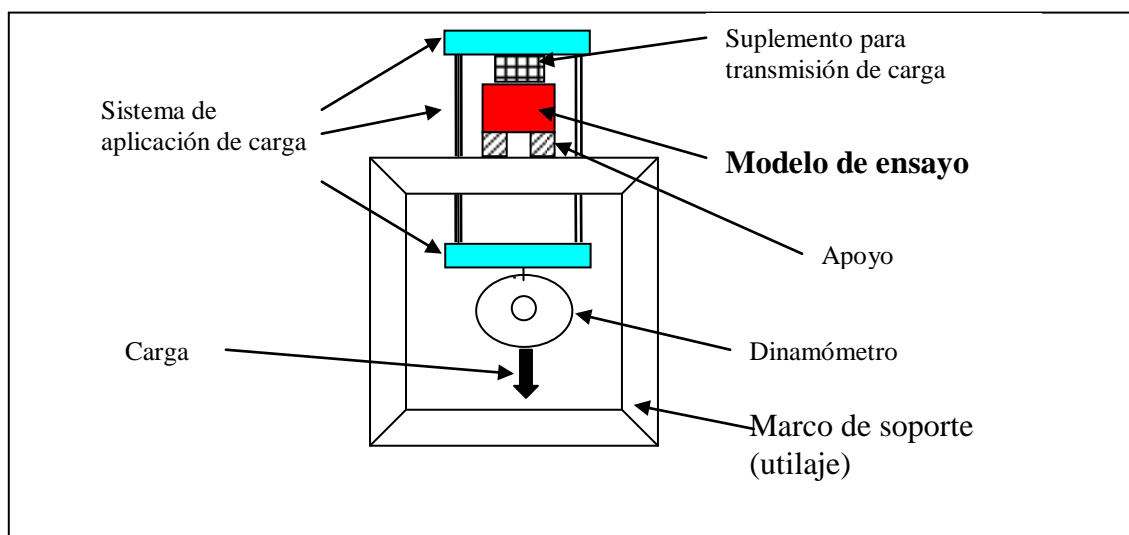
Se estima que cada sistema de fijación o ataches transmiten la carga de masticación en forma diferente a los elementos dentarios sobre los cuales asientan. De esta manera es posible inducir que esto influirá en la vida útil de los elementos de soporte.

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

Se utilizó para este fin un utilaje preparado para la realización del ensayo.

El mismo consta de (*Figura 31*):

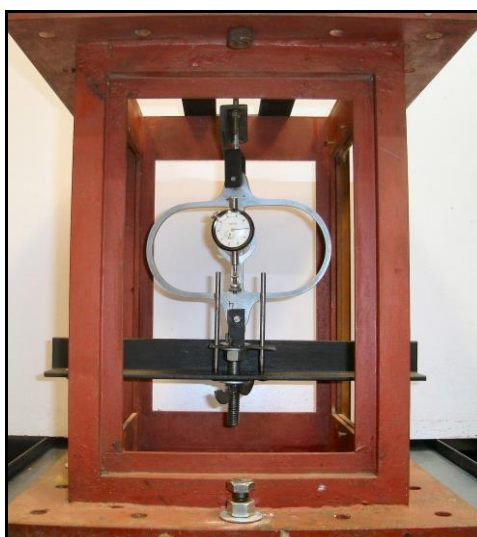
- ♦ Un marco rígido de madera ya existente que permitió cierta transportabilidad del sistema y que a la vez no presentara deformaciones durante la realización de los ensayos que pudieran alterar las mediciones que se realizarían.
- ♦ En la parte superior del utilaje se colocó el Modelo de ensayo que se apoyó 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.
- ♦ Varillas roscadas que permiten la transmisión de la carga desde la parte superior a la inferior, además de la alineación y regulación del sistema
- ♦ Un Dinamómetro Mecánico calibrado con su reloj comparador -marca Mercer- que permite medir la carga, aunque en este caso no era necesario conocer el nivel exacto de la carga aplicada sino que la misma fuera igual en los tres casos del ensayo, ya que es un ensayo comparativo entre tres soluciones diferentes.



**Figura 31:** Esquema del utilaje del ensayo

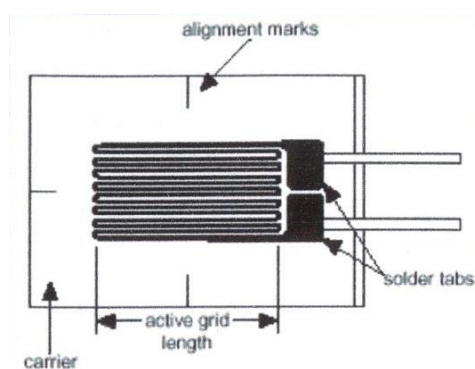
Se decidió utilizar este sistema de aplicación de carga porque permite (Figura 32):

- ♦ Una correcta visualización del ensayo al no tener máquina o sistema ubicado por sobre el modelo
- ♦ Una correcta alineación de la carga
- ♦ Un centrado del punto de aplicación de la misma.



**Figura 32:** Utilaje del ensayo

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. No solamente podemos medir fuerzas, sino también desplazamientos, temperaturas, aceleración, dilatación térmica y presión, ya que al ser transductores transforman los cambios de resistencia eléctrica a deformación unitaria y mediante ecuaciones y conversiones podemos tener distintos parámetros. Es una resistencia dispuesta en forma ondulada, de espiral o senoidea 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 (*Figura 33*).



*Figura 33: Strain Gauge*

### **Preparación de superficies para el pegado de extensómetros**

Los extensómetros son finísimos dispositivos que deben ser íntimamente pegados al elemento estructural que se pretende analizar. Esta acción es particularmente 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 las

obvias peligrosas consecuencias que podrían darse al interpretar valores de esfuerzos falsos. Veremos a continuación las técnicas de preparación de las superficies y de pegado, que recomienda la compañía *Measurements Group* en su *Student Manual for Strain Gauges*.

Los extensómetros pueden ser satisfactoriamente pegados en casi cualquier superficie sólida, si ésta es adecuadamente preparada. Aunque existen varias técnicas disponibles para la preparación de superficies, las técnicas y procedimientos que describiremos a continuación, han sido cuidadosamente desarrolladas y extensamente probadas.

El propósito de la preparación es desarrollar una superficie químicamente limpia, con una rugosidad superficial adecuada, una alcalinidad de un ph neutro, y un trazado visible de líneas de referencia para la orientación del extensómetro. El sistema *Micro Measurements* de preparación de superficie, se reduce a cinco operaciones básicas:

- ♦ Desengrasado
- ♦ Lijado de superficie
- ♦ Trazado de ejes de referencia
- ♦ Acondicionador
- ♦ Neutralizador

Normalmente para este tipo de ensayo se usan adhesivos monocomponentes 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; lo cual no era relevante para la realización de este ensayo.



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 Strain Gauge 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 lo que se buscaba era 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 Strain Gauge 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 Strain Gauge. Además de este tallado se realizó otro lateral para el escape de los cables para que no interfieran con el modelo ni con el cromo.

La ubicación de cada uno de ellos es la siguiente (*Figura 34*):

- ♦ Número 1: superficie distal
- ♦ Número 2: superficie vestibular lado izquierdo
- ♦ Número 3: superficie vestibular lado derecho
- ♦ Número 4: sobre reborde residual
- ♦ Número 5: superficie palatina

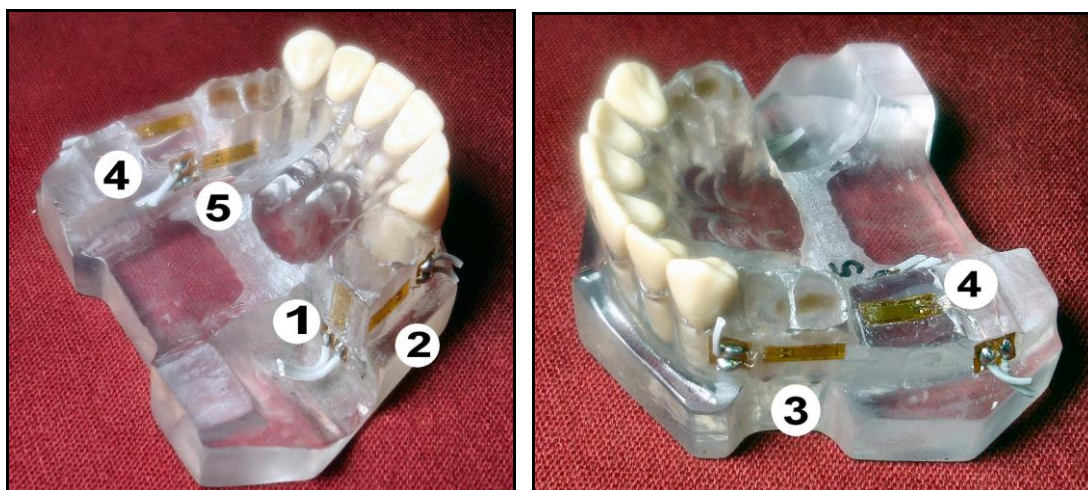


Figura 34: Ubicación de los Strain Gauge

### Medición de la deformación

Los SG pegables de resistencia eléctrica, son dispositivos por demás sencillos, de hecho extremadamente simples. El medidor funciona por el principio de que cuando un conductor eléctrico se alarga, su resistencia eléctrica también cambia. Y 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  $\Delta R / R$ . Pero esto es más fácil decir que hacer porque los valores de  $\Delta R$  son muy pequeños (y  $\Delta R / R$ , lo es aún más)

El Factor de Extensómetro (FE) es aproximadamente 2.0 para medidores hechos con las aleaciones más 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

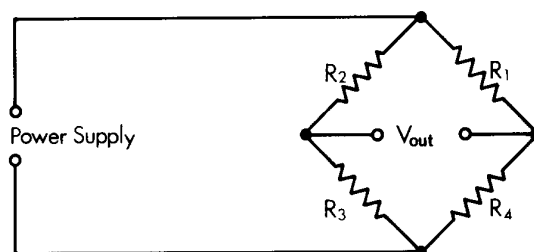
$\sigma_y = 200 \text{ MPa}$ , solicitado a carga uniaxial simple-, debemos medir cambios de resistencia  $\Delta R$  del orden de  $0.00024 \Omega$ .

