



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA  
CÁTEDRA DE PRÓTESIS REMOVIBLE**

**MEDICIÓN IN-VITRO DE LA FUERZA COMPRESIVA EN EL REBORDE  
RESIDUAL DE UN EXTREMO LIBRE UNILATERAL MANDIBULAR USANDO  
DIFERENTES DISEÑOS PROTÉSICOS.**

**Alumnos: Claudia Tapia Pereda.  
Rony Zúñiga Hernández.**

**Trabajo de Investigación  
Requisito para optar al título de  
Cirujano-Dentista**

**Profesor Guía: Dr. José Luis García Micheelssen.**

**Valparaíso – Chile  
2000**

## DEDICATORIA

A mis padres, Israel y Elsa por darme la posibilidad de cumplir un sueño.

Claudia Tapia Pereda.

A todas las personas que confiaron en mí. Mi familia, mis padres, hermana, tía y tío.  
Gracias por todo

Rony Zúñiga Hernández.

## **AGRADECIMIENTOS**

A don Agustín Contreras G.; Por su invaluable generosidad, sabiduría y humanidad.

A nuestro Profesor Guía, Dr. José Luis García M; por su preocupación, disposición para ayudarnos a dar forma a esta tesis.

Al profesor Ingeniero Sr. Fernando Rojas González; por su aporte científico.

Al profesor Técnico Julio Alliende; por su generosidad, conocimiento, disposición y paciencia en nuestra etapa de experimentación.

Al profesor Sr. Enrique Cabrera y su alumno Manuel Valdebenito, quienes con su aporte estadístico ayudaron a sustentar nuestra tesis.

A don Patricio Carmona, cuya buena voluntad y fotografías ilustran esta tesis.

A mi polola, Marisel Marillanca, por su comprensión a ayudarnos en este largo período.

A nuestros padres por otorgarnos el financiamiento para realizar esta tesis.

## ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
MARCO TEÓRICO	2
Análisis de la Vía de Carga	2
Estructura Osteomucosa de los Rebordes Desdentados	3
Forma de los Rebordes Desdentados	7
Fuerzas Masticatorias	8
Elemento Mecánico	9
Sillas Protéticas en Dentadura Parcial a Extremo Libre	9
Complejo Retentivo	10
Descripción de los Retenedores Utilizados	11
Elementos de Anclaje con Función de Apoyo	14
Cinemática y Conceptos de Ejes de Giro	16
Estabilización	17
Transmisión de las Cargas	19
Medidas de Protección del Extremo Libre	20
HIPÓTESIS	21
OBJETIVOS	22
MATERIALES Y MÉTODOS	23
RESULTADOS	26
DISCUSIÓN	45
CONCLUSIONES	47
SUGERENCIAS	49
RESUMEN	50
BIBLIOGRAFÍA	51
ANEXOS	53

## INTRODUCCIÓN

La prótesis parcial removible como tratamiento rehabilitador debe tener como propósito, la preservación de lo que permanece y no el reemplazo meticuloso de lo que se ha perdido, (Müller DeVan, 1952). Se ha determinado que este objetivo primario puede cumplirse, y se pueden considerar otros propósitos adicionales de las dentaduras parciales removibles: mantener y mejorar la fonética, establecer o aumentar la eficiencia masticatoria y restaurar la estética. Cumpliendo las funciones de la rehabilitación lograremos la EUFUNCIÓN, es decir, la correcta integración del elemento mecánico al Sistema Estomatognático.

La prótesis parcial removible, si bien es una entidad estática insertada en el sistema estomatognático, las fuerzas a las que es sometida la llevan a ser dinámica y así se relaciona con el terreno biológico.

Uno de los factores de fracaso de las prótesis removibles es la falta de estabilidad que relatan los pacientes por la correspondiente reabsorción del reborde, situación que puede ser disminuida con un correcto diseño teniendo en claro la cinemática y estructura del elemento mecánico.

Un punto crítico en la interrelación del aparato protésico y las estructuras orales remanentes lo constituye la última pieza vecina al extremo libre, llamada Diente Pilar, ya que en este diente van alojados numerosos elementos mecánicos de la prótesis, con distintas funciones y que requieren que se extremen los cuidados al confeccionarlos.

La mayoría de los estudios han sido enfocados al análisis del diente pilar, olvidando la relación que existe entre las fuerzas transmitidas por la prótesis al reborde de extremo libre y la cinemática que se produce. Sólo estudios teóricos de análisis de fuerzas nos indican las implicancias de diferentes diseños sobre el reborde del extremo libre. Debido a esta razón quisimos realizar un estudio que incluyera la confección un modelo experimental mandibular con un extremo libre unilateral, Clase II en la clasificación de Kennedy, que lograra evidenciar las diferencias entre diseños protésicos en cuanto a la sobrecarga que producen sobre el reborde y así saber cual es el que genera menor daño a la estructura ósea del reborde desdentado y por lo tanto es el diseño otorga mejor estabilidad protésica en el tiempo.

Para cumplir este propósito idearemos un modelo mandibular que in vitro conectado a un sistema medidor de deformaciones nos permita establecer la cantidad de estrés que se produce en el extremo libre al aplicar cargas simuladas, similares a las generadas en boca cuando un paciente usa una prótesis parcial, en un terreno biológico de las características de nuestro estudio.

## MARCO TEÓRICO

### **ANÁLISIS DE LA VÍA DE CARGA.**

En prótesis parcial removible según la topografía del elemento biológico, tendremos una "Vía de Carga" distinta.

Se distinguen tres vías de carga:

- 1- Dentaria: que se presenta cuando la topografía es de brechas.
- 2- Dento-mucosa o mixta: que se presenta en extremos libres unilaterales o bilaterales.
- 3- Mucosa: que se presenta cuando la topografía es de muy pocos dientes, mal ubicados y/o mal distribuidos.

### **VÍA DE CARGA DENTO-MUCOSA O MIXTA.**

Cuando la vía de carga es mixta, las fuerzas masticatorias que recibe la prótesis a través de los dientes artificiales, se transmitirán, no exclusivamente a los dientes naturales remanentes, sino que también a la mucosa, y esto ocurrirá porque la prótesis se enfrenta a diferentes tipos de resiliencia, concepto al que nos referiremos a continuación.

### **TEJIDOS DE SOPORTE EN PRÓTESIS DE EXTREMO LIBRE.**

En prótesis, Soporte es el conjunto de todas las superficies dentadas y desdentadas de un maxilar donde se asentará el futuro aparato protésico.

El Soporte dado por los dientes es el de preferencia y se llama Soporte dentario, en cambio el que brinda el reborde residual se denomina Soporte mucoso, por ser la mucosa la que toma contacto con la prótesis receptora de las cargas

En el caso del Soporte dentario los dientes reciben las cargas directamente por medio de elementos protéticos.

Cuando el Soporte es mucoso, los rebordes son los que reciben directamente la fuerza como carga de presión y así la transmiten al hueso maxilar residual, aunque con amortiguación directamente proporcional a la capacidad de disipación que tienen los tejidos blandos interpuestos a esa fuerza.

Müller B. Supone con cierto acierto que el hueso maxilar desarrollado puede adaptarse respondiendo a influencias nuevas o modificadas. No es entonces obligación esperar en los rebordes desdentados una atrofia por reabsorción progresiva. Por el contrario se aceptaría una transformación compensadora en el tejido óseo cuando el reborde alveolar ya cicatrizado, es cargado por la presión de las sillas.

Cuando el Soporte es dentomucoso las fuerzas son transmitidas a los rebordes y a los dientes pilares, esto causa un movimiento desigual o disparejo, pues el Soporte mucoso permite más desplazamiento protético que la porción dentosoportada.

## ESTRUCTURA OSTEO MUCOSA DE LOS REBORDES DESDENTADOS.

### 1- Hueso alveolar:

Es la parte del tejido óseo de los maxilares que alberga y sostiene los dientes.

El hueso alveolar esta compuesto por:

- Cortical externa.
- Cortical interna o lámina dura.
- Hueso esponjoso.

Cortical externa: Es la prolongación del hueso basal. En el maxilar inferior, la cortical vestibular es mucho más gruesa que la lingual, excepto en la región de los incisivos, mientras que en el maxilar superior la cortical palatina es mas gruesa que la vestibular. En conjunto la cortical del maxilar superior es mas gruesa que la del inferior. Histológicamente presenta la misma estructura que el hueso basal con láminas superpuestas. La presencia de osteoblastos y osteoclastos está relacionada con la remodelación constante. Los osteoclastos son responsables de destrucciones cavitarias de aspecto cilíndrico, donde secundariamente se organizan laminillas concéntricas alrededor de un canal central que constituyen los sistemas de Havers.

Cortical interna o lámina dura: Radiológicamente se aprecia como una línea radiopaca. Se encuentra perforada por múltiples orificios que permiten el paso de los vasos sanguíneos y linfáticos, la cortical interna constituye la pared del alvéolo y no está recubierta de periostio.

Hueso esponjoso: Se encuentra entre las corticales, muestra una mayor porosidad porque las trabéculas óseas son más delgadas, esto permite una mejor transmisión de las fuerzas tanto directas como indirectas, que inciden sobre el hueso.

El hueso alveolar sufre un proceso constante de remodelación que asegura las relaciones anatómicas con los dientes.

La fisiología normal del hueso depende del equilibrio de la actividad de tres tipos de células: los osteoblastos que forman hueso, los osteocitos para mantenerlo y osteoclastos para destruirlos. El desequilibrio genera reabsorción o depósito en mayores cantidades. Aparentemente el reborde alveolar es reabsorbido cuando la actividad osteoclástica es mayor que la osteoblástica. (Tallgren, 1972)

Tanto la aparición de láminas óseas en el fondo del alvéolo como el depósito de cemento en el ápice compensa la erupción pasiva resultante de la pérdida de altura de la corona por la abrasión de la cara oclusal.

Considerado por algunos autores como el único y verdadero soporte de la prótesis, este tejido parece realmente estructurado para responder a las fuerzas que actúan primero sobre los dientes naturales y más tarde sobre la prótesis dento y mucosoportada.

Las modificaciones que ocurren en la estructura ósea, se han puesto de manifiesto desde 1892 por Wolf: "A cada cambio en la función del hueso responde una reorganización de su estructura trabecular, de su arquitectura, de su morfología, matemáticamente coherentes con los esfuerzos requeridos"

Trabajos recientes prueban que este concepto esta absolutamente vigente. Investigadores japoneses y americanos descubrieron que el hueso debido a su estructura cristalina (45% de elementos minerales en forma de cristales de hidroxiapatita), esta dotado de propiedades

piezoeléctricas. Toda presión sobre el hueso provoca una corriente eléctrica, en las zonas sometidas a presión el medio electronegativo alcalino favorece la osteogénesis, mientras que en las zonas bajo tensión electropositiva la acidez provoca osteolisis.

Se estudio detalladamente la reacción del tejido óseo alveolar a las cargas aplicadas sobre él, afirmándose que "El hueso bajo presión en un principio es reabsorbido, pero si esa presión es aplicada a intervalos grandes, los signos histológicos de reabsorción desaparecen, apareciendo signos de reparación y de nueva aposición ósea. (Oppenheim, 1930).

Se estableció que la presión constante causará la reabsorción del hueso, pero que las presiones intermitentes favorecen la formación del hueso.

Se registró que un aumento de fuerzas de presión o de tracción conduce a la destrucción ósea por reabsorción, siempre que sea mas allá de los límites de tolerancia. Es decir cuando la presión disminuye o destruye la circulación de la sangre del hueso (Weinmann y cols., 1974).