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.

En los instrumentos modernos de medición extensométrica, generalmente se emplea el puente de Wheatstone como circuito sensor primario, que utiliza un muy estable amplificador 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. En lo que sigue, se discuten brevemente las principales consideraciones relacionadas con la combinación de esos elementos para una medición extensométrica precisa.

### **El Circuito del Puente de Wheatstone**

En la mayoría de las actuales instrumentaciones, el medidor extensométrico en sí, forma uno o más brazos del puente de Wheatstone (*Figura 35*), produciendo una salida de voltaje que es proporcional al cambio de resistencia. De hecho, la salida es proporcional a  $\Delta R/R$ , de tal forma que, para una deformación  $\Delta L/L$  y un factor de extensómetro dados, la salida es independiente del valor inicial de la resistencia absoluta ( $R$ ) en cada brazo del puente.



*Figura 35: Puente de Wheatstone*

Una característica muy importante del puente de Wheatstone es que los cambios de  $\Delta R/R$  en brazos adyacentes del circuito, se restan numéricamente cuando ambos tienen el mismo signo y por ello tienden a cancelarse uno con otro; en tanto que; cuando tienen signos contrarios, éstos son sumados numéricamente. Por el contrario, los cambios en brazos opuestos son sumados cuando tienen el mismo signo, y tienden a cancelarse cuando son de signos opuestos. Estos efectos son importantes para lograr compensaciones por temperatura o cuando son usados en transductores extensométricos (en donde por lo general son activos los cuatro brazos del puente), para producir un incremento en la señal de salida.

### **Voltaje del Puente**

Los extensómetros y el puente de Wheatstone son en sí, elementos pasivos; por ejemplo, no es posible una salida del circuito si no hay voltaje de entrada. La salida de un puente desbalanceado ( $V_s$ ) puede ser expresada, tanto en términos de  $\Delta R/R$  como de voltaje de entrada ( $V_e$ ), y es comúnmente tomada como proporcional a ambos, no obstante, las relaciones son ligeramente no lineales para ciertas configuraciones <sup>(41)</sup>.

En una forma simplificada (la cual ignora la no linealidad), la salida de un solo extensómetro activo (un brazo del puente es un extensómetro sujeto a esfuerzo, y los otros brazos son extensómetros inactivos ó resistencias), puede ser expresado como:

$$V_s = \frac{V_e}{4} * \frac{\Delta R}{R}$$

o, sustituyendo el FE de la ecuación:

$$\frac{\Delta R}{R} = FE * \frac{\Delta L}{L}$$

entonces:

$$V_s = \frac{V_e}{4} * FE * \frac{\Delta L}{L} = \frac{V_e}{4} * FE * \varepsilon$$

en donde  $\varepsilon$  es la deformación unitaria.

Con un FE = 2.0,  $\varepsilon = 1 * 10^{-6}$  (una microdeformación ó  $\mu\varepsilon$ ), y  $V_e=1.0$  V

$$V_s = \frac{1.0}{4} * 2 * 1 * 10^{-6} = 0.5 * 10^{-6} \text{ Volts}$$

Esto significa una salida de solo 0.5  $\mu$ V por Volt de entrada por  $\mu\varepsilon$ .

La salida puede desde luego, ser incrementada, aumentando el voltaje del puente  $V_e$  (por ejemplo, una salida de 5  $\mu$ V/ $\mu\varepsilon$  para  $V_e = 10$  V). Aunque por lo general es

deseable obtener una salida tan grande como sea posible, se deben establecer limitaciones por los efectos de calentamiento debidos a la corriente en el extensómetro (que es función de la resistencia del medidor y el voltaje del puente), su tamaño, y las propiedades de disipación de calor del material en que se encuentra pegado <sup>(42)</sup>. Para la mayoría de los casos prácticos, el voltaje es normalmente de 1 a 15 V; pero independientemente de su valor, éste deberá ser exactamente conocido y controlado debido a que la salida del puente es directamente proporcional a él. Si el instrumento ofrece únicamente un voltaje para el puente, entonces es deseable un valor bajo; a fin de minimizar el efecto de calentamiento en el medidor que podría causar un voltaje alto. Una mayor flexibilidad es posible, particularmente en pruebas dinámicas, cuando el instrumento incorpora un suministro variable de voltaje al puente.

Un interruptor independiente para el voltaje del puente, cuando el resto del circuito de medición continua operando, es una importante y útil característica, especialmente para mediciones dinámicas de deformación, ya que cualquier salida que se observe en el puente cuando se interrumpa el voltaje, será debido a “ruido” eléctrico, pues no es posible que la salida sea resultado de cambios en la resistencia del circuito de medida, cuando éste no tiene voltaje. La posibilidad de interrumpir la energía del puente, es así una útil herramienta de diagnóstico para establecer cuando existen problemas de ruido eléctrico.

### **Complementación del Puente**

Debido a lo muy pequeño de los cambios de resistencia y del voltaje de salida, cada brazo del puente deberá consistir de un extensómetro o resistor de alta estabilidad, muy reducida tolerancia en su resistencia y un coeficiente de resistencia por temperatura

efectivamente muy bajo. Los modernos extensómetros tienen esas cualidades; por ello cuando sólo un brazo de ese puente tenga un extensómetro activo, lo que es común en análisis experimental de esfuerzos, entonces los otros brazos requeridos para completar el puente deberán ser otros extensómetros inactivos idénticos al primero, o algún otro tipo de resistores de alta precisión; éstos resistores deberán tener una tolerancia en su resistencia de  $\pm 0.01\%$ , un coeficiente de resistividad por temperatura de  $1 \text{ ppm} / ^\circ\text{C}$  y una estabilidad menor de  $25 \text{ ppm} / \text{año}$  de variación. Los resistores de película con depósito de carbón o de alambre no pueden ser utilizados, ya que sus características están claramente fuera de esas especificaciones; los típicos resistores de película por ejemplo, pueden llegar a tener tolerancias de  $\pm 1\%$  y coeficientes de resistencia por temperatura de  $\pm 100 \text{ ppm} / ^\circ\text{C}$ . Esto significa que si uno de estos resistores fuera utilizado en uno de los brazos del puente, y la temperatura cambiara en tan solo  $1 ^\circ\text{C}$ ; exhibiría una salida de  $50 \mu\text{E}$  (equivalente a un esfuerzo por carga axial del orden de los  $10 \text{ MPa}$  en acero).

Las consideraciones respecto al autocalentamiento por efecto de la corriente en el resto del puente, son igualmente aplicables. Si esos resistores no tienen las características requeridas de disipación de calor, entonces el circuito se hará inestable.

Después de que éstos factores han sido tomados en cuenta, se deberá prestar una cuidadosa atención a los cables que conectan las resistencias, y muy particularmente al, o los extensómetros con el puente; ya que el cableado podría funcionar como resistencias en serie con los elementos activos y aunque una buena instalación no registraría deformación aparente, los cables son sensibles a los cambios de temperatura y su dilatación sí sería registrada. Por lo anterior, resulta particularmente importante que para mediciones estáticas, se emplee el método de conexión de tres cables para el

arreglo de cuarto de puente, ya que ésta compensa automáticamente los efectos por cambios de temperatura en los cables y reduce el efecto de desensibilización de la resistencia del cable que sale del puente <sup>(43)</sup>. (Figura 36)

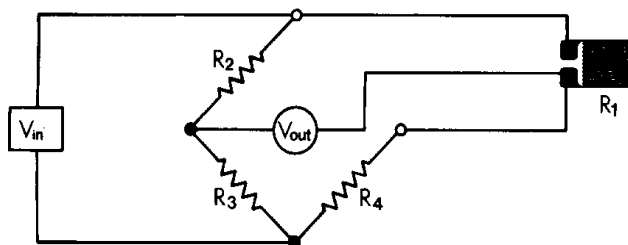


Figura 36: Arreglo de ¼ de puente

De ésta forma, un típico circuito de medición (Figura 37) podrá tener el extensómetro  $R_1$  conectado como un brazo del puente con el sistema de tres cables; el brazo adyacente  $R_4$ , podrá ser un extensómetro compensador ó una resistencia del mismo valor. Las resistencias  $R_2$  y  $R_3$ , que no tienen que ser necesariamente del mismo valor que  $R_1$  y  $R_4$  ya que forman la otra mitad del puente.

Con el voltaje de entrada al puente ( $V_e$ ) y un adecuado dispositivo para medir la salida ( $V_s$ ), el sistema es capaz de producir una señal proporcional a la deformación del extensómetro; pero, el sistema no funcionará efectiva y eficientemente, en tanto no se incorporen al sistema de medición otras características encontradas por la instrumentación extensométrica moderna.



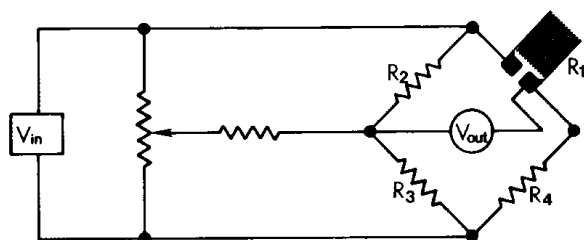


Figura 37: Esquema de conexión

En el modelo de ensayo el concepto del puente se muestra en la Figura 38.

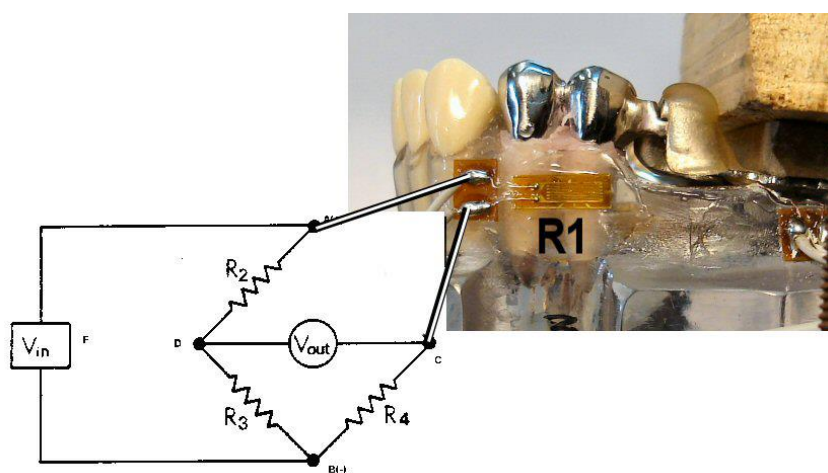


Figura 38: Puente de Wheatstone aplicado al modelo

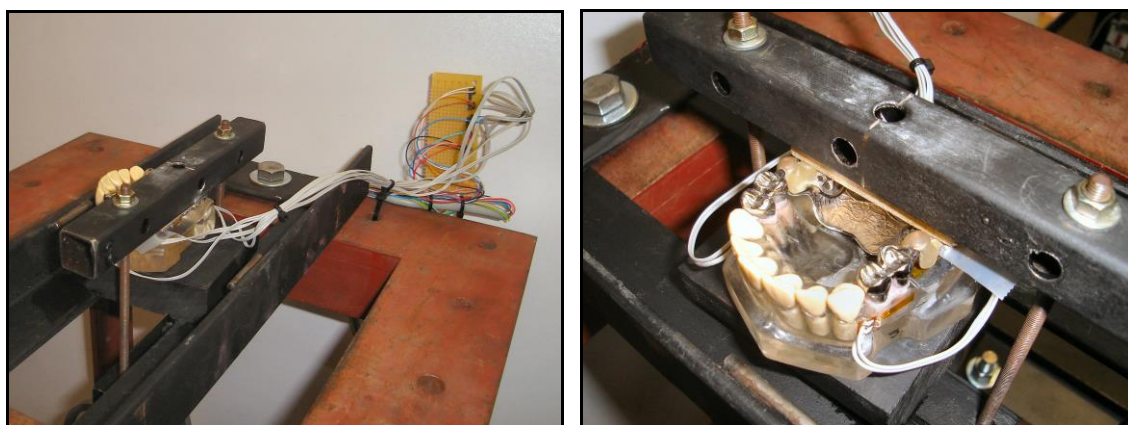
### Realización de los ensayos

Con el modelo ya preparado con los cinco Strain Gauge pegados distribuidos en las diferentes zonas de medición se procede a la conexión de los cables mediante soldaduras de estaño (Figura 39).



**Figura 39:** Conexión del circuito de los Strain Gauge en el modelo

Luego se realizó el montaje del modelo en el “Utilaje del Ensayo” para la realización de dicho estudio. Se probó el funcionamiento del sistema mecánico como se muestra en la *Figura 40*.



**Figura 40:** Modelo preparado para el ensayo

La carga se aplica manualmente a través de un tornillo ubicado en la parte inferior del utilaje del ensayo, siendo la misma de 10 decanewton (daN) <sup>(48)</sup>.

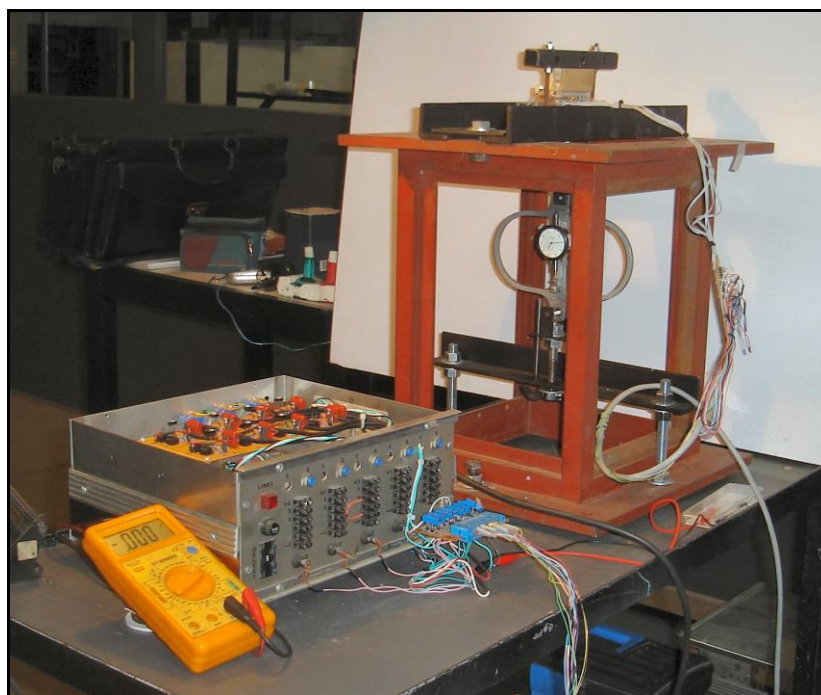
Cuando se intentó realizar las primeras mediciones se observó un corrimiento de los valores de calibración de los Strain Gauge haciendo muy difícil equilibrar el puente de medición. Se observó entonces que los Strain Gauge tomaban una temperatura elevada y variable siendo esta la razón del desequilibrio observado.

Al ser el acrílico un polímero de muy bajo poder de disipación de la temperatura producía una desestabilización de los Strain Gauge por el aumento de ésta.

Para corregir esto fue necesario disminuir el voltaje de alimentación del puente de 5 voltios a 3 voltios y de esta manera permitió realizar las mediciones en forma confiable.

Corregido este problema se comenzó 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.

En la *Figura 41* se observa el utilaje con el modelo a ensayar, el amplificador de señal y el multímetro digital el cual nos indicó los valores de medida.



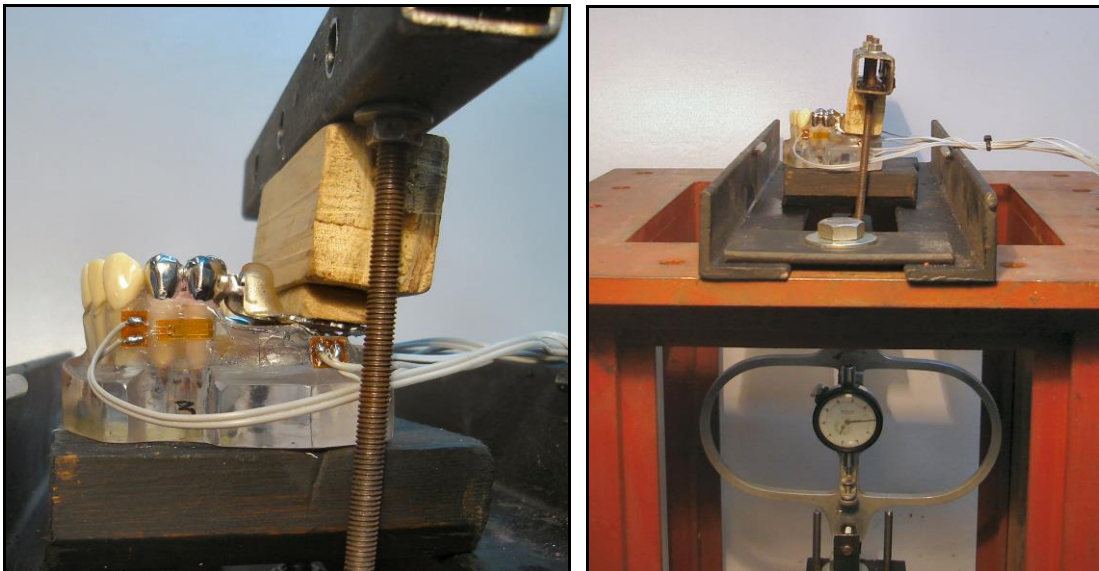
*Figura 41: Sistema de medición completo*

Puesto a punto el sistema, se comenzó la serie de ensayos realizándose todos de la siguiente manera:

- ♦ Colocación del sistema de atache seleccionado en cada modelo
- ♦ Montaje del modelo en el Utilaje del ensayo
- ♦ 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 diferente de atache (*Figura 42*).



*Figura 42: Ensayo en proceso*

## **ANALISIS ESTADISTICO**

Con los datos registrados durante las pruebas de tracción y de deformación, fue necesario realizar un análisis estadístico para reunir más elementos para la evaluación de los objetivos y llegar a conclusiones concretas.

Los datos 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**

### **TRACCIÓN**

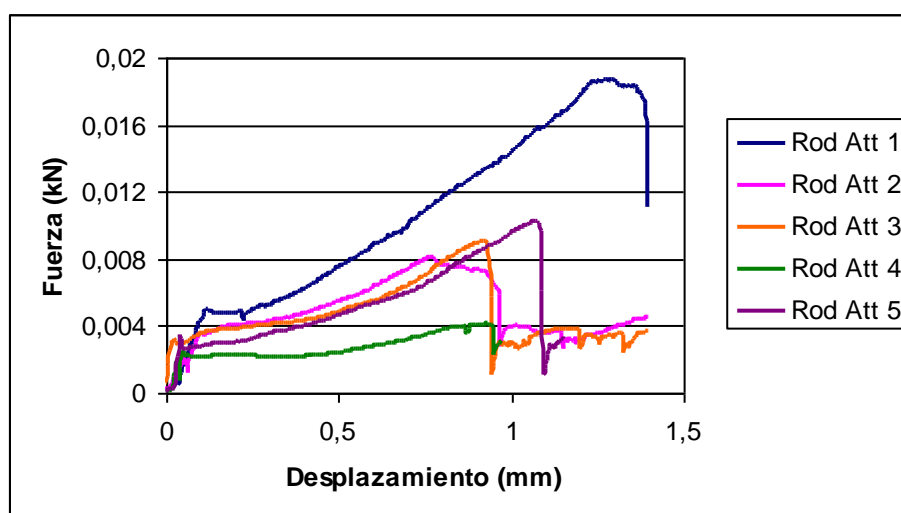
Se realizaron cinco ensayos de tracción en cada anclaje, determinándose la carga máxima que es necesaria para separar el esqueleto de la prótesis de su correspondiente modelo.

Se presentan las tablas que muestran los resultados correspondientes a la carga máxima realizada en cada ensayo expresada en Newton (N) y gramos-fuerza (gf) de los diferentes anclajes.