Por dentro de los límites de tolerancia un aumento normal (moderado) de las fuerzas de tracción o de presión conduce a la formación de un nuevo hueso. De estas dos situaciones podemos inferir que:

Una fuerza de tracción tiene un efecto osteogénico, por lo tanto positivo desde el punto de vista biológico, esto indica que, la prótesis debe ser diseñada de forma tal que transmita fuerzas axiales a la superficie. No obstante esta situación, no se puede actuar abusivamente, ya que existe un límite de tolerancia, sobre el cual el hueso responde con reabsorción ósea. La fuerza de compresión es menos tolerada por el hueso el que normalmente responde con reabsorción, esto se puede evitar desde el momento en que "La carga aplicada sea fisiológica y aplicada a intervalos mayores de tiempo" Esto resultará en un proceso de reorientación del trabeculado, reparación y aposición de hueso nuevo.

Se estableció que la presión ejercida al hueso en una dirección anormal terminará en reabsorción, no obstante también se estableció que los cambios en el hueso alveolar eran similares para pacientes que habían usado prótesis y en los que no habían usado.

Muchos autores consideran que la reabsorción del reborde es un proceso fisiológico normal que aumenta a medida que avanza la edad. No hay pruebas definitivas que indiquen que en los ancianos es inevitable la reabsorción y ciertamente muchos pacientes presentan rebordes excelentes, siendo incluso antiguos portadores de prótesis.

Se ha informado que hueso pudiera tener un patrón de reabsorción hereditaria.

La literatura nos indica que la reacción del hueso depende de la fuerza aplicada sobre él, y también con factores sistémicos, como la edad, estado de salud general y factores hereditarios. Por esto es mejor un reborde que se trate con prótesis inmediatamente posterior a las exodoncias, ya que las bases van preparando al hueso para la futura función.

Después de las extracciones se produce una reorganización a nivel de los alvéolos vacíos proceso que comprende: reabsorción de las paredes óseas alveolares que se adelgazan y sufren una disminución en altura y aposición de hueso laminar que va llenando el alvéolo. Pareciera que la pérdida de volumen es siempre mayor en el lado en que la tabla ósea es más delgada. Por lo tanto el soporte óseo residual en las zonas edéntulas es el resultado de la suma de tres tejidos: el hueso basal, el hueso alveolar residual y el hueso esponjoso.

Luego del tercer mes de las exodoncias se establece un lento proceso de reabsorción que seguirá durante toda la vida del individuo. Desde el punto de vista histológico, la osteolisis no solo afecta al hueso alveolar, sino también al hueso esponjoso y basal. La amplitud de la reabsorción ósea dependerá del individuo y esta relacionado con factores locales y generales.

- Factores generales: Alteración en la secreción de hormonas que intervienen en el metabolismo del calcio (hormona paratiroidea, suprarrenales etc.)  
Carencia de vitaminas A, C y D, responsables de la osteogénesis.  
Es de destacar que estos dos factores están asociados en la menopausia y la senectud.
- Factores locales:
  - a- Intensidad de las fuerzas efectuadas (ley de Bose)  
Una acción de intensidad excesiva provocará una reabsorción irreversible.  
Una acción de intensidad moderada mantiene la estructura.  
Una acción nula o hipofunción provoca osteólisis.
  - b- Frecuencia de las fuerzas aplicadas (ley de Jores)  
La presión continua favorece la osteólisis.  
La presión discontinua, con cortos intervalos de reposo, actúa como una presión continua.  
La presión discontinua, con intervalos prolongados de reposo, favorece la osteogénesis.
  - c- Vascularización: Toda modificación en la vascularización por hiperemia o por isquemia genera osteólisis.

Clínicamente la presión sobre el hueso es un factor determinante en la conservación de su estructura. En los espacios edéntulos, los estímulos funcionales son filtrados por la fibromucosa.

## 2- Mucosa Bucal.

La mucosa bucal recubre toda la cavidad bucal y se encuentra en contacto directo con la cara interna y externa de la prótesis, es muy móvil y se relaciona con el periostio del que está separada por tejido laxo, que contiene elementos celulares grasos, glandulares, vasculares y linfáticos. Tiene un contacto permanente con los bordes de la prótesis en la denominada línea de reflexión de los tejidos o límite de acción. La mucosa bucal (que algunos llaman membrana mucosa) consta de:

- 1) Mucosa masticatoria, que incluye la encía y el recubrimiento del paladar duro.
- 2) Mucosa especializada que recubre el dorso de la lengua.
- 3) Mucosa tapizante o remanente.

Topográficamente nos preocuparemos de la encía adherida o fibromucosa, que junto a la encía libre forman la mucosa masticatoria. La fibromucosa se caracteriza por la capacidad de deformación cuando se le aplican fuerzas, naciendo el concepto de "resiliencia" (Borel & Schittly, 1986) que implica la propiedad de los tejidos de variar su forma al ser sometidos a fuerzas de tracción y presión, desde el momento en que deja de ejercerse la fuerza. Esta propiedad le permite a la mucosa bucal ser receptora de cargas que llegan modificadas al hueso hasta disminuir en un tercio y aun más. La resiliencia es diferente de un maxilar a otro, en distintos pacientes y hasta en diferentes zonas.

Interesantes son las mediciones de Giger citadas por Spreng M. Según Giger el maxilar superior se puede dividir en 28 zonas de resiliencia diferentes, pero en promedio es de 1.3 mm, con lo que está de acuerdo con Müller B., para Bonyhard B. es oscilante entre 0.3 y 1 mm y para Pfeifer K. la máxima es de 1 mm.

Clínicamente se comprueba en maxilares desdentados la diferencia de aspecto, y se explica porque cuando el complejo dentoalveolar estaba, no existían en esa zona fibras elásticas o se mostraban escasas y cuando ocurre la cicatrización la región queda sin ellas.

El concepto de resiliencia durante mucho tiempo se asoció a un comportamiento elástico de la fibromucosa, sin embargo en trabajos de Picton y Wills (1976-1978) se demostró que tiene un comportamiento viscoelástico, ya que después que cesa la presión ejercida, no solo subsiste una deformación durante un tiempo sino que ante una nueva presión, la deformación de la mucosa es más importante.

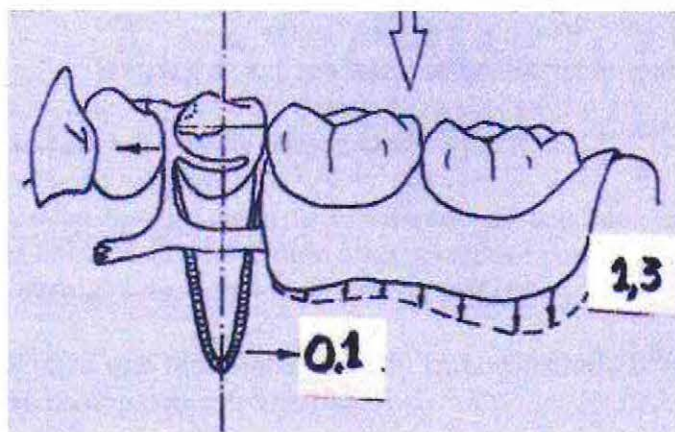
La capacidad de ceder frente a una carga dependerá de diversos factores (sistémicos) y de la espesura de esta fibromucosa. Esto permite clasificar la región de los rebordes residuales según el grado de resiliencia en:

a- Fibromucosa Dura: Aquella firmemente adherida al hueso, muy delgada, fácilmente verificable en la región de las eminencias óseas como la sutura media palatina. No se considera muy buena como soporte debido a que se ulcera fácilmente al ser comprimida contra el hueso subyacente.

b- Fibromucosa Compresible: Se presenta firmemente adherida al hueso, pero con mayor espesura que la anterior, lo que la hace más aceptable como soporte para prótesis.

c- Fibromucosa Flácida: Adherida al hueso, pero mucho más espesa y móvil lo que permite mayores movimientos de la base sobre el reborde, tornando más agudo el problema biomecánico de las prótesis dentomucosoportadas. En estos casos se recomienda una cirugía para eliminar la mayor cantidad posible de tejido flácido y lograr una mejor superficie de soporte.

La participación de la fibromucosa en el soporte aumenta a medida que los dientes se pierden. No se debe olvidar que el diente también tiene la capacidad de amortiguar fuerzas, siendo la resiliencia del ligamento periodontal de 0.1mm, mínima en comparación con la fibromucosa.



## FORMA DE LOS REBORDES RESIDUALES.

El reborde residual resulta de la cicatrización del proceso alveolar después de las extracciones dentarias por medio de un tipo especial de hueso esponjoso, cuya cicatrización final es la fibromucosa.

El reborde esta formado por la cresta considerada la región principal de soporte y dos vertientes, una vestibular y otra lingual o palatina, consideradas regiones secundarias de soporte.

La zona principal de soporte neutraliza las fuerzas que inciden perpendicularmente sobre ella, llamadas cargas verticales, mientras que las regiones secundarias de soporte neutralizan las cargas de dirección horizontal y oblicuas.

El valor cualitativo del reborde, como soporte varía en función de su altura y del largo de la región principal de soporte.

Según Todescan, de acuerdo a la forma del área de sección vestibulo-lingual. Pueden existir las siguientes formas de reborde residual:

a- Normal: Forma de triángulo equilátero, con la misma altura y largo de la región principal de soporte. Es considerada la mejor forma de reborde para soporte de prótesis.

b- Alta: Forma de triángulo isósceles, cuya base a un lado es menor, en este caso las regiones secundarias de soporte están bien desarrolladas, y la región principal de soporte es estrecha. Se considera una buena forma de reborde, pero de menor calidad a la anterior.

c- Reabsorbida: Forma de triángulo isósceles pero de base mayor. Presenta un pobre soporte tanto la zona principal como secundaria de soporte. Este tipo de rebordes exige el uso de elementos unidos a los dientes remanentes, para disminuir el efecto de las cargas verticales y horizontales que serán ejercidas sobre éste.

d- Estrangulado: Presenta un área de mayor amplitud junto a la cresta, con una región subyacente retentiva, esto corresponde al área de estrangulamiento, para que este tipo de reborde pueda ser aceptable requiere de intervenciones quirúrgicas con la finalidad de eliminar la zona retentiva.

e- En filo de cuchillo: Se trata de un reborde acentuadamente reabsorbido, con una cresta sumamente marcada que puede ser detectada a la palpación. Es un tipo de reborde problemático, que requiere de cirugía para redondear la cresta.

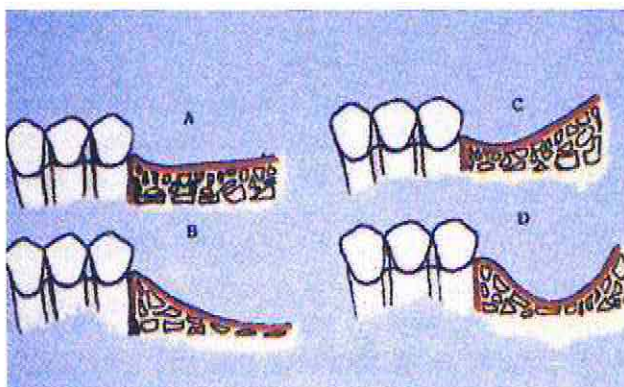
Los rebordes residuales mandibulares se clasifican de acuerdo con el perfil de la región principal de soporte considerado en sentido anteroposterior con relación al ángulo formado por ese perfil y la cara distal del diente pilar. (Elbrecht, 1937)

a- Horizontal: Una línea que representa el perfil es considerada horizontal con relación a la cara distal del diente contiguo al extremo libre.

b- Descendente distal: Cuando esta línea desciende a distal con respecto a la cara distal del diente contiguo al extremo libre.

c- Ascendente distal: Cuando la línea sube con relación al diente pilar.

d- Descendente-ascendente o cóncava: Cuando la línea inicialmente desciende para distal y luego asciende.