### **ANCLAJE ROD ATTACHMENT**

<b>Identificación De la Muestra</b>	<b>Ensayo Nº</b>	<b>Carga Máxima Aplicada</b>	
		<b>(N)</b>	<b>(gf)</b>
ROD ATTACHMENT	1	26,8	2.740
	2	8,1	830
	3	9,0	920
	4	11,3	1.150
	5	10,2	1.040

*Tabla 1*



*Figura 43: Ensayos de tracción del Rod Attachment*

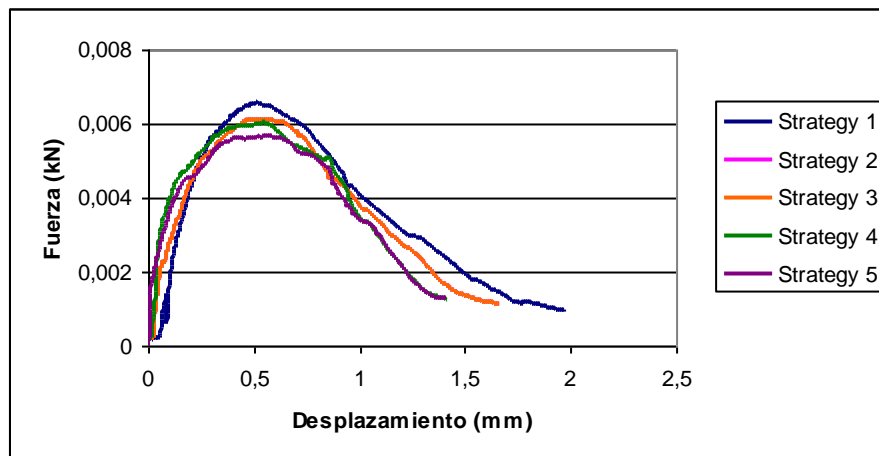
En la *Figura 43* se muestran las curvas correspondientes a los ensayos realizados. En el ensayo N° 1 (Rod Att 1) fue notable que el dispositivo se moviera de forma cruzada, es decir se despegó primero un lado que el otro, por lo cual la carga final fue más elevada que las demás. Además se observó que las curvas no fueron proporcionales a la fuerza y al desplazamiento.



**ANCLAJE STRATEGY**

Identificación De la Muestra	Ensayo N°	Carga Máxima Aplicada	
		(N)	(gf)
STRATEGY	1	6,6	670
	2	6,1	620
	3	6,4	650
	4	6,0	610
	5	6,0	610

*Tabla 2*



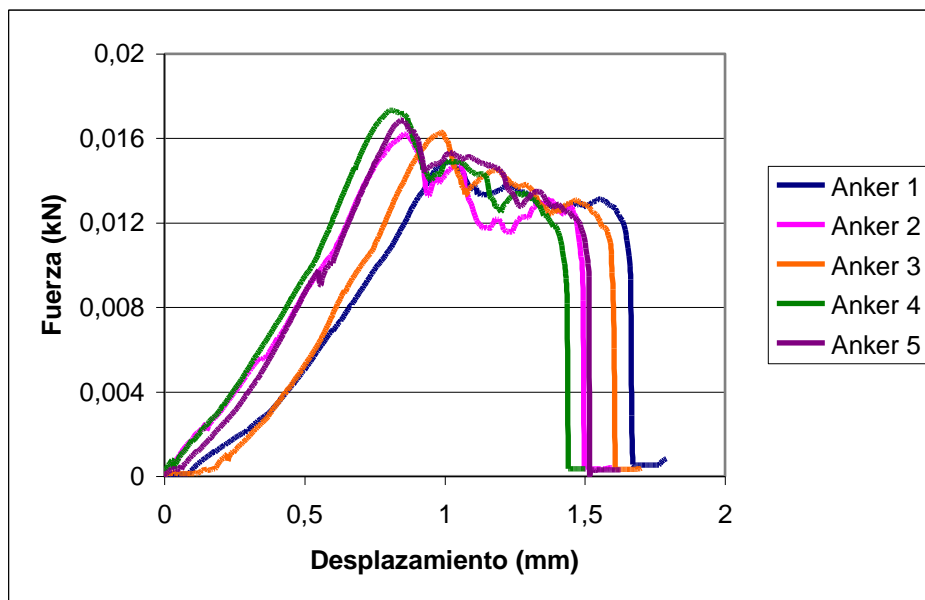
*Figura 44: Ensayos de tracción del anclaje Strategy*

En la *Figura 44* se ven las curvas correspondientes a los ensayos realizados con el attachment Strategy. En la figura se observa un alto esfuerzo y un desplazamiento muy bajo para alcanzar la carga máxima.

**ANCLAJE ANKER SYSTEM**

Identificación De la Muestra	Ensayo N°	Carga Máxima Aplicada	
		(N)	(gf)
ANKER SYSTEM	1	14,9	1.520
	2	16,2	1.650
	3	16,3	1.660
	4	17,3	1.770
	5	16,9	1.730

*Tabla 3*



*Figura 45: Ensayos de tracción del anclaje Anker System*

En la *Figura 45* se ven las curvas correspondientes a los ensayos realizados con el anclaje Anker System. Se observó que las curvas son más proporcionales con respecto

al esfuerzo y al desplazamiento. A medida que aumenta la carga aumenta el desplazamiento.

En las curvas de las Figuras 43, 44 y 45, los comportamientos difieren no sólo en cuanto a la carga máxima alcanzada, sino también en la forma que adquieren las curvas de tracción. Siendo con el anclaje Anker System mayor la tracción. Una comparación entre los tres comportamientos se muestra en la Figura 46.

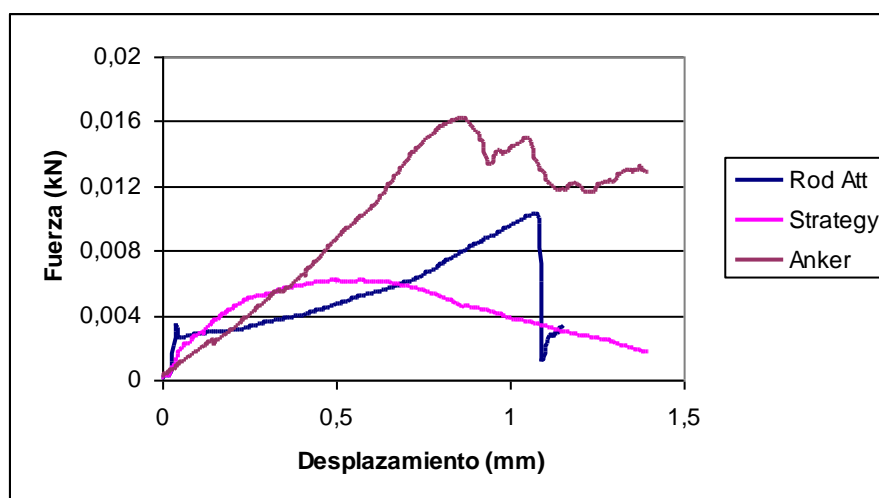


Figura 46: Comparación del comportamiento entre los diferentes anclajes

Por lo anterior, se pensó en analizar lo que sucedía al realizar un ensayo inmediatamente después de retirar el anclaje y volverlo a poner, y un ensayo después de un tiempo prolongado de haberlo retirado. Las curvas comparativas se ven en la Figura 47. Se puede inferir que mantener mucho tiempo el anclaje fuera de su posición hace que el teflón se recupere y la carga necesaria para extraerlo sea algo mayor (9.5N frente a 8.5N).

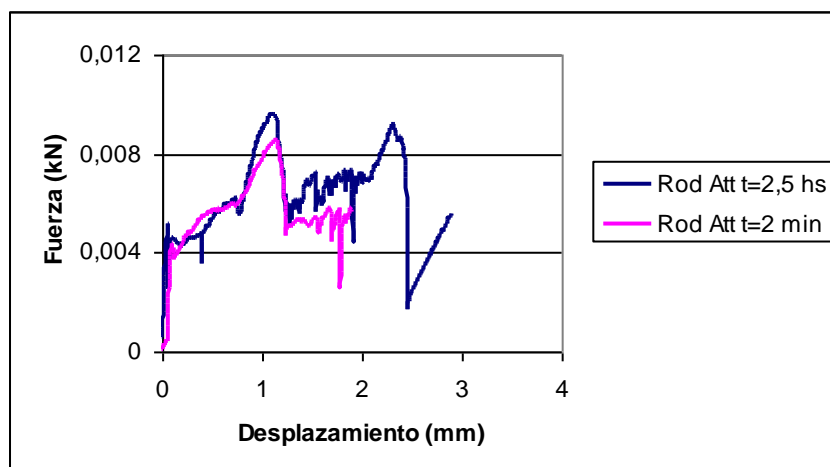


Figura 47: Variación de tiempo para el reanclaje en el Rod Attachment

### Influencia de la velocidad de carga

Todos los ensayos se realizaron a la misma velocidad de carga que es de 2 mm/min. Pero para ver si la misma influenciaba los resultados se realizó otro ensayo que arrojó los siguientes resultados y se muestran en la Figura 48.

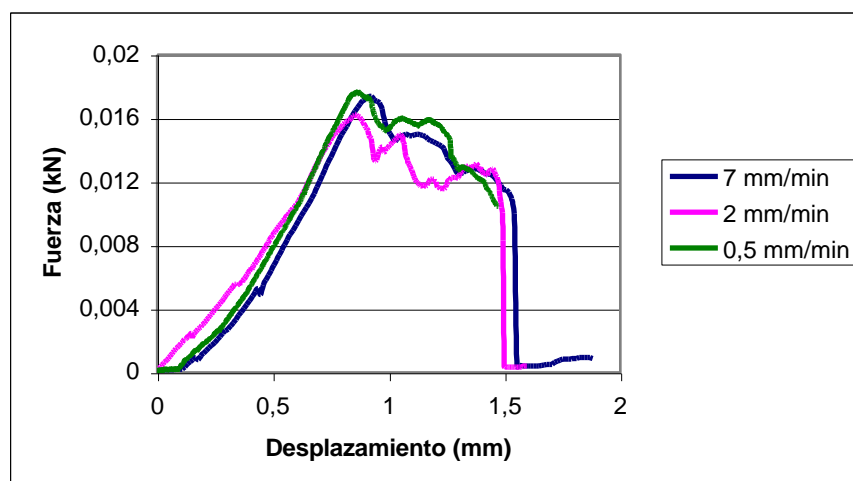
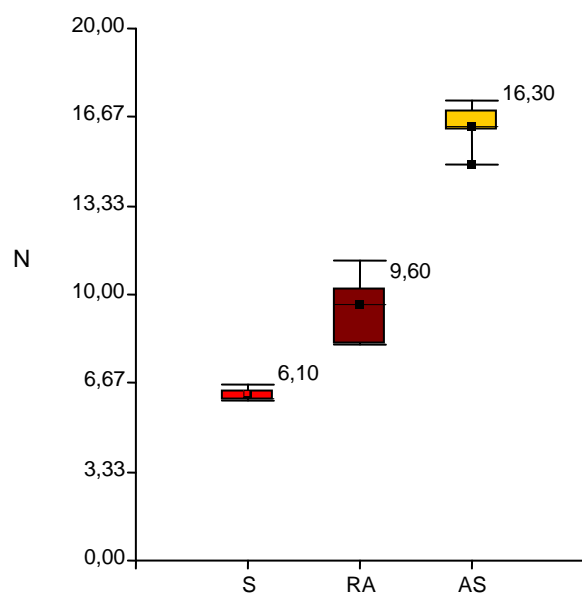


Figura 48: Variación de la velocidad en ensayos de anclajes Anker System

Cuando se compararon los valores medios de la tracción de los diferentes attachments se observó que AS presentó un valor medio significativamente mayor que los otros ( $p=0,0030$ ) (Figura 49).



**Figura 49:** Gráficas de cajas que muestran la distribución de los datos. La caja muestra los percentiles 25, 50 (línea media) y 75. Los valores corresponden al valor de la mediana de cada anclaje.

## Deformación

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 compararemos directamente las deformaciones.

Los resultados de las mediciones se pueden ver en la siguiente tabla:

Carga	SG N°	Estrategy	Rod Attachment	Anker system
daN		$\mu\epsilon$	$\mu\epsilon$	$\mu\epsilon$
10	1	1000	900	500
10	2	90	-30	-30
10	3	30	-50	15
10	4	300	500	200
10	5	15	60	100

**Tabla 4:** Comparación del comportamiento de los anclajes en relación a la deformación

En las Figuras 50 a y b se puede ver el comportamiento comparativo de las tres diferentes soluciones. Del gráfico 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.

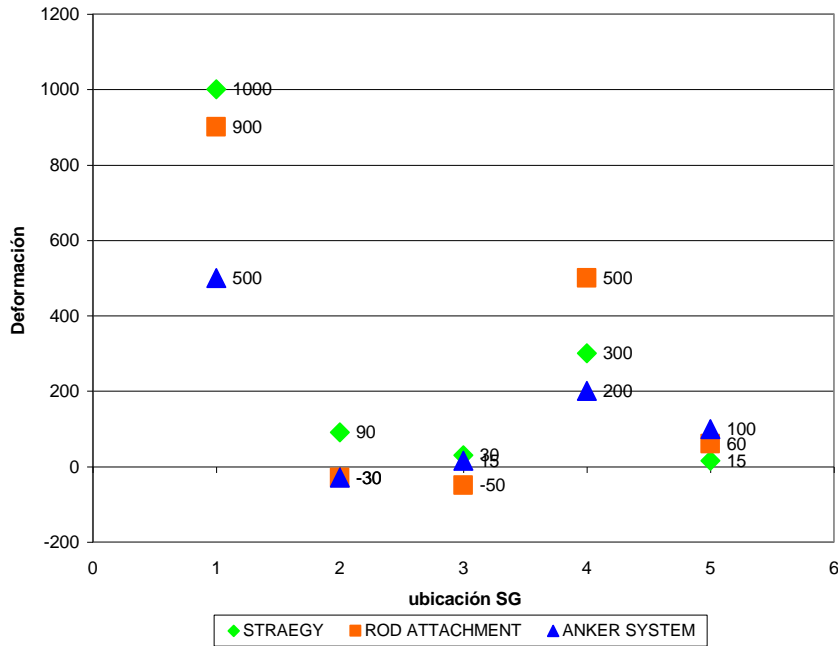


Figura 50 a

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 ( $p=0,0143$ ) (Figura 50 b).

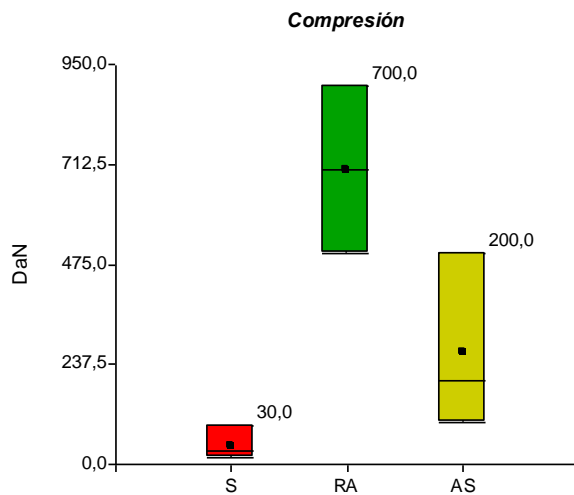


Figura 50 b: Gráficas de cajas que muestran la distribución de los datos. La caja muestra los percentiles 25, 50 (línea media) y 75. Los valores que se muestran corresponden al valor de la mediana de cada aclaje. daN: decanewton

## **DISCUSIÓN**

Este estudio se realizó para determinar comparativamente a través de la tracción, la retención de estos diferentes sistemas de ataches extracoronarios y la deformación que los mismos producen en los elementos más distales, a través del sistema Strain Gauge, el cual fue utilizado en investigaciones previas <sup>(28, 44, 45, 46, 47, 48)</sup>.

Los estudios de investigación *in vitro*, son valiosos cuando se preocupan por medir valores comparativos <sup>(49)</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>(50)</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>(51, 52)</sup>.

La prótesis mixta es un tratamiento complejo y la biomecánica es un factor importante a tener en cuenta en este tipo de prótesis.

La clase I de Kennedy, prótesis removible a extensión distal, dentro de todas las clasificaciones, es la que con más frecuencia encontramos <sup>(53)</sup>.

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

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

Con los hallazgos obtenidos en el presente estudio, se demostró que los ataches extracoronarios resilientes tienen mejor comportamiento ya sea a la tracción como a la



deformación en las prótesis parcial removibles a extensión distal, con lo cual coincidimos con Burns y Ward <sup>(54)</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 y colaboradores <sup>(55)</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 aún así, él concluyó que la rigidez es una propiedad deseable en cualquier prótesis parcial removible. Además demostró que la aplicación de cargas bilaterales propiciaba una mejor distribución del estrés, con respecto a las unilaterales, para todas las variables. Este autor concuerda con los resultados obtenidos por White, <sup>(56)</sup> quien también estudió un sistema de rompiefuerzas extracoronario en sus versiones activado, semiactivado y desactivado, y concluyó que los ataches rígidos minimizaban las fuerzas de torque sobre los dientes pilares.

Algunos autores <sup>(57, 58)</sup> consideran que en todos los casos en los que se pueda crear un equilibrio de fuerzas, se pueden colocar ataches rígidos.

En un estudio de fotoelasticidad Berg y Caputo, <sup>(59)</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>(60)</sup> con la misma técnica, compararon el comportamiento de los dientes pilares distales cuando se usa un sistema retenedor RPI y un anclaje resiliente tipo bisagra. El anclaje resiliente deriva el estrés sobre todo a los rebordes residuales posteriores, mientras que el RPI lo dirige al diente pilar.

Studer y col. <sup>(16)</sup> encontraron un número importante de fracasos o accidentes en las prótesis parciales removibles cuando se utilizaban ataches rígidos. A los 8 años las complicaciones con ataches rígidos fueron del 69% y de un 6,9% cuando se realizaban restauraciones con ataches semirígidos.

En nuestro estudio utilizando ataches rígidos y resilientes a la tracción, observamos que el anclaje Rod Attachment (rígido), consiste en una corredera metálica recubierta de teflón en una de sus partes. Como se aprecia por la forma de la curva (*Figura 43*), la fuerza de desanclaje crece rápidamente hasta que se produce el primer movimiento de despegue del anclaje. En ese instante la fuerza cae hasta equilibrarse con la fuerza de rozamiento y va creciendo monotónicamente durante su recorrido por la corredera hasta producirse la separación completa del anclaje.

El anclaje Strategy (rígido), consiste en una pequeña esfera metálica soportada por una cavidad cóncava recubierta con teflón. Esta geometría hace que la curva de ensayo (*Figura 44*) sea más suave que en el caso anterior ya que cualquier micromovimiento de la esfera en el teflón produce la separación de ésta bajo cargas pequeñas, porque la superficie de rozamiento (contacto) es idealmente de sólo una línea.

Finalmente, el Anker System (resiliente), consiste en la unión de dos superficies metálicas (sin polímero), y permite un cierto movimiento del anclaje. La fuerza de desanclaje (*Figura 45*) es sensiblemente mayor a los casos anteriores. Esta crece hasta producir la separación del anclaje. Esta separación no es brusca sino que se va dando mientras se separan las piezas metálicas.

Tanto los anclajes Rod Attachment como Strategy, consisten en un agarre metálico en una pieza de teflón, variando en la forma de realizar el agarre (corredera o esfera). Se sabe que los polímeros, entre ellos el teflón, poseen una estructura que permite grandes

deformaciones elásticas por estiramiento de las cadenas poliméricas, pero que su recuperación a la forma inicial no es inmediata por los impedimentos mecánicos de las mismas cadenas estiradas. Esto puede generar problemas en la recolocación de los anclajes. Se puede inferir que mantener mucho tiempo el anclaje fuera de su posición hace que el teflón se recupere y la carga necesaria para extraerlo sea algo mayor de 9.5 Newton a las 2.5 horas frente a 8.5 Newton a los 2 minutos de realizado el ensayo con el anclaje Rod Attachment (*Figura 47*).

En cambio Anker System al estar compuesto por dos superficies metálicas (macho y hembra), los metales tienen una estructura cristalina de apilamiento de átomos, son átomos iguales donde existe una fuerza de enlace grande. Cuando se aplica una fuerza, la fuerza de enlace es la que resiste la fuerza externa, y lo va a hacer hasta un punto, el del límite elástico, luego tiende a volver a su forma habitual.