## FUERZAS MASTICATORIAS

La Masticación es una de las funciones de nuestro aparato estomatognático, en la cual ocurren la mayor cantidad de fuerzas en las diferentes direcciones.

Existen dos tipos de fuerzas masticatorias, las fuerzas máximas anatómicas y la fuerza real funcional.

La fuerza máxima anatómica corresponde a la potencia contráctil máxima de los músculos elevadores mandibulares, la que se puede calcular por la suma de las fuerzas teóricas máximas que podría desarrollar cada uno de estos músculos, basadas en medidas aproximadas de la fuerza de un músculo esquelético por unidad de área transversal muscular. Estudios revelaron una cantidad de fuerza máxima anatómica de 210 y 400 Kg.

La fuerza masticatoria máxima real corresponde a la fuerza medida entre ambas arcadas mediante estudios con un gnatodinamómetro. Estudios revelaron una fuerza contráctil de 60 a 70 Kg en promedio.

Esta diferencia se explica por factores limitantes de las fuerzas como son los mecanismos neuromusculares, sexo y edad, tipo de alimentación, grupos dentarios, posiciones mandibulares, estado de la dentición, disfunciones, etc. que permiten una correcta protección del sistema.

En pacientes portadores de prótesis se han observado fuerzas masticatorias menores. El promedio de la fuerza masticatoria máxima medida en pacientes con prótesis totales removibles es de 12 Kg. a nivel de los molares, lo que corresponde a  $\frac{1}{4}$  o  $\frac{1}{5}$  de aquellos con dentaduras normales. En sujetos normales la fuerza masticatoria durante la masticación habitual en general tiene un rango de 4,5 kg. a 15 Kg., dependiendo del individuo, y la fuerza masticatoria máxima funcional que puede ejercer es del orden de 60 a 70 Kg., con la cual se establece una relación de 4:1 entre la fuerza máxima que se puede desarrollar entre ambas arcadas dentarias y la que efectivamente se utiliza al masticar. En cambio, en el portador de prótesis la fuerza masticatoria máxima funcional tiene un valor semejante a la desarrollada

por el individuo normal durante la masticación . De allí que es posible concluir que la fuerza masticatoria máxima del portador de prótesis es justamente la requerida para la masticación. Estudios han demostrado que la prótesis de extremo libre inferior mejora la capacidad de fuerzas en comparación que una prótesis total.

## **ELEMENTO MECÁNICO**

Entendemos como Elemento Mecánico a la prótesis propiamente tal, que se diferencia del Elemento Biológico que es el término con el cual nos referimos al terreno biológico sobre el cual se asienta y relaciona directamente la prótesis.

Se clasifican los componentes del Elemento Mecánico en dos grupos:

1- Elementos funcionales.

2- Elementos de Estabilización Protésica.

- 1- **Elementos Funcionales:** - Sillas o bases  
- Dientes Artificiales

2- **Elementos de Estabilización Protésica:**

- Conectores: Mayores o Principales  
Menores o de Pase
- Elementos de Anclaje: De Soporte  
De Retención  
De Contención
- Estabilizadores o Elementos de Retención Indirecta.

## **SILLAS PROTÉTICAS EN DENTADURA PARCIAL A EXTREMO LIBRE.**

Las sillas son aquellas partes del elemento mecánico que portan los dientes artificiales, y que conectadas a los dientes naturales remanentes o ubicadas sobre los tejidos mucosos, traspasan las cargas a los elementos biológicos de soporte. Las sillas de extremo libre corresponde a una silla de vía de carga mixta (dentomucosoporte).

Cerca del pilar terminal se requiere solamente un armazón que soporte las superficies oclusales, en cambio, mas lejos del pilar, el soporte de los tejidos de la cresta subyacente se torna más importante. Se puede obtener máximo soporte por el reborde residual sólo cuando se usan bases amplias y exactas, que dispersan la carga oclusal equitativamente. El espacio disponible para una base es controlado por las estructura que la rodean y por sus movimientos funcionales.

En consecuencia el máximo soporte para la base protética depende de factores como: la calidad del reborde residual, extensión del recubrimiento del reborde por la base, el tipo de impresión usada y su exactitud, la precisión de la base, el diseño del esqueleto de la prótesis y la carga oclusal aplicada.

## COMPLEJO RETENTIVO

Los Complejos retentivos corresponde a uno de los elementos de Estabilización Protésica, los cuales pueden ser clasificados según los siguientes criterios:

### 1- Según su Relación con el Diente Pilar:

- *Intracoronario:* Son retenedores rígidos incluidos dentro del contorno del diente. Se basan en la existencia de una unidad constituida por un receptáculo incluido dentro de una corona o incrustación en el diente pilar, y una segunda unidad, que se inserta en el receptáculo y va unida a la Prótesis Parcial Removible (Stewart et al, 1993). Ej: Ataches.
- *Extracoronarios:* Son aquellos retenedores en que la totalidad del mecanismo se encuentra ubicado fuera del contorno del diente pilar (Mallat & Keogh, 1995). Esto se manifiesta tanto en ataches, como en retenedores convencionales. Estos últimos, operan bajo el principio de la resistencia del metal a la deformación (Stewart et al, 1993), que se manifiesta al pasar el terminal retentivo por el ecuador protésico del diente.

### 2- Según su construcción:

- *Colados o de Semipresición:* Son aquellos contruidos por aleaciones; las cuales en estado líquido adquieren la forma deseada, al ser vaciadas al interior de un molde refractario obtenido previamente en base a un patrón de cera.
- *De presición:* Son aquellos que vienen preformados de fábrica y constan generalmente de un apoyo y de un descanso contruidos por el mismo material.
- *Labrados:* Son aquellos en que el brazo retentivo se encuentra constituido por un alambre el cual es fijado a la prótesis incluyendo una porción de este en la base protésica de resina (McGivney & Castleberry, 1992).
- *Combinados:* Son aquellos que presentan un apoyo oclusal y un brazo de contención colados, mientras que el brazo de retención será labrado.

### 3- Según su conexión al elemento funcional:

- *Rígidos:* Son aquellos cuyo apoyo va unido a la silla a través de una unión rígida de metal colado, la cual trasmite las fuerzas recibidas por las sillas directamente a los dientes pilares, en el caso de las prótesis dentosoportadas, y también al reborde residual en las prótesis de vía de carga mixta.
- *Lábiles:* Se dividen en semirígidos y elásticos
  - a) *Semirígidos:* Aquellos cuyo apoyo va unido a la silla a través de un elemento de conexión de mayor longitud, que recorre parte del paladar o del flanco lingual, lo cual lo hace más flexible.
  - b) *Elásticos:* Aquellos que utilizan el llamado "conector elástico", elemento colado de 0.8 a 1.2 mm. de diámetro que corre paralelo bajo la silla, separado de esta en todo su

recorrido, para unirse en un punto ubicado por lo menos a 2.5 cm del diente pilar (Olavarría & Moukarzel, 1994).

#### 4- Según su relación con la superficie dentaria:

- *Circunferencial:* Son aquellos que presentan dos brazos que circundan parcialmente al diente pilar; los brazos se ubican sobre el ecuador del diente, salvo el extremo del brazo retentivo. De esta forma, la punta llega a su sitio de acción desde arriba de la línea de mayor contorno del diente ( Stewart et al, 1993).
- *De Barra o Punto de Contacto:* Son aquellos que llegan a la zona retentiva del diente desde gingival, contactándolo en una superficie pequeña, lo que resulta en una retención “de empuje” ( Stewart et al, 1993).

#### 5- Según su modo de acción:

- *Por prehensión:* Son aquellos que presentan dos brazos que alcanzan al diente los cuales actúan prehensionándolo al pasar el terminal retentivo por el ecuador del diente. Ej: Circunferencial Simple.
- *Por Fricción:* Corresponde a aquellos retenedores que presentan un brazo retentivo que por su inclinación opuesta a la superficie dentaria, manifiesta una fricción con ella, al producirse fuerzas extrusivas que intentan desalojar la prótesis. Ej: Retenedor Roach.

## **DESCRIPCIÓN DE LOS RETENEDORES UTILIZADOS.**

### 1- Retenedor Circunferencial Simple

Se conoce también como Retenedor de Ackers, Retenedor en E, o Retenedor de Abrazadera. Consta de un brazo de retención, un brazo de contención, un apoyo oclusal y una conexión.

- *Brazo de Retención:* La parte activa de éste brazo debe ubicarse en aquella Zona Retentiva Ideal del Diente Pilar, obtenida a través del análisis del eje de inserción protésico y de ecuador protésico en los modelos de estudio usando el paralelógrafo.  
Calibración: 0.25 mm (0.010 pulgadas) – 0.50 mm (0.020 pulgadas).  
Su principio de acción radica en el uso de Zonas Retentivas Ideales, ubicadas en las caras vestibulares o linguales de los Dientes Pilares.  
Este retenedor actúa por prehensión (tensión) a diferencia de otros, como los de barra que actúan por fricción.  
Está concebido como un retenedor colado.
- *Brazo de Contención:* La contención se opone a la acción del brazo de retención, se caracteriza por ser rígida y por trabajar en forma recíproca con la retención, de modo que las fuerzas transversas o tumbantes, sean neutralizadas por la contención, cumpliendo así

con el requisito de reciprocidad. Para conseguir este trabajo recíproco debemos analizar la anatomía del diente pilar y modificar o preparar la cara del diente donde irá la contención, de tal manera que ésta logre una relación de paralelismo con el eje de inserción y desinserción protésica.

La Contención no se ubica ni sobre el ecuador protésico ni bajo él, sino que en una superficie dentaria preparada idealmente a nivel de la unión del tercio medio con el tercio gingival, donde se desplazará en forma paralela a ella.

- *Apoyo oclusal:* Se ubicará por mesial o distal del diente pilar dependiendo de la topografía.
- *Conexión del apoyo:* Debe ser rígida, puesto que de esta forma, cumplirá con la función de transformar las fuerzas recibidas por la prótesis, en cargas axiales soportadas por los dientes pilares.
- *Ventajas:*
  - 1- Cumple adecuadamente con las funciones de retención, apoyo, guía y estabilización.
  - 2- Cumple con la inserción y desinserción atraumática del diente pilar; siempre que se respeten los principios de un correcto diseño.
  - 3- Por su forma en E, es uno de los retenedores que mejor se adapta a las propiedades físicas de las aleaciones Cromo-Cobalto.
  - 4- Es el retendor más versátil que existe, pues puede ser usado tanto en molares, como en premolares o caninos, e incluso en incisivos laterales.
  - 5- Es uno de los retenedores de más fácil diseño y construcción.
  - 6- Este retenedor es fácil de reparar.
  - 7- Presenta menos problemas de retención de alimentos que otros, por ejemplo, los de barra.
- *Desventajas:*
  1. Actúa a largo plazo como máquina de exodoncia lenta, en un caso de extremo libre bilateral.
  2. Es poco estético.
  3. Cubre mayor superficie dentaria que los retenedores de barra, por lo que contribuye a disminuir el estímulo fisiológico de los alimentos sobre los tejidos gingivales (Todescan et al, 1995).
  4. Limitada posibilidad de variación en su diseño.
- *Indicaciones:*

Se indica sólo en prótesis dentosoportada, o al menos, así debería ser, puesto que ha demostrado efectos negativos en casos de extremos libres. Sin embargo, es uno de los retenedores más utilizados, para todos los casos, por la mayoría de los odontólogos.
- *Contraindicaciones:*

Dientes donde el aspecto estético resulte fundamental. Dientes con gran inclinación (Todescan et al, 1995). También se contraíndica en casos de extremo libre con terreno biológico insuficiente (Romo & Contreras, 1988)

## 2- Retenedor de Roach

- Es un retenedor ideado por Roach como retenedor colado.
- Es un tipo de retenedor de Barra o de Punto de Contacto, por lo que sus brazos toman contacto parcialmente con la superficie dentaria.
- Se diferencian de los circunferenciales por que abordan la zona retentiva ideal desde gingival.
- Es un retenedor en el cual el brazo de retención se halla separado del brazo de contención, además Roach dice que deben ir siempre acompañados de un apoyo oclusal.
- La porción activa del retenedor, está unida a la Silla Protésica por una conexión larga, que evita el contacto con la mucosa o el diente.
- Su principio de acción radica en el uso de zonas retentivas ideales, ubicadas más cercanas a las caras proximales de los dientes (mesial o distal). Son por lo tanto, opuestos en sus principios a los retenedores circunferenciales.
- Roach describe variaciones, denominándolas según la forma que adopte el brazo y su conexión. Los retenedores adoptan formas de letras (T,U,L,I,C,S).
- Calibración: 0.25 mm (0.010 pulgadas) – 0.50 mm (0.020 pulgadas)
  
- *Ventajas:*
  1. Libera al diente pilar ante fuerzas intrusivas aplicadas en la silla de extremo libre.
  2. Buena retención inicial, aún en pilares con zonas de retención desfavorables.
  3. Permite aprovechar zonas poco retentivas y accesibles.
  4. Reduce la superficie de contacto con el diente.
  
- *Desventajas:*
  1. Entrega menor estabilidad.
  2. Presenta dificultades estéticas.
  3. Produce empacamiento alimenticio.
  4. Provoca irritación de la mucosa labial.
  
- *Indicaciones:* Se indica en caso de brecha y extremo libre preferentemente en premolares y caninos, prefiere uso de zonas retentivas distovestibulares y aprovechan pequeños espacios retentivos del tercio cervical.
  
- *Contraindicaciones:* Grandes zonas retentivas a nivel del tejido blando, vecino al diente pilar. Y paciente de labio corto.

## ELEMENTOS DE ANCLAJE CON FUNCIÓN DE APOYO

Los apoyos son aquella parte del elemento de anclaje que cumple la función de aprovechar el soporte que ofrecen las estructuras dentarias.

Por medio del elemento de anclaje con función de apoyo reconocemos en prótesis parcial la vía de carga, es decir, la forma en que las fuerzas transmitidas desde la prótesis son recepcionadas por el tejido soporte.

Según donde ubiquemos el apoyo hablamos de:

- Apoyo oclusal.
- Apoyo cingular.
- Apoyo incisal.

### Ubicación del apoyo oclusal.

La ubicación del apoyo por distal del diente pilar que limita el extremo libre tiende a inclinarlo hacia distal, produciendo un efecto de torque (destapador de botella), al ejercerse una palanca clase I, donde el fulcrum está en el apoyo oclusal, la resistencia está dada por la distancia entre la punta del retenedor y el fulcrum, y el brazo de potencia está dado por la longitud de la base de la dentadura. Este movimiento además, altera la oclusión y produce interferencias oclusales que aumentan las fuerzas tumbantes sobre el diente remanente y el área desdentada. (Kratochvil, 1988).

Clínicamente se observa la presencia de un espacio entre el diente pilar y el adyacente. Radiológicamente existe una actividad osteoclástica o pérdida de hueso en el ápice dentario y en el área crestal distal el diente pilar. (Kratochvil, 1988).

La colocación del apoyo por mesial del diente pilar, transforma la palanca clase I en II, produciéndose una fuerza inclinante en sentido opuesto. La cantidad de fuerza que recae en el apoyo oclusal estando éste por distal o por mesial es idéntica, lo que varía es la dirección de ella, que al estar por mesial inclina el diente pilar hacia el diente vecino remanente mesial, produciéndose un íntimo contacto proximal y estabilización de los dientes remanentes y la prótesis, con lo que el efecto de destapador de botella se revierte. (Kratochvil, 1963).

Además el apoyo mesial produciría una transmisión de fuerzas más perpendicular en todas las regiones bajo la dentadura, siendo la transmisión de fuerzas más vertical cerca del pilar (Kratochvil y cols., 1977).

El movimiento que realiza la base de la dentadura tanto en su sector anterior como posterior es prácticamente del tipo vertical permitiendo una distribución de fuerzas más uniforme sobre todo el reborde alveolar. (Marxkors, 1984).

### Ubicación del apoyo y su relación con el retenedor.

El movimiento del retenedor en una prótesis parcial removible de extremo libre, depende básicamente de la ubicación del apoyo.

La dirección del movimiento del retenedor debe ser controlada, de manera que el contacto de la porción activa del retenedor con el ecuador dentario ocurra sólo ante fuerzas extrusivas.

Al utilizar un retenedor circunferencial colado, orientado de distal a mesial, con un apoyo oclusal por distal del diente pilar que limita el extremo libre, originará durante la masticación

un efecto de palanca clase I (destapador de botella), donde la prótesis girará en torno al apoyo distal haciendo que la punta del retenedor o porción activa asciende relacionándose con el ecuador dentario. (Kratochvil, 1974).

Al ser un retenedor colado, que presenta facilidad de abrirse y cerrarse solo en sentido horizontal, y no en sentido vertical, inclinará el diente hacia distal con la consecuente reabsorción ósea.

Por otro lado, al girar la prótesis en torno al apoyo distal, la silla del extremo libre si intruirá, estimulando la reabsorción ósea en la porción más distal de éste.

Al utilizar el apoyo por mesial, se transforma la palanca clase I en II y por tanto al ser sometida la prótesis a fuerzas intrusivas, el retenedor se desplazará hacia delante y abajo, alejándose del ecuador dentario y aliviando al diente pilar de fuerzas nocivas.

El retenedor circunferencial colado debido a la rigidez de su brazo retentivo (flexión sólo en sentido horizontal), la longitud y dirección (desde distal a mesial, abrazando la corona), generaría aún con el apoyo por mesial un efecto de torque sobre el pilar dentario, al producirse fuerzas verticales intrusivas en el extremo libre. (Kratochvil & Thompson, 1981).

Por otro lado, se ha establecido que el retenedor que más fuerza ejerce contra el diente pilar es el retenedor circunferencial colado, por lo que no estaría recomendado su uso en extremos libres. (Romo & Contreras, 1996).

Los retenedores tipo Roach, DPI y retenedor Combinado (contención y apoyo colado, brazo retentivo labrado), con apoyo mesial son los retenedores preferentemente indicados en un extremo libre, debido a que no producen un efecto de torque y ante fuerzas intrusivas se alejan del ecuador dentario aliviando al diente pilar. (Romo & Ramírez, 1995). Además el retenedor de punto de contacto labrado ejerce menos fuerza sobre el diente pilar (Romo & Contreras, 1996).

Por consiguiente la mesialización del apoyo representará los siguientes beneficios:

1. Distribución de cargas de manera más uniforme sobre la fibromucosa. Mientras más mesial el apoyo, el torque estará más hacia mesial y mejor se distribuirán los esfuerzos sobre la mucosa y menor será la carga al diente pilar.
2. Modificación de la naturaleza de la carga: Al encontrarse el apoyo por mesial, existe una acción inclinante hacia mesial del diente pilar contra el diente adyacente, lográndose la estabilidad a través del punto de contacto y las cargas sobre el reborde incidirán de manera más favorable.

Estudios de Zach evidenciaron las ventajas de un apoyo mesial en un diente pilar como;

- Un eje de rotación más anterior en el cual disminuye el torque aplicado sobre el diente pilar.
- Menor trauma sobre los tejidos blandos distales inmediatos al diente pilar.
- Retención indirecta .
- Un descanso mesial en conjunto con un correcto plano guía crea un punto más favorable de fulcrum sobre el diente pilar que el descanso distal.
- Resistencia al desplazamiento distal.

## CINEMÁTICA Y CONCEPTOS DE EJES DE GIRO.

La cinemática de una prótesis de extremo libre es debido a que ésta se apoya rígidamente sobre los dientes y la mucosa. Estas estructuras al ser de diferente resiliencia (0.1/1.3mm), originarían los ejes de giro.

El eje de giro corresponde a la unión imaginaria de los elementos de anclaje con función de apoyo y que va a presentarse cuando sobre la prótesis actúen cargas verticales.

Existen ejes de giro tangentes y secantes.

Eje de giro Tangente: Corresponde al eje de giro que deja los elementos funcionales de la prótesis ubicados mayoritariamente en un sector del arco dentario. Estos pueden ser sagitales, transversales y diagonales.

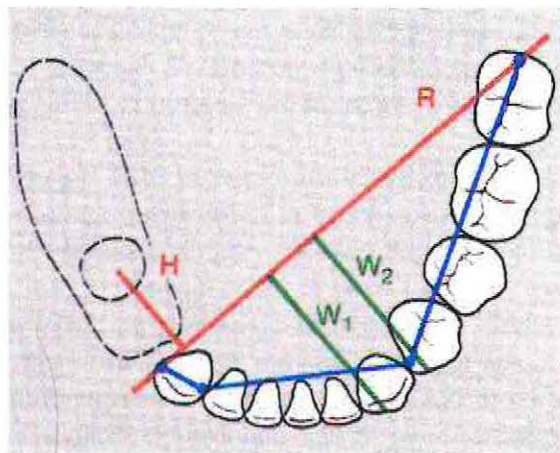
Eje de giro Secante: Corresponde al eje de giro que deja los elementos funcionales de la prótesis a ambos lados del eje. Estos pueden ser oblicuos o diagonales y transversales.

Por ejemplo, en una topografía de extremo libre unilateral (Clase II de Kennedy) se producirá un eje de giro tangente.

Cuando la carga se efectúa en la silla protésica, girará en relación a los dos puntos de apoyos más distales. Este corresponderá a un eje de giro tangente diagonal. Este eje de giro puede contrarrestarse con un diseño adecuado que permita un brazo de resistencia mayor o al menos igual que el brazo de potencia. Éste caso determina un área de apoyo triangular, y debemos determinar un diseño que nos permita aumentar el Área de Soporte o de Apoyo.

Una posibilidad, es la de ubicar apoyos oclusales en los dientes pilares más distales (del lado contrario al extremo libre) por distal de ellos. Además lograremos una buena Estática, diseñando una retención que se oponga a este giro protésico, la unión de los retenedores determinará una Línea de Retención.

El análisis de este tipo de fuerzas determinará el diseño protésico mas adecuado para mejorar la cinemática del caso.



## ESTABILIZACIÓN

**Definición:** Son reacciones que se oponen a las fuerzas que tienden a provocar en la prótesis movimientos de traslación horizontal o de rotación. Por su carácter de removible los desplazamientos en la prótesis son siempre posibles por las relaciones entre los dientes y las crestas, excepto los movimientos de inserción y desinserción. Esta posibilidad debe ser evitada o controlada para que la amplitud de estos movimientos sea mínima y la prótesis cumpla los requisitos de estabilidad. Los desplazamientos están directamente ligados a una serie de factores anátomo-fisiológico:

- anatomía de las crestas edéntulas;
- comportamiento biomecánico diferente de las estructuras de apoyo;
- número y situación de los dientes pilares.