### **Influencia de la velocidad de carga**

Todos los ensayos mostrados se realizaron a la misma velocidad de carga fijada arbitrariamente en 2 mm/min. Sin embargo, la velocidad de aplicación de la carga durante la realización de los ensayos puede ser una variable que modifique los resultados finales. Para conocer su influencia se realizaron dos ensayos más consistentes en variar la velocidad a 7 mm/min y a 0.5 mm/min, utilizando arbitrariamente cualquiera de ellos, en este caso fue el anclaje Anker System. No se observaron diferencias significativas entre las tres velocidades.

Con respecto a las fuerzas de tracción algunos autores <sup>(61)</sup>, en su estudio sobre las fuerzas retentivas de los ataches utilizados sugirieron que las mismas fueran de solo 4 Newton. Este valor se compara con los ganchos convencionales tipo Anker que sería

aproximadamente de 5 Newton. Además concluyeron que para evitar el daño a los tejidos que rodean a los elementos dentarios las fuerzas retentivas de los ataches no debería exceder los 10 Newton. Es difícil opinar sobre el nivel de retención que podría dañar los tejidos de apoyo de los dientes pilares durante el retiro de la prótesis. Esto va a depender de otros factores como lo son la inclinación axial del elemento dentario en relación al eje de entrada y salida de la prótesis, si es uni o multirradicular, la cantidad de ligamento periodontal sano y la fuerza de resistencia del mismo.

Según Scholle <sup>(62)</sup> en un estudio realizado sobre 155 prótesis durante 6 años, encontró que la mayoría de los elementos dentarios con accesorios de precisión en el maxilar inferior tuvieron que ser extraídos, mientras que en el maxilar superior se conservaron, ello se debería al apoyo reducido en el arco inferior, fuerzas funcionales, sobrecarga periodontal, falta de ajustes periódicos y no por fuerzas retentivas proporcionadas por las anclas. Dicho de otra manera el diseño del ancla es más importante que las fuerzas retentivas con respecto al posible daño de los dientes pilares.

Stewart y colaboradores <sup>(63)</sup> en un estudio de retención usando 5 ataches diferentes comprobó que fuerzas del orden entre 10 y 20 Newton no producirían daño en los dientes pilares durante el retiro de la prótesis.

En este trabajo se demostró a la tracción que los valores medios obtenidos para los diferentes ataches fueron para Strategy 6.10 Newton (610 gramos fuerza), Rod Attachment 9.60 Newton (960 gramos fuerza) y Anker System de 16.30 Newton (1630 gramos fuerza). Ello indica que Anker system presentó un valor significativamente mayor que los otros dos ( $p=0,0030$ ) (*Figura 49*). Es importante destacar que este sistema de anclaje se puede activar a medida que se deteriora con el uso,

diferenciándolo de los otros dos en los cuales con el tiempo y uso se recambian los teflones para adquirir mayor retención.

En cuanto a la deformación, los datos recogidos en nuestro estudio, usando el método con Strain Gauge, coincidimos con el hallazgo realizado por El Charkawi y colaboradores <sup>(28)</sup>, que con 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, en donde encontraron que las mayores fuerzas registradas alrededor del pilar distal, fueron en la superficie distal, seguida por la lingual y por último la bucal usando el attachment ERA.

En nuestro estudio, los Strain Gauge colocados en distal del elemento dentario mostraron las mayores deformaciones para los tres attachments, siendo para Anker System (500  $\mu\epsilon$ ) la mitad del valor de Strategy y Rod Attachment (1000  $\mu\epsilon$  y 900  $\mu\epsilon$  respectivamente). Los Strain Gauge 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 Strain Gauge colocado sobre reborde alveolar registró menor deformación para Anker System (200  $\mu\epsilon$ ) y mayor para Rod Attachment (500  $\mu\epsilon$ ). Por último el Strain Gauge colocado por palatino registró mayores valores para Anker System (100  $\mu\epsilon$ ) con respecto a Rod Attachment (60  $\mu\epsilon$ ) y Strategy (15  $\mu\epsilon$ ) (*Tabla 4*) Con respecto a los tres attachments utilizados y aplicando una carga de 10 daN, Anker Systems fue el que mejor comportamiento tuvo de todos ya que las mediciones de los Strain Gauge 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 y Caputo<sup>(59, 64)</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.

La estabilidad con anclajes, que suele ser excelente<sup>(65, 14)</sup>, permite una mejor transmisión de fuerzas de arco cruzado a través del conector mayor que con los ganchos convencionales<sup>(66, 54)</sup>.

Tsolka y col.<sup>(12)</sup> usaron la quinesiografía para valorar en los tres planos del espacio el efecto del conector mayor sobre el movimiento de los dientes pilares cuando se usan anclajes extracoronarios, al aplicar fuerzas verticalmente sobre las bases a extensión distal. Los datos demostraron que la rigidez del conector mayor condiciona la intensidad de movimiento del diente pilar en sentido mesiodistal y vestibulolingual, pero no en sentido oclusogingival; también condiciona el movimiento de la base en todos los planos. Así pues, para evitar la lesión de las estructuras de soporte ha de escogerse un conector bien rígido, que permita la ferulización cruzada de la arcada.

Hay relativamente pocos estudios clínicos de seguimiento en pacientes portadores de prótesis parciales retenidas por anclajes<sup>(15)</sup>.

Owall y col.<sup>(67, 14)</sup> realizaron dos estudios a largo plazo: en uno valoraban un anclaje intracoronario rígido y en el otro un extracoronario de tipo bola sin resiliencia. Ambos mostraron un cociente de supervivencia elevado entre el 65 %<sup>(67)</sup> y el 60%<sup>(14)</sup> a los 15 años. Los fallos técnicos que llevaron a la exodoncia de los dientes pilares distales,

fueron a causa de la presencia de una patología periodontal, una fractura radicular, o los fracasos producidos en el cemento. De los pocos fracasos registrados en la porción removible, muchos se debieron a la fractura del anclaje. Estos autores no encontraron correlaciones significativas entre los fracasos y los siguientes factores: restauración maxilar o mandibular, tipo de metal usado en la porción fija, número de unidades ferulizadas, pilares endodonciados con perno, tipo de oclusión antagonista. Eso mismo concluyeron Artegoitia y colaboradores <sup>(33)</sup>. Estos autores examinaron a pacientes portadores de prótesis parcial removible a extremo libre distal retenidas por anclajes extracoronarios, y hallaron un índice de supervivencia del 73% a los 8 años de seguimiento.

Los estudios de Studer y col. <sup>(16)</sup> opinan que la causa más frecuente de fracaso es la fractura del diente pilar.

Según investigaciones previas <sup>(60)</sup> sobre 101 ataches, el descementado solo supuso el 16% de las complicaciones, siendo la fractura de los pilares del 45%.

Bésimo y colaboradores <sup>(68)</sup> en su estudio con 24 ataches extracoronarios y un tiempo de seguimiento de 2,3 años reportó un porcentaje de descementación de la prótesis fija del 8.3%; mientras que para Artegoitia <sup>(33)</sup> el porcentaje fue del 6,7% a los 4 años. Este último autor en su estudio con ataches Roach, MiniDalbo y MiniSG observó que el 25% de las complicaciones se debían a problemas con los pilares, pero coincidió con Owall <sup>(15)</sup> que el 29 % de los problemas se debían al atache.

En nuestro estudio y con los ataches analizados a la tracción y a la deformación el tipo de anclaje seleccionado y la presencia de un 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 mátrix y en el diámetro del pátrix; la elección de un retenedor u otro vendrá determinada por la longitud del extremo libre y por la 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:

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

## **BIBLIOGRAFÍA**

1. Baldwin DC. Appearance and esthetics in oral health. Community Dent Oral Epidemiol. 1980;8:244-256.
2. Zarb GA, Bergman B, Clayton JA, MacKay HF. Prosthodontic treatment for partially edentulous patients. St Louis: CV Mosby; 1978.p.3-4.
3. Mangos JF. The healing of extraction wounds. An experimental study based on microscopic and radiographic investigations. Br Dent J 1959;71:10-17.
4. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. J Prosthet Dent 1972;27:120-132.
5. Hirschfeld L, Wasserman B. A long term survey of tooth loss in 600 treated periodontal patients. J Periodontol 1978;49:225-237.
6. Beaumont AJ. An overview of esthetics with removable partial dentures. Quintessence Int 2002;33:747-55.
7. Santana-Peñín U, Mora MJ. An esthetically attractive twin-flex clasp for removable partial dentures. J Prosthet Dent 1998;80:367-370.

8. Mallat Desplats E, Keogh T: Elementos que integran la prótesis removible. En: Prótesis Parcial Removible, clinica y laboratorio. Ed. Harcourt Brace, España, 1998, pp 3-7;83-87.
9. Preiskel HW. Prótesis sin pilar posterior. En: Ataches de precisión en odontología. Ed. Mundi, Buenos Aires, 1977, pp 23-37.
10. Mensor MC. The rationale of resilient hinge-action stressbreakers. J Prosthet Dent 1968;20:204.
11. Doherty NM. In vitro evaluation of resin retained extracoronal precision attachments. Int J Prosthodont 1991;4:63-9
12. Tsolka P, Altay OT, Preiskel HW. The effect of the Major Connector on Abutment tooth and Denture Base Movement: An in vitro study. Int J Prosthodont 1990;3:545-9.
13. Abe M. A clinical survey of removable partial dentures retained by OPA attachments. Observation of male and female. Kokubyo Gakkai Zasshi 1981;48:67-84.
14. Owall B. Precision attachment-retained removable partial dentures: (II). Long-term study of ball attachments. Int J Prosthodont 1995;8:21-8.

15. Owall B. Precision attachment retained partial dentures:(III). General practitioner results up to 2 years. *Int J Prosthodont* 1998;11:574-9.
16. Studer SP, Mader C, Stahel W, Scharer P. A retrospective study of combined fixed-removable reconstructions with their analysis of failures. *J Oral Rehabil* 1998;25:513-26.
17. Ku YC, Shen YF, Chan CP. Extracoronary resilient attachment in distal extension removable partial dentures. *Quintessence Int* 2000;31:311-7.
18. Goto Y, Brudvik J. Custom precision attachment housings for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002;88:100-2.
19. Marinello C. Ataches extracoronales en prótesis parcial removible. En: Preti G, Pera P. *Prótesis parcial removible*. Italia: Piccin Nuova Libreria, 2000:479-496.
20. 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.
21. Chou TM, Caputo AA, Moore DJ, Xiao B. Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronary attachments with clasp distal-extension removal partial dentures. *J Prosthet Dent* 1989;62:313-9.