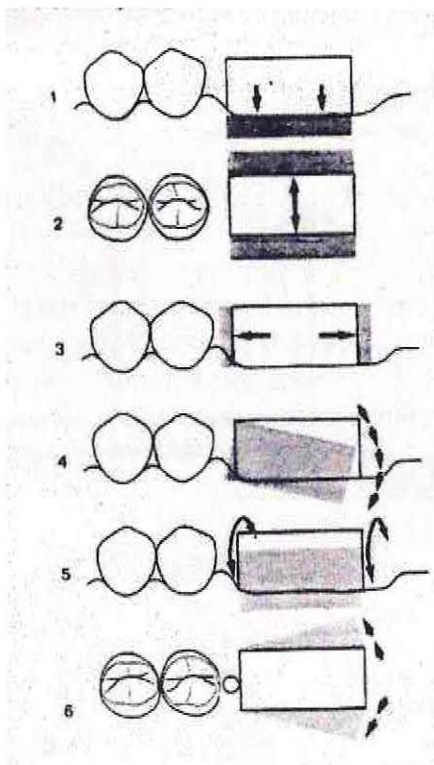
Cuando se diseña un extremo libre, generalmente se colocan apoyos oclusales en las piezas vecinas al espacio edéntulo; la línea que une a estos apoyos oclusales es la línea de fulcrum. Alrededor de esta línea se mueve la prótesis hacia los tejidos o se aparta de ellos en sentido oclusal.

El desplazamiento de una silla de extremo libre, considerada aisladamente, es la resultante de seis movimientos (tres de rotación y tres de traslación) en los tres planos del espacio. Pero como la silla está conectada rígidamente algunos de estos movimientos son modificados y otros son imposibles. Si existen, dependen de la disposición de los segmentos desdentados, de la anatomía y la fisiología de los tejidos de soporte. En la concepción global de una prótesis de extremo libre debemos contribuir a evitarlos.

- 1- **Traslación vertical:** La base de la dentadura se mueve en toda su extensión paralelamente hacia los tejidos, produciendo una compresión uniforme del reborde alveolar subyacente. Este movimiento es de pequeña amplitud porque está limitado por apoyos oclusales, bases amplias, etc.
- 2- **Traslación horizontal:** Este movimiento es poco deseable y atenta con la estabilidad protésica. Este movimiento es evitable ya que a él se oponen las crestas elevadas y con vertientes abruptas, correcto diseño con elementos de la base metálica como brazo rígido de los retenedores, barras cingulares y conectores menores.
- 3- **Traslación mesio-distal:** Este movimiento está limitado en su amplitud por la movilidad fisiológica de los dientes que limitan la brecha, en extremos libres el recubrimiento de la papila piriforme o de la tuberosidad y los elementos mecánicos mejoran la estabilidad.
- 4- **Rotación distal vertical:** La prótesis puede girar alrededor del fulcrum de modo que su porción distal se desplaza en una mayor magnitud hacia los tejidos subyacentes. Este movimiento es prácticamente inevitable en el extremo libre y se llama movimiento de inclinación distal. En casos de brechas esta rotación en el plano sagital es posible siempre y cuando la prótesis no esté inscrita dentro de la zona de estabilidad protésica (polígono formado por los apoyos oclusales). En clase I y II este movimiento se debe a la diferencia de resiliencia entre la mucosa y el ligamento periodontal. Los dientes pilares bajo presión

sufren una intrusión de 0,1 mm., mientras que la misma presión axial transmitida por las bases a la fibromucosa produce una deformación de 0,4 a 2mm.

- 5- Rotación alrededor del eje longitudinal de la cresta ósea: La prótesis puede girar alrededor de un eje antero-posterior. Es el movimiento de torsión. Este movimiento es una consecuencia de la oclusión, de la flexibilidad de la prótesis y la extensión inadecuada de la base.
- 6- Rotación en el plano horizontal: La prótesis puede moverse alrededor de un eje vertical que pasa por el punto donde se une el pilar con la base; es un movimiento de rotación horizontal poco deseable el cual puede ser evitado. Las fuerzas oclusales con dirección diagonal o transversal que podrían causar este movimiento son anuladas por la rigidez de la base metálica, la resistencia periodontal y secundariamente por el obstáculo que representan las crestas.



1-Traslación Vertical

2- Traslación Horizontal

3- Traslación Mesio-distal

4- Rotación Distal vertical

5- Rotación alrededor del eje de la cresta

6- Rotación en el plano Horizontal

Biomecánicamente todos los desplazamientos no tienen la misma importancia. La rotación en el plano sagital es el movimiento más traumático por su acción sobre el ligamento periodontal de los dientes pilares debido a la torsión que genera.

La distribución de los contactos en los dientes artificiales durante los movimientos de diducción y protrusión deben ser analizadas, considerando que las fuerzas oblicuas son siempre desestabilizantes.

Las fuerzas oblicuas jamas podrán ser evitadas totalmente pero al concebir la prótesis se deben distribuir sobre las vertientes de las crestas y sobre el mayor numero posible de dientes, esto justifica la rehabilitación con prótesis parcial removible cuando el resultado con las técnicas protésicas fijas son dudosas.

Cuanto más largo es el extremo libre, es más poderoso el brazo de potencia que representa a las fuerzas oclusales y por consiguiente, es mayor la posibilidad de movimiento de la base protésica.

En los diseños protésicos se debe procurar un brazo de potencia lo mas corto posible y un brazo de resistencia lo mas largo que permitan las circunstancias.

Para mejorar la cinemática del extremo libre se disminuye el brazo de potencia, en este caso no se puede disminuir la base, ya que ésta debe cubrir la papila piriforme, pero si se puede disminuir el área oclusal ya que el brazo de palanca o de potencia va desde el fulcrum hasta la última pieza dentaria, por lo tanto se mejoraría enfilando sólo hasta el primer molar, si el caso lo permite. También se debe tener en consideración utilizar piezas dentarias artificiales más pequeñas y así disminuir la superficie de recepción de las cargas, lo cual da mas eficiencia masticatoria a la prótesis y, por consiguiente, disminuye el esfuerzo que recae sobre los tejidos de soporte.

## **TRANSMISIÓN DE LAS CARGAS**

Como hemos visto anteriormente las cargas funcionales se pueden transmitir por tres vías, dentaria, mucosa y mixta. En una topografía de extremo libre la vía de carga es de tipo mixta o sea es una prótesis dento-muco soportada. Dependiendo del tipo de unión que se produzca entre los elementos de anclaje con función de apoyo y la silla y la posición del apoyo será la forma de cómo éstas fuerzas actúen sobre el reborde residual. La fuerza que será trasmitida a los tejidos residuales deberán ser amortiguados por los elementos protésicos y distribuidos en forma lo más biológica sobre el terreno. Para esto existen diferentes tipos de unión o conexión.

### Conexión lábil y conexión rígida:

La conexión lábil se refiere a una unión en la cual los elementos de anclaje y la silla permanecen conectados flexiblemente, es decir, permite un movimiento elástico entre la silla y el elemento de anclaje, otorgando una distribución equitativa de las cargas al diente pilar y el reborde residual.

En los tipos de conexión lábil podríamos encontrar el de tipo articulado lábil, que autores como Todescan los sitúan en una clasificación aparte. Corresponden a bisagras, cilindros, etc., los cuales permitirían un movimiento de quiebre articulado de la silla.

La conexión lábil aliviaría el torque ejercido sobre el diente pilar y distribuiría equitativamente las fuerzas funcionales y minimizaría la cinemática existente en éstos casos. La desventaja es que ésta mayor libertad de movimiento permitiría sobrecargar el reborde residual con su consecuente reabsorción.

La conexión rígida, como vimos anteriormente, corresponde a un tipo de unión directa entre los elementos de anclaje y la silla. Esta rigidez permite que las cargas masticatorias que inciden sobre los elementos artificiales sean transmitidas en forma directa a los dientes pilares. Permiten una distribución uniforme de las cargas oclusales ya sea sobre el reborde como sobre los dientes pilares.

La rigidez de estos elementos y de otros de la prótesis evitarían movimientos rotacionales de ella y además de estabilización horizontal. La conexión rígida está indicada en dientes con un terreno biológico periodontal sano.

### **MEDIDAS DE PROTECCIÓN DEL EXTREMO LIBRE.**

- Disminuir el área o superficie oclusal, enfilando siempre hasta el primer molar, o disminuyendo el diámetro oclusal de premolares y molares.
- Conectando la silla de extremo libre al diente pilar, con un apoyo de conexión rígida.
- Extender la superficie acrílica de la prótesis, en el extremo libre, lo más posible, así aumentamos la superficie de soporte.
- Ubicando los dientes artificiales sobre la parte más alta del reborde. Ubicando las cúspides de soporte dentro de la zona de estabilidad protésica.
- Relación adecuada entre el apoyo oclusal y el retenedor escogido.
- Selección de un elemento de anclaje que libere al diente pilar.
- Perfecto ajuste de la silla al reborde residual. (Eick & cols.,1987).

## **HIPÓTESIS**

1. Cuando la silla dentomucosoportada, con conexión rígida del apoyo la sometemos a una carga funcional en su porción mesial gran parte de la fuerza se transmite al diente pilar, en cambio, si ejercemos la carga en su porción más distal, se transmite a la mucosa y al hueso con la consiguiente atrofia del reborde.
2. Al aumentar el brazo de resistencia en el diseño protésico disminuye la cinemática en el extremo libre, con la consiguiente disminución de la sobrecarga en el reborde.
3. Ante una Fuerza Intrusiva por distal del extremo libre largo, se presentará un eje de giro inicial, de tipo tangente, para posteriormente cambiar de ubicación y originar el levante total de la prótesis.

## OBJETIVOS

### Objetivo General.

- Conocer las zonas de mayor compresión en el reborde residual del extremo libre unilateral cuando es sometido a cargas funcionales.

### Objetivos Específicos.

- Desarrollar un modelo experimental mandibular que unido a un sistema de medición de cargas, permita cuantificar los esfuerzos generados en el reborde residual del extremo libre unilateral.
- Comparar con diferentes diseños protésicos la sobrecarga del extremo libre unilateral.
- Analizar ejes de giro y puntos de giros protésicos que se producen.



## MATERIALES Y MÉTODOS

Para el estudio se construyó un modelo experimental mandibular a partir de un zócalo de goma, que representa un caso clase II de Kennedy, con una hilera dental continua entre los dientes 4.3 y 3.7 más un extremo libre derecho. La base del modelo se realizó en acrílico rosado de termopolimerización, los dientes usados son de acrílico con características anatómicas similares a las naturales, para simular el periodonto se usó un material para rebasado protético a base de siliconas, de flexibilidad permanente, termocurable y resiliente de marca Molloplast-B® ( Detax), se tapizó el alvéolo de todos los dientes con 0,5mm. de silicona y las zonas correspondientes al reborde con 8mm. logrando una diferencia de resiliencia proporcional a la existente entre el periodonto y la mucosa (Fotografía 1), reportado por varios estudios (Borel, Schittly 1986), (Picton & Wills, 1976-1978).

El modelo fue calibrado para comprobar la diferencia de depresibilidad entre el diente con su ligamento periodontal y la mucosa del reborde. Para esto se utilizó un reloj comparador mecánico marca Helios con una resolución de 0.001mm. y un rango de medición de 4mm. Instalado sobre una base magnética. Se aplicó una carga de 20 kg. con la máquina Instron modelo TTCM-10. En promedio la depresibilidad medida en los dientes fue de 0,26mm. mientras que en el extremo libre fue de 2,27mm. Lo cual nos da una relación proporcional de la diferencia de resiliencia entre diente y mucosa de 9, lo que significa que la mucosa frente a 20 kg. se deprime 9 veces más que los dientes, sometidos a la misma carga. Esta proporcionalidad guarda relación con lo descrito en la literatura.(fotografía 2)

El modelo se analizó con el paralelógrafo para determinar las zonas ideales de retención, se prepararon los dientes 4.3, 3.3, 3.5 y 3.7 creando zonas de retención de 0.25mm y tallando los apoyos cingulares en los caninos y oclusales en premolar y molar.