22. Altay OT, Tsolka P, Preiskel HW. Abutment teeth with extracoronar attachments: the effects of splinting on abutment tooth movement. *Int J Prosthodont* 1990;3:441-8.
23. Aydinlik E, Dayangac B, Celik E. Effect of splinting on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent* 1983;49:477-480.
24. Ling YH, Zhang FQ, Yu LN. Effect of stress distribution of support tissues using hinge extracoronar attachment prostheses. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2004;13:118-
25. 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.
26. 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.
27. 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.

28. 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.
29. Goodkind RJ. The effects of removable partial dentures on abutment tooth mobility: A clinical study. *J Prosthet Dent* 1973;30:139.
30. Wright KWJ, Yetram AL. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. *J Prosthet Dent* 1979;42-411.
31. Grasso JE, Miller EL. *Removable partial prosthodontics* (3.a ed.). St. Louis: Mosby, 1991; 134-147.
32. McGivney GP, Castleberry DJ, MacCracken's *removable partial prosthodontics* (9a ed.) . St. louis: Mosby, 1995; 160-188.
33. Arteagoitia I, Sabrás F, San Martín JA. Prótesis parciales removibles retenidas mediante anclajes. Estudio a largo plazo de los anclajes Roach y Minidalbo. *RCOE* 2001;5:72.
34. Wills DJ, Manderson RD. Biomechanical aspects of the support of partial dentures. *Journal of Dentistry* 1977;5:310-18.
35. Consulta web: "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> [Consulta: 20 de Noviembre, 2008].
36. Shillingburg H.,Hobo S., Whitsett Lowell. Principios de Tallado. En: Fundamentos de Prosthodontia Fija. México: La Prensa Médica Mexicana, 1990:67-83.
37. Ceballos VG del V. Agentes cementantes en restauraciones rígidas. (tesis doctoral). Córdoba: Universidad Nacional de Córdoba, 1991.
38. Anchor Systems. Technique manual.. Anchor Systems, 1993.
39. Svetlize CA. Estudio comparativo de elementos retentivos para sobredentaduras. (tesis doctoral). Córdoba: Universidad Nacional de Córdoba, 2000.
40. Pucci F, Reig R, Morfología y Topografía Dentaria. En: Pucci F. Reig R. Conductos Radiculares: Anatomía, Patología y Terapia. Buenos Aires: Médico-Quiruegica, 1944:T1 144-247.
41. “Errors due to Wheatstone Bridge Nonlineariti,”Measurements Group Tech Note TN-507.
42. “Optimizing Strain Gage Excitation Levels,” Measurements Group Tech Note TN-502.

43. "The 3-Wire Quarter-Bridge Circuit," *Epsilonics*, Vol.III, Issue 2 (August 1983),pp. 10-11.
44. 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.
45. 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.
46. 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.
47. 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.
48. Howel AW, Manley RS. An electronic Strain Gauge for measuring oral forces. *J Dent Res* 1948;27:705.
49. Shohet H. Relative magnitudes of stress on abutment teeth with different retainers. *J.Prosthet Dent* 1969;21:267-282.



50. Stebner CM. Use of research for Better Dental Service. J.A.D.A. 1960;60:608-614.
51. Mühlemann HR. Tooth mobility changes through artificial trauma. J.Periodont. 1954;25:202.
52. Mühleman HR, Herzog H. Tooth movility and microscopic tissue changes produced by experimental occlusal trauma. Helvet. Odont. Acta 1961;5:33-39.
53. Curtis DA, Curtis TA, Wagnild GW, Finzen FC. Incidence of various classes of removable partial dentures. J Prosthet Dent 1992;67:664-667.
54. Burns DR, Ward JE. A review of attachment for removable partial denture design: part 1. Classification and selection. Int J Prosthodont 1990;3(1):98-102.
55. Cecconi BT, Kaiser G, Rahe A. Stressbreakers and the removable partial denture. J Prosthet Dent 1975;34:145-51.
56. White JT. Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutments. J Prosthet Dent 1978;40:143-51.
57. Rantanen T. Investigations of the therapeutic success with dentures retained by precision attachments. Proc Finn Dent Soc 1972;68:73-85.

58. Preiskel HW. Precision attachment in prosthodontics: The applications of intracoronal-extracoronal attachment. *Quintessence Int* 1984; 12:616-20.
59. 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.
60. Selva EJ, Labaig C, Mañes JF, Martínez A. Análisis fotoelástico de dos sistemas retentivos en prótesis parcial removible. *Quintessence Int* (ed. esp.) 1994;7:169-74.
61. Lehmann KM, Arnim FV. Studies on the retention forces of snap-on attachments. *Quintessence Dent Technol* 1978;7:45.
62. Scholle KV. Ergebnisse der Nachuntersuchungen von Knopfankerprothesen. *Dtsch Zahnarztl Z* 1973;28:74.
63. Stewart BL, Edwards RO. Retention and wear of precision-type attachments. *J Prosthet Dent* 1983;49:28-34.
64. Berg T, Caputo AA. Maxillary distal-extension removable partial denture abutments with reduced periodontal support. *J Prosthet Dent* 1993;70:245-50.
65. Becerra G, MacEntee M. A classification of precision attachments. *J Prosthet Dent* 1987;58:322-7.

66. Burns DR, Ward JE. A review of attachment for removable partial denture desing: part 2. Treatment planning and attachment selection. *Int J Prtosthodont* 1990;3(2):169-74.
67. Owall B. Precision attchment retained removable partial dentures:(I).Technical long-term study. *Int J Prosthodont* 1991;4:249-57.
68. Besimo C, Gachter M, Jahn M, Hassell T. Clinical performance of resin-bonded fixed partial dentures and extracoronal attachments for removable protheses J *Prosthet Dent* 1977;78:465-71.

## **BIBLIOGRAFIA COMPLEMENTARIA**

1. Ben Ur Z, Gorfil C, Shifman A. Designing clasp for the asymmetric distal extensión removable partial denture. *Int. J Prosthodont* 1996; 9:37:4-8.
2. Brill N, Tryde G, Stoltze K, El Ghamra wy EA. Ecologic changes in the oral cavity caused by removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1977; 38:138-48.
3. Cenk Cura, Ahmet S, Serdar C. Alternative method for connecting a removable gingival extension and fixed partial denture. A clinical report. *J. Prosthetic Dentistry* Jul 2002; vol. 88;1:1-3.
4. Chikahiro O, Minorr Abe, Takayoshi M, Jin-ichi O. Strengths of metal framework structures for removable partial dentures. *J Prosthetic Dentistry Set* 1997; vol 78;3:302-308.
5. Davenport JC, Basker RM, Heath JR, Ralph JP. A colour atlas of removable partial dentures. London: Wolfe Medical Publications; 1988.
6. Ejuind Budtz-Jorgensen, Gilbert Bochet. Alternate framework designs for partial dentures. *J. Prost het Dent* 1988; 80:58-66.

7. Hosman H J. The influence of clasp design of distal extension removable partial dentures on the peridontium of the abutment teeth. *Int y Prosthodont* 1990;3:256-65.
8. Fernandez Bodereau E (Jr), Fernandez Bodereau E. *Prótesis Fija e Implantes: Práctica clínica*. Ed. Avances Médicos Dentales. S.L. Madrid, España; 1996; pág. 332-336.
9. Krol Aj. Clasp design for extension-base removable partial dentures. *J. Prosthet Dent* 1973;29:408-15.
10. Mc Givney GP, Castleberry DJ. *Mc Cracken's removable partial dentures* 8th ed. ST Louis: CV Mosby; 1989 – p.325-7.
11. Silveira Rodrigues, Faria Ribeiro et al. Comparative study of circumferential clasp. Retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. *J.Prosthe.Dent* 2002;88: 290.
12. Stewart RK. *Prostodoncia Partial Removible*. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas, CA: Segunda Edición 1993 pag. 627-734.

13. Tebrock O.C. Rohen RM; Fenster Rk, Pellen GB Jr. The effect of various clasping systems on the mobility of abutment teeth for distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet Dent* 1979;41:511-6.
14. Tsung-Po Tsai, Yu-Fu Shen. Simplified method for fabrication of a clasplless removable partial denture using extracoronal resilient attachment. *J.Prosthet Dent*. July 1999; 82:114-5.
15. Misch CE. *Prótesis Dental sobre Implantes*. Edición 2008. España: Elsevier, 2008.
16. Peraire M, Rustullet O, Anglada JM, Salsench J, Gil JA. Limitations in the use of attachment in a Mediterranean population. *Quintessence Int*. 1996;27:469-71.
17. Friedrich R, Kerschbaun TH, Petriatis D. Der Parodontalzustand von Halte-und Stützzähnen nach Anwendung intraund extrakoronaler Verbindungselemente für Freundprothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1988;43:542-6.
18. Williamson RT. Removable partial denture fabrication using extracoronal resilient attachments: a clinical report. *J Prosthet Dent* 1993;70:285-87.
19. Zinner I. Conexiones de semiprecisión bloqueantes. *Clínica Odont de Nor*. 1985;1:85-102.

20. Zinner ID. Miller RD. Parker HM. Panno FV. Prefabricated metal intracoronal semiprecision attachments for removal partial dentures. *International Journal of Prosthodontics* 1989;2:357-64.
  
21. Chou TM, Eick JD, Moore DJ, Tira DE. Stereophotogrammetric analysis of abutments tooth movement in distal-extension removable partial dentures with intracoronal attachments and clasps. *J Prosthet Dent* 1991;66:343-9.

**ANEXO**



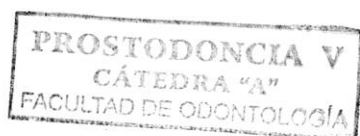
UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA

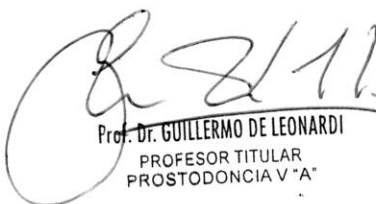
FACULTAD DE ODONTOLOGIA

Córdoba 8 de Junio de 2009

Certifico que la Odontóloga Viviana Noemí Dib ha realizado muestras, pruebas y ensayos necesarios como parte de su trabajo de Tesis Doctoral "Análisis comparativo de diferentes sistemas de retenedores de precisión" desde el mes de Marzo de 2004 a la fecha en las instalaciones de ésta Cátedra.