Se idearon cuatro diseños de bases metálicas usando retenedores Roach y Circunferencial simple colados en el diente 4.3 y variando en el lado contrario la ubicación de los retenedores de modo de aumentar o disminuir el brazo de resistencia. En la silla de extremo libre, en la zona más alta del reborde se confeccionaron tres cilindros colados de 5mm. de diámetro por 1cmt. de altura (Fotografía 3):

- El primer cilindro se colocó a 2,5cmt. del diente pilar (4.3) asignándole el número 1.
- El segundo cilindro se ubicó a 1cmt. del primero asignándole el número 2.
- El tercer cilindro se ubicó a 0.5cmt. del diente pilar asignándole el número 3.

Estos cilindros se construyeron con el fin de aplicar fuerzas en zonas determinadas del reborde.

Las prótesis se clasificaron de la siguiente manera según el complejo retentivo usado en el diente 4.3 y la longitud del brazo de resistencia. (Fotografía 4)(Figura 1)

Diseño 1: Retenedor Circunferencial Simple colado, con brazo de resistencia largo.

Diseño 2: Retenedor Circunferencial Simple colado, con brazo de resistencia corto.

Diseño 3: Retenedor Roach colado, con brazo de resistencia largo.

Diseño 4: Retenedor Roach colado, con brazo de resistencia corto.

Se confeccionaron dos bases para cada diseño obteniendo ocho bases para realizar la experimentación

Todos los pasos de laboratorio para confeccionar el modelo y las prótesis se realizaron en el laboratorio de Agustín Contreras García.

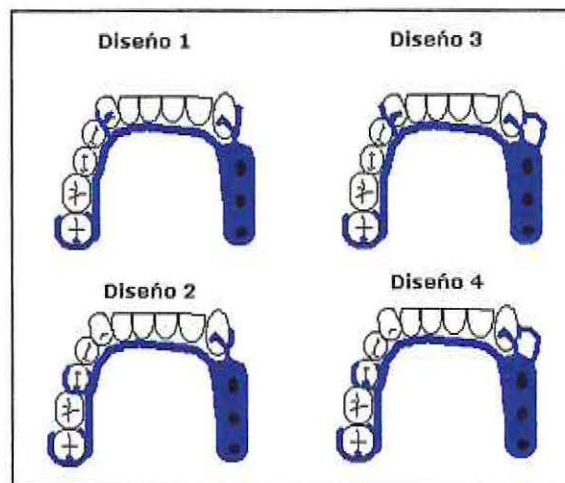


Figura 1: Diferentes diseños protésicos, en cuanto a su retenedor y brazo de resistencia

Para medir las fuerzas compresivas transmitidas al reborde y zona dentaria, se utilizaron unos dispositivos electrónicos llamados Strain-gauges o galgas extensiométricas que llamaremos Deformímetros. Los deformímetros utilizados corresponden a Strain-gauges Singles 632-124 de 2mm de largo, de  $120\Omega$  ( fabricados en Japón e importados por RS components).(Fotografía 5). Estos Strain-Gauges son resistencias eléctricas que al deformar su estructura, cambian proporcionalmente la señal de voltaje recibida. Este cambio es detectado por un lector y traducido a microdeformaciones.

Se eligieron las zonas de ubicación de los deformímetros, los cuales serian adheridos en la zona vestibular del extremo libre (mesial, medio y distal) y zona disto vestibular del diente pilar 4.3. ( Fotografía 6)

Además se adhirió un Strain-Gauges en la zona anterior del modelo para lograr la estabilidad térmica del circuito.

En las zonas elegidas, las superficies fueron preparadas tallando una superficie lisa y plana, perfectamente pulida y libre de impurezas limpiando la superficie con Tetracloruro de Carbono antes de pegar los deformímetros con sus respectivas terminales y tablas de conexión. Para adherir éstos dispositivos al modelo se utilizó adhesivo Super Bonder 495 para acrílico marca Loctite®. (Fotografía 7)

Las terminales de los deformímetros se conectaron a un Indicador digital, modelo 1200, marca

BLH Electronics, INC. Que consta de un amplificador y un lector cuya unidad de medición corresponde a Microdeformaciones (Fotografía 8). La deformación es igual al cociente entre la modificación de longitud y la longitud inicial. Por ejemplo, si un cuerpo mide 4cm y al aplicarle fuerza compresiva "x", que tiende a aplastarlo, le modifica su longitud en 0.004 centímetros (vale decir, el cuerpo ahora mide 3.996 cm.) su deformación será de:

$$\text{Deformación} = \frac{0.004 \text{ cm.}}{4.000 \text{ cm}} = 0.001 \text{ sin magnitud, puesto que cm/cm se anulan.}$$

De acuerdo al análisis teórico se sometieron cada prótesis, sobre el modelo, a una carga en cada cilindro del extremo libre de 7.5 Kg. por mm<sup>2</sup>. que como hemos visto correspondería a un valor dentro del rango de la función masticatoria habitual.. Se prefirió esta carga de 7,5 kg. porque a cargas superiores a 14 kg. se observaba un levantamiento total de la prótesis. Se dividió el modelo en cuatro zonas a medir, denominadas zona A, B, C y D (Figura 2). Para aplicar la Fuerza se utilizó la máquina Instrum Modelo TTCM-10. (Fotografía 9 y 10)

Zona A: Corresponde a la parte más distal del reborde del extremo libre.

Zona B: Corresponde a la zona media del reborde del extremo libre.

Zona C: Corresponde a la zona del reborde que se ubica 0.5 cm del diente 4.3.

Zona D: Corresponde a la superficie distovestibular bajo el diente 4.3.

Al aplicar la carga sobre el cilindro número 1, se midieron las deformaciones en las zonas A, B, C y D. Luego se aplicó la carga en el cilindro número 2 y se midieron las zonas A,B,C y D. Y finalmente se aplicó la carga en el cilindro número 3 midiéndose en las mismas zonas. Estas mediciones se hicieron con cada diseño (I ,II ,III y IV) y sus respectivas réplicas, repitiendo cada medición tres veces para asegurar que no existían errores al momento de la medición y estabilización del lector. Con lo cual se obtuvieron 72 mediciones para cada diseño, realizándose 288 mediciones en total. Entre cada medición se debió esperar un tiempo suficiente para asegurar la recuperación elástica del modelo, lo cual se podía verificar con la estabilización del lector (Fotografía 11)

El sistema de calibración del modelo, montaje y medición de las cargas fueron realizadas en la Universidad Federico Santa María de Valparaíso, en el Laboratorio de Tecnología Mecánica.(Fotografía 12)

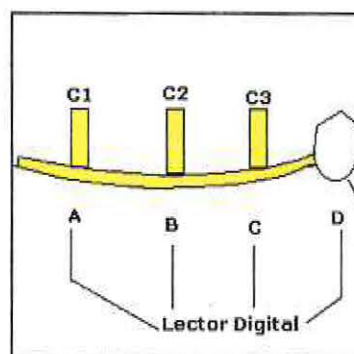


Figura 2: Representa el modelo del diseño experimental, con c1, c2 y c3 correspondiente a los cilindros de carga. Y zonas A,B ,C y D correspondiente a las zonas de medición.

## RESULTADOS

Los datos obtenidos en el laboratorio representan las microdeformaciones producidas en las zonas A, B, C y D, por una carga de  $7.5 \text{ Kg/mm}^2$ , aplicados en los cilindros 1, 2 y 3 ubicados en la silla de extremo libre de cada diseño protésico.

Los datos obtenidos fueron tabulados en tablas como la siguiente.

Zona	A	B	C	D
Cilindro				
1				
2				
3				

Estos 288 datos que constituyen la muestra del experimento realizado, fueron analizados mediante una metodología estadística llamada "Test de Sumas de Rangos Kruskal-Wallis" (Test no paramétrico).

Para realizar las comparaciones se plantean 2 hipótesis estadísticas de trabajo, las cuales pueden ser aceptadas o rechazadas, a la luz del presente análisis estadístico.

**Hipótesis nula:** No hay diferencias significativas entre las microdeformaciones medias generadas por cada diseño en una zona específica.

$$H_0 : \tau_1 = \tau_2 = \tau_k$$

**Hipótesis alternativa:** Existen diferencias significativas entre las microdeformaciones medias generadas por cada diseño en una zona específica.

$$H_1 : \tau_r \neq \tau_s, \text{ para algún } r, s. (r \neq s)$$

**Las tablas siguientes están descritas según estos códigos:**

<b>D1 = Diseño 1</b>	<b>c1 = Cilindro 1</b>	<b>A = Zona A</b>
<b>D2 = Diseño 2</b>	<b>c2 = Cilindro 2</b>	<b>B = Zona B</b>
<b>D3 = Diseño 3</b>	<b>c3 = Cilindro 3</b>	<b>C = Zona C</b>
<b>D4 = Diseño 4</b>		<b>D = Zona D</b>

**P = Promedio**

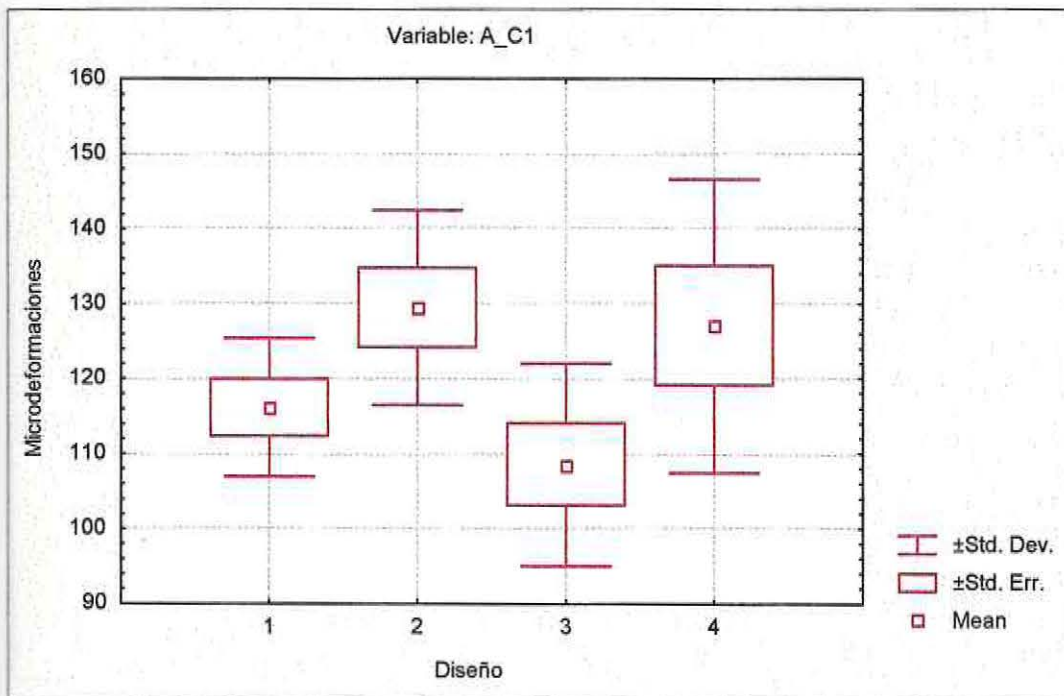
**Ej: D1c1A** corresponde a la medición en la zona A cuando se carga sobre el cilindro 1, con el diseño 1.