Saluda atentamente.



  
Prof. Dr. GUILLERMO DE LEONARDI  
PROFESOR TITULAR  
PROSTODONCIA V "A"



**INFORME**

Solicitante: **DIB VIVIANA NOEMÍ**

**N° O.T.: 54183**

Domicilio: Mario Grandi N° 3673

Fecha: 13/06/2007

C.P.: 5008 Localidad: Córdoba

Pcia.: Córdoba

Página 1 de 2

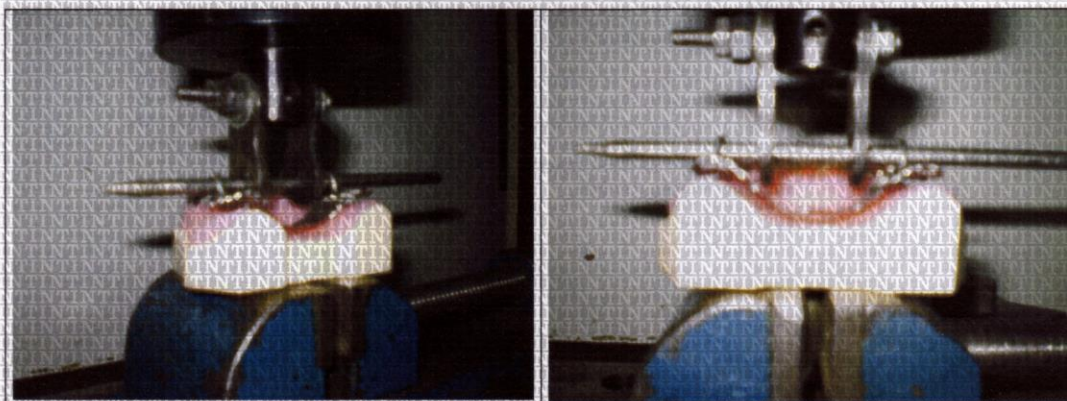
**Trabajo realizado:** Ensayo de Tracción.

**Elemento/s recibido/s:** Tres simuladores experimentales de maxilar superior con sus respectivas prótesis, cada uno con anclajes diferentes  
Identificación según el solicitante: ROD ATTACHMENT.  
STRATEGY.  
ANKER SYSTEM.

**Fecha de realización:** 06/06/07.

**Metodología empleada:** Se realizaron cinco ensayos de tracción sobre cada simulador de maxilar superior con su modelo de anclaje experimental, determinándose la carga máxima necesaria para separar el modelo experimental del simulador.

El simulador de maxilar superior fue fijado a la base de la máquina y el modelo de anclaje experimental fue traccionado en dos puntos por medio de una barra rígida como se muestra en las fotografías.



Julio E. HELALE

  
DR. RONALDO MANCINI  
COORDINADOR DE UNIDAD TÉCNICA  
MATERIALES

Este informe no podrá ser reproducido parcialmente sin la autorización escrita del Laboratorio. Los resultados consignados se refieren exclusivamente a los elementos recibidos, el INTI y su Centro Regional Córdoba declinan toda responsabilidad por el uso indebido o incorrecto que se hiciera de este informe.

Instituto Nacional de Tecnología Industrial  
Centro Regional Córdoba

Avenida Vélez Sarsfield 1561  
Casilla de Correo 884  
X5000JC Córdoba, Argentina  
Teléfono (54 351) 468 4835/1662  
e-mail: gestioncba@inti.gov.ar

**Condiciones de ensayo:**

**Equipo utilizado:** Máquina Universal de Ensayos Marca INSTRON, Modelo 4486, Serie H 1957, con dispositivos adecuados.

**Temperatura:** 20°C ± 1°C.

**Humedad Relativa:** 25 %.

**Velocidad de Ensayo:** 2 mm/min.

**Resultados:**

Identificación de la Muestra	Ensayo N°	Carga Máxima Aplicada	
		(N)	(gf)
ROD ATTACHMENT	1	26,8	2.740
	2	8,1	830
	3	9,0	920
	4	11,3	1.150
	5	10,2	1.040
STRATEGY	1	6,6	670
	2	6,1	620
	3	6,4	650
	4	6,0	610
	5	6,0	610
ANKER SYSTEM	1	14,9	1.520
	2	16,2	1.650
	3	16,3	1.660
	4	17,3	1.770
	5	16,9	1.730

----- Fin del Informe -----



JULIO E. HELALE



EINALDO MANCINI  
COORDINADOR DE UNIDAD TÉCNICA  
MATERIALES

**ROCCA  
ENRIQUE GABRIEL**

Corrientes 2351  
C.P. 5006 – Córdoba – Argentina  
Tel / Fax: 0351-4574232  
e-mail : [roccacel@hotmail.com](mailto:roccacel@hotmail.com)  
[www.celdarocca.com.ar](http://www.celdarocca.com.ar)



Noviembre de 2007

**ENSAYO Y MEDICION DE  
DEFORMACIONES CON "STRAIN  
GAGE" EN PROTESIS SUPERIOR  
CON DIFERENTES TIPOS DE  
ANCLAJE**

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Rocca", is written over a horizontal red line.

**ROCCA, ENRIQUE GABRIEL.-** Fabricante de transductores con "strain gages" y sistemas electrónicos de indicación y control para medición de masa, fuerza, presión, torque y longitud.  
CORRIENTES 2351 - 5006 - CORDOBA - TEL./FAX: 0351-4574232 - E-MAIL: [consultas@celdarocca.com.ar](mailto:consultas@celdarocca.com.ar) - [www.celdarocca.com.ar](http://www.celdarocca.com.ar)



<b>REG</b>		
<b>MEDICIONES DE DEFORMACIONES CON STRAIN GAGE</b>	Revisión: A	Fecha: NOV. 2007
	Página 1 de 2	

**1) – INSTRUMENTOS**

- Sensores : "Strain gage" de 6 mm de longitud 120 ohm
- Acondicionadores : Marca "CELDA" para 8 (ocho) canales.
- Visores : Indicador Digital "CELDA".
- Lugar : Laboratorio R.E.G.

**2)-PROGRAMA**

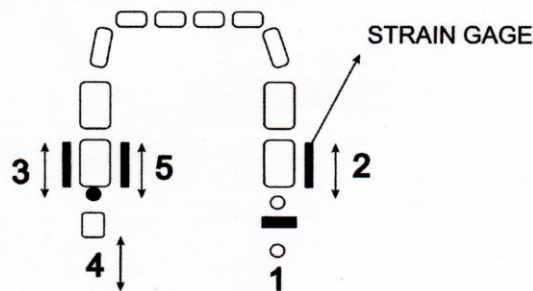
Se realizaron mediciones sobre un prototipo de maxilar superior de acrílico donde se pegaron 5 (cinco) "strain gage" en puntos de interés en las deformaciones para el esfuerzo de mordida.

Sobre este prototipo se montaron tres prótesis con distintos enganches llamadas:

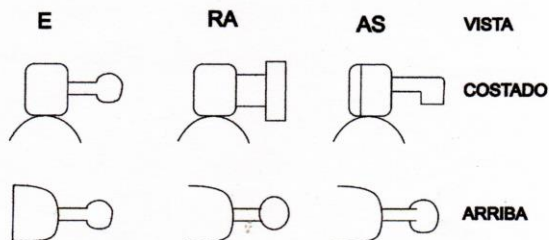
- ESTRATEGY (enganche bola)
- ROD ATTACHMENT (enganche corredera)
- ANKER SYSTEM (enganche cazoleta)

**3)- DESCRIPCIÓN**

**- PROTOTIPO DE ENSAYO**




**- ENGANCHES**



*Roque*

**ROCCA, ENRIQUE GABRIEL.-** Fabricante de transductores con "strain gages" y sistemas electrónicos de indicación y control para medición de masa, fuerza, presión, torque y longitud. CORRIENTES 2351 - 5006 - CORDOBA - TEL./FAX: 0351-4574232 - E-MAIL: consultas@celdarocca.com.ar - www.celdarocca.com.ar

<b>REG</b>		
<b>MEDICIONES DE DEFORMACIONES CON STRAIN GAGE</b>	Revisión: A    Fecha: NOV. 2007 Página 2 de 2	

**4)- MEDICIONES**

El prototipo de ensayo se monta en un dispositivo para poder aplicar la carga de 10 kg medido con un dinamómetro mecánico calibrado con patrones rastreables al INTI (10 kg en Laboratorio R.E.G.).

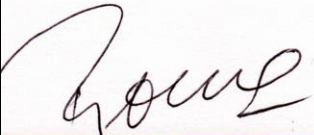
El pulso de 1000 mE patrón tomado como referencia fue dado con una resistencia patrón (60 kOhm Lab. R.E.G) en la rama de 120 Ohm del "strain gage" activo del puente de Weastone.

En cada enganche antes de iniciar las mediciones se carga 3 (tres) veces la prótesis con un peso de 10 kg. Posteriormente se realizan las siguientes mediciones promedios de 3 (tres) cargas más de 10 kg.

CARGA	PUNTO	ESTRATEGY	ROD ATTACHMENT	ANKER SYSTEM
kg		mE	mE	mE
10	1	+ 1000	+ 900	+ 500
10	2	+ 90	- 30	- 30
10	3	+ 30	- 50	+ 15
10	4	+ 300	+ 500	+ 200
10	5	+ 15	+ 60	+ 100

En las mediciones se pone de manifiesto la falta de estabilización técnica del "strain gage" por no tener una buena superficie de disipación (el acrílico es un mal disipador). Pero el corrimiento fue la suficientemente y en magnitud de 1 mE que permitieron obtener una confiable lectura.

También es notoria el "creep" manifestado por el tipo de material ya que es un acrílico y no un acero. Aproximadamente 20 mE / 10 s fue lo detectado.



---

**ROCCA, ENRIQUE GABRIEL.-** Fabricante de transductores con "strain gages" y sistemas electrónicos de indicación y control para medición de masa, fuerza, presión, torque y longitud. CORRIENTES 2351 - 5006 - CORDOBA - TEL./FAX: 0351-4574232 - E-MAIL: consultas@celdarocca.com.ar - www.celdarocca.com.ar