Tabla y gráfico comparativo de microdeformaciones medidas en la zona A, cuando se aplica la carga de 7,5 Kg. en el cilindro 1, entre los cuatro diseños protésicos.

Tabla I

Diseños			
D1c1A	D2c1A	D3c1A	D4c1A
108	114	100	104
110	121	102	110
107	119	95	115
127	145	130	150
118	140	120	143
127	138	104	140
<b>P=116,167</b>	<b>P=129,5</b>	<b>P=108,5</b>	<b>P=127</b>

Gráfico 1



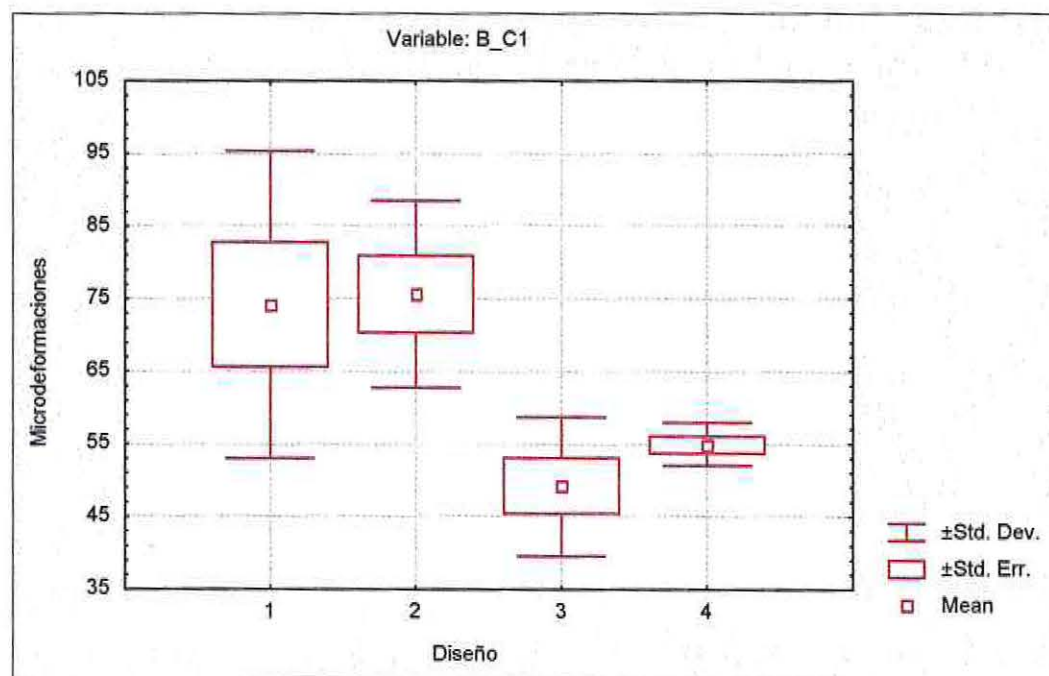
Descripción: Desde la gráfica y apoyados en el valor  $p$  del estadístico de Kruskal-Wallis ( $p = 0,0806$ ), podemos observar que no hay diferencias significativas en la microdeformación media entre los cuatro diseños con respecto al cilindro y la zona específica.

Tabla y gráfico comparativo de microdeformaciones medidas en la zona B, cuando se aplica la carga de 7,5 Kg. en el cilindro 1, entre los cuatro diseños protésicos.

Tabla II

Diseños			
D1c1B	D2c1B	D3c1B	D4c1B
95	60	40	50
90	65	35	58
93	68	52	58
45	90	60	55
60	88	53	55
62	83	55	54
<b>P=74,1667</b>	<b>P=75,6667</b>	<b>P=49,1667</b>	<b>P=55</b>

Gráfico 2



Descripción: Desde la gráfica y apoyados en el valor  $p$  del estadístico de Kruskal-Wallis ( $p = 0.0048$ ), podemos observar que hay diferencias significativas en la microdeformación media entre los cuatro diseños con respecto al cilindro y la zona específica. Ahora corresponde llevar a cabo comparaciones múltiples entre todos los diseños. Este procedimiento se muestra en el Anexo II.

El resultado que arrojan las comparaciones entre los diseños indica que para los datos sometidos a estudio existe una significativa diferencia entre el diseño 2 y el diseño 3 en el cilindro 1 con respecto a la zona B, donde el valor tabulado es **2,865767**.

**Tabla II.a** Resumen de comparaciones múltiples.

Diseños	Diferencia de Rangos	Error Estándar	Estadístico Z	Valor p
D1D2c1B	-1,33	4,08	0,326598632	0,999999
D1D3c1B	10,75	4,08	2,633201473	0,050748
D1D4c1B	8,25	4,08	2,020829038	0,259788
<b>♣D2D3c1B</b>	<b>12,08</b>	<b>4,08</b>	<b>2,959800106</b>	<b>0,018468</b>
D2D4c1B	9,58	4,08	2,34742767	0,113424
D3D4c1B	-2,50	4,08	0,612372436	0,999999

Comentario: Desde la tabla II.a se puede apreciar que ♣ es la única comparación significativamente diferente, ya que la diferencia de los rangos D2 y D3 es positiva, con lo cual se observa que D3 produce menos microdeformaciones.

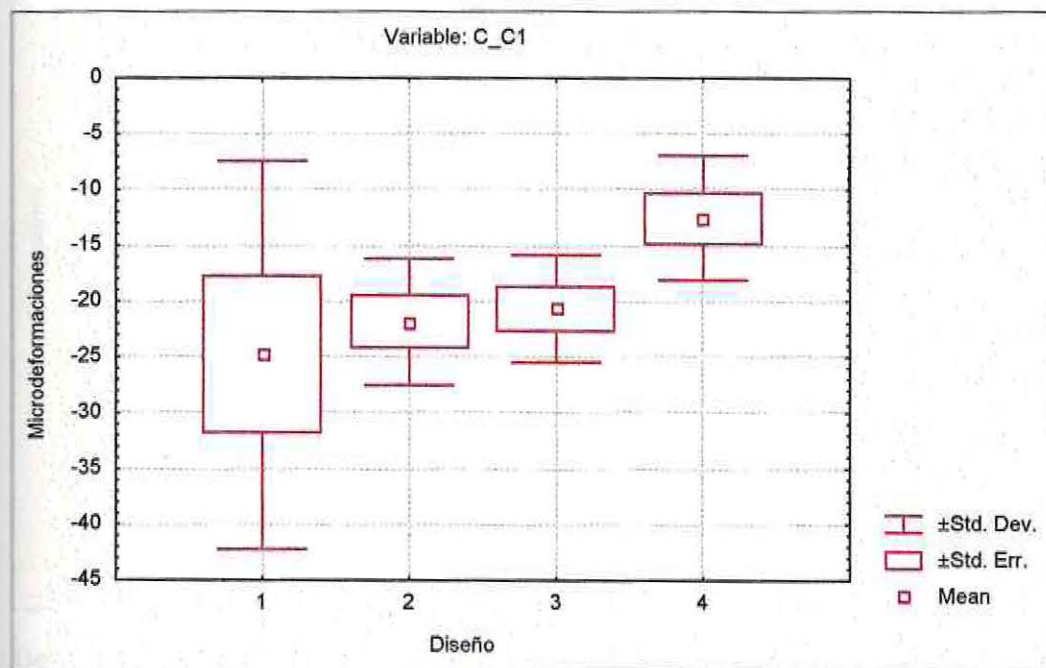


Tabla y gráfico comparativo de microdeformaciones medidas en la zona C, cuando se aplica la carga de 7,5 Kg. en el cilindro 1, entre los cuatro diseños protésicos.

Tabla III

Diseños			
D1c1C	D2c1C	D3c1C	D4c1C
-40	-22	-30	-17
-41	-26	-20	-17
-41	-30	-20	-16
-7	-14	-20	-3
-10	-18	-17	-9
-10	-21	-17	-13
<b>P=-24,8333</b>	<b>P=-21,8333</b>	<b>P=-20,6667</b>	<b>P=-12,5</b>

Gráfico 3



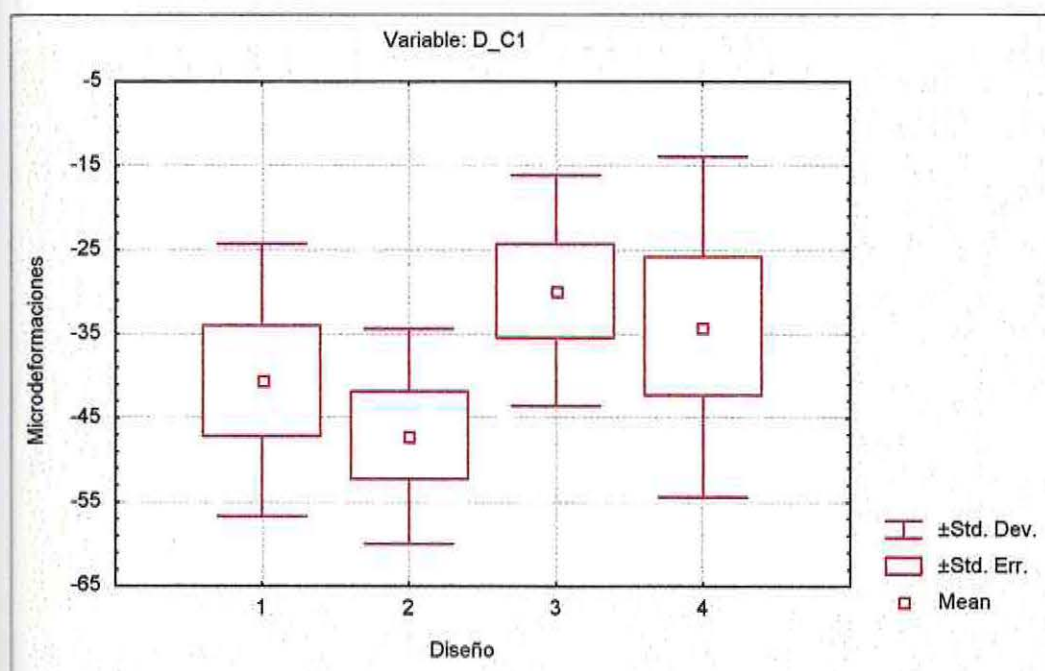
Descripción: Desde la gráfica y apoyados en el valor  $p$  del estadístico de Kruskal-Wallis ( $p = 0.1042$ ), podemos observar que no hay diferencias significativas en la microdeformación media entre los cuatro diseños con respecto al cilindro y la zona específica.

Tabla y gráfico comparativo de microdeformaciones medidas en la zona D, cuando se aplica la carga de 7,5 Kg. en el cilindro 1, entre los cuatro diseños protésicos.

Tabla IV

Diseños			
D1c1D	D2c1D	D3c1D	D4c1D
-55	-60	-55	-50
-53	-55	-34	-52
-56	-60	-28	-55
-18	-30	-25	-10
-30	-38	-17	-20
-31	-40	-20	-18
<b>P=-40,5</b>	<b>P=-47,1667</b>	<b>P=-29,8333</b>	<b>P=-34,1667</b>

Gráfico 4



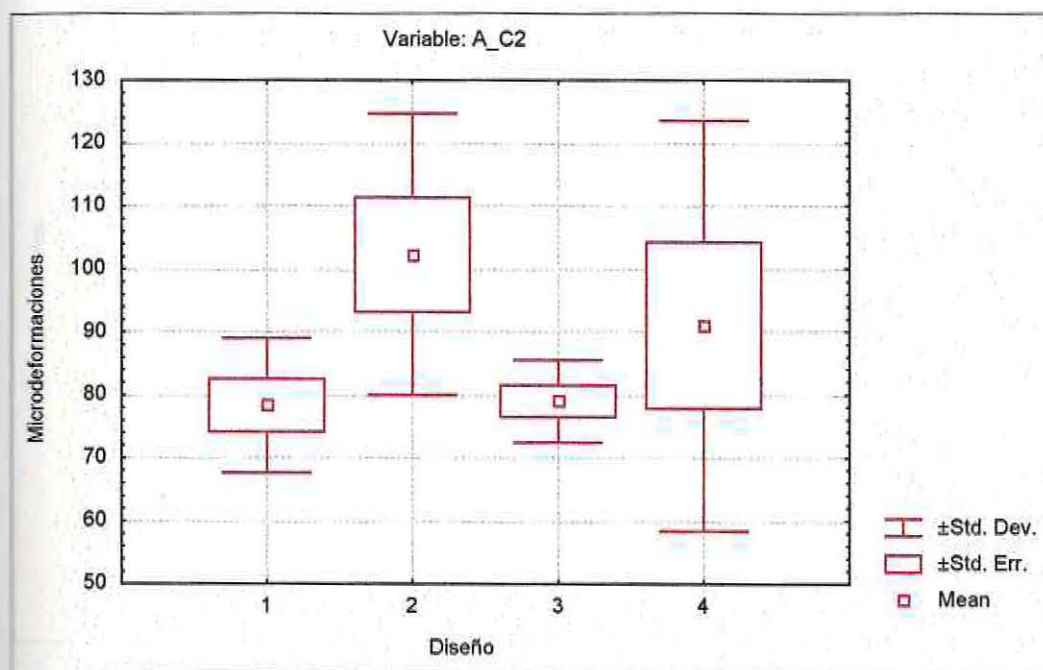
Descripción: Desde la gráfica y apoyados en el valor  $p$  del estadístico de Kruskal-Wallis ( $p = 0,1717$ ), podemos observar que no hay diferencias significativas en la microdeformación media entre los cuatro diseños con respecto al cilindro y la zona específica.

Tabla y gráfico comparativo de microdeformaciones medidas en la zona A, cuando se aplica la carga de 7,5 Kg. en el cilindro 2, entre los cuatro diseños protésicos.

Tabla V

Diseños			
D1c2A	D2c2A	D3c2A	D4c2A
65	80	85	55
70	82	83	65
72	84	85	66
84	125	72	130
88	120	70	120
91	123	79	110
<b>P=78,3333</b>	<b>P=102,333</b>	<b>P=79</b>	<b>P=91</b>

Gráfico 5



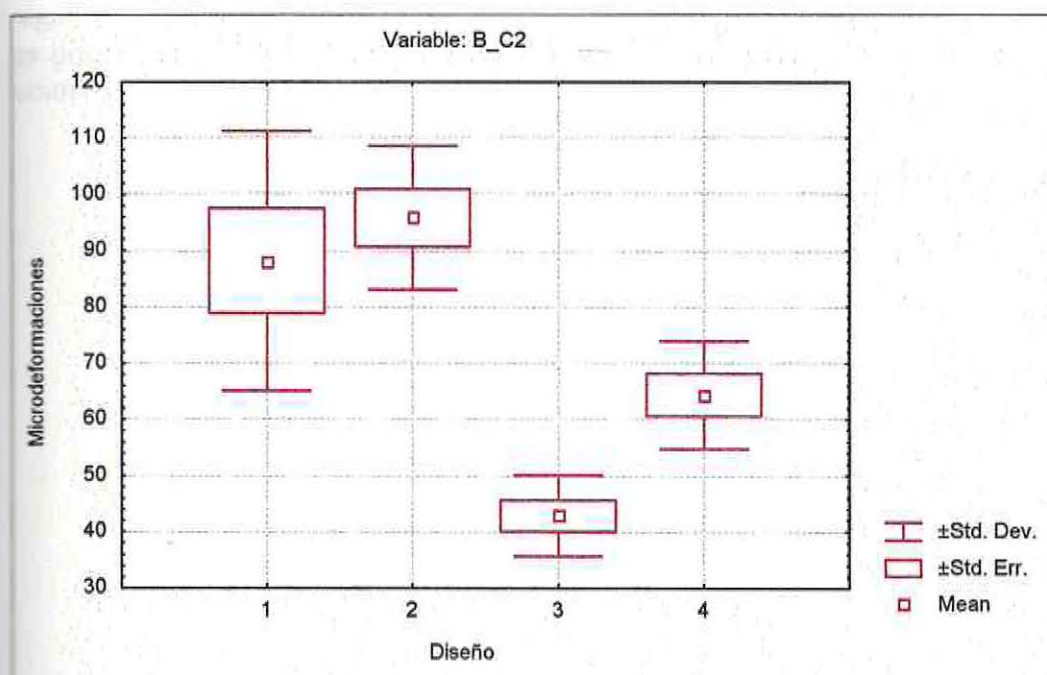
Descripción: Desde la gráfica y apoyados en el valor  $p$  del estadístico de Kruskal-Wallis ( $p = 0.4104$ ), podemos observar que no hay diferencias significativas en la microdeformación media entre los cuatro diseños con respecto al cilindro y la zona específica.

Tabla y gráfico comparativo de microdeformaciones medidas en la zona B, cuando se aplica la carga de 7,5 Kg. en el cilindro 2, entre los cuatro diseños protésicos.

Tabla VI

Diseños			
D1c2B	D2c2B	D3c2B	D4c2B
114	80	30	45
110	85	41	68
103	90	43	70
65	110	50	70
67	110	44	68
70	100	49	65
<b>P=88,1667</b>	<b>P=95,8333</b>	<b>P=42,8333</b>	<b>P=64,3333</b>

Gráfico 6



Descripción: Desde la gráfica y apoyados en el valor  $p$  del estadístico de Kruskal-Wallis ( $p = 0.0010$ ), podemos observar que hay diferencias significativas en la microdeformación media entre los cuatro diseños con respecto al cilindro y la zona específica. Ahora corresponde llevar a cabo comparaciones múltiples entre todos los diseños. Este procedimiento se muestra en el Anexo II.

Los resultados que arrojan las comparaciones entre los diseños indica que para los datos sometidos a estudio existe una significativa diferencia entre el diseño 1 con el diseño 3 en el cilindro 2 con respecto a la zona B y el diseño 2 con el diseño 3 en el cilindro 2 con respecto a la zona B, donde el valor tabulado es **2,865767**.

**Tabla VI.a** Resumen de comparaciones múltiples.

Diseños	Diferencia de Rangos	Error Estándar	Estadístico Z	Valor p
D1D2c2B	-2,58	4,08	0,63278485	0,999999
♣D1D3c2B	<b>12,58</b>	<b>4,08</b>	<b>3,082274593</b>	<b>0,012324</b>
D1D4c2B	5,67	4,08	1,388044188	0,990744
♣D2D3c2B	<b>15,17</b>	<b>4,08</b>	<b>3,715059443</b>	<b>0,001224</b>
D2D4c2B	8,25	4,08	2,020829038	0,259788
D3D4c2B	-6,92	4,08	1,694230405	0,541332

Comentario: Desde la tabla VI.a se puede apreciar que ♣ son las comparaciones significativamente diferentes. Acá se puede observar que la diferencia de los rangos D1 y D3 es positiva, con lo cual se observa que D3 produce menos microdeformaciones. Lo mismo ocurre con la diferencia de rangos entre D2 y D3.

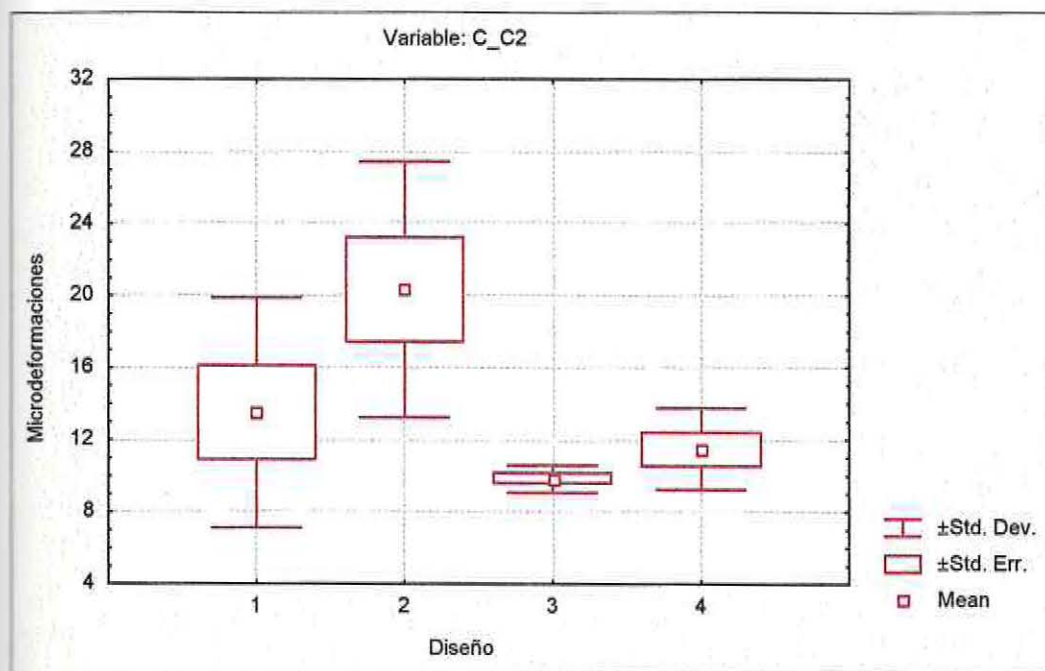


Tabla y gráfico comparativo de microdeformaciones medidas en la zona C, cuando se aplica la carga de 7,5 Kg. en el cilindro 2, entre los cuatro diseños protésicos.

Tabla VII

Diseños			
D1c2C	D2c2C	D3c2C	D4c2C
4	10	9	7
12	15	10	12
9	18	11	13
20	27	10	13
16	25	9	12
20	27	10	12
<b>P=13,5</b>	<b>P=20,3333</b>	<b>P=9,83333</b>	<b>P=11,5</b>

Gráfico 7



Descripción: Desde la gráfica y apoyados en el valor  $p$  del estadístico de Kruskal-Wallis ( $p = 0,0316$ ), podemos observar que hay diferencias significativas en la microdeformación media entre los cuatro diseños con respecto al cilindro y la zona específica. Ahora corresponde llevar a cabo comparaciones múltiples entre todos los diseños. Este procedimiento se muestra en el Anexo II.

El resultado que arroja las comparaciones entre los diseños indica que para los datos sometidos a estudio existe una diferencia significativa entre el diseño 2 y el diseño 3 en el cilindro 2 con respecto a la zona C, donde el valor tabulado es **2,865767**.

**Tabla VII.a** Resumen de comparaciones múltiples.

Diseños	Diferencia de Rangos	Error Estándar	Estadístico Z	Valor p
D1D2c2C	-6,00	4,08	1,469693846	0,849864
D1D3c2C	6,00	4,08	1,469693846	0,849864
D1D4c2C	1,00	4,08	0,244948974	0,999999
<b>♣D2D3c2C</b>	<b>12,00</b>	<b>4,08</b>	<b>2,939387691</b>	<b>0,019728</b>
D2D4c2C	7,00	4,08	1,71464282	0,51846
D3D4c2C	-5,00	4,08	1,224744871	0,99999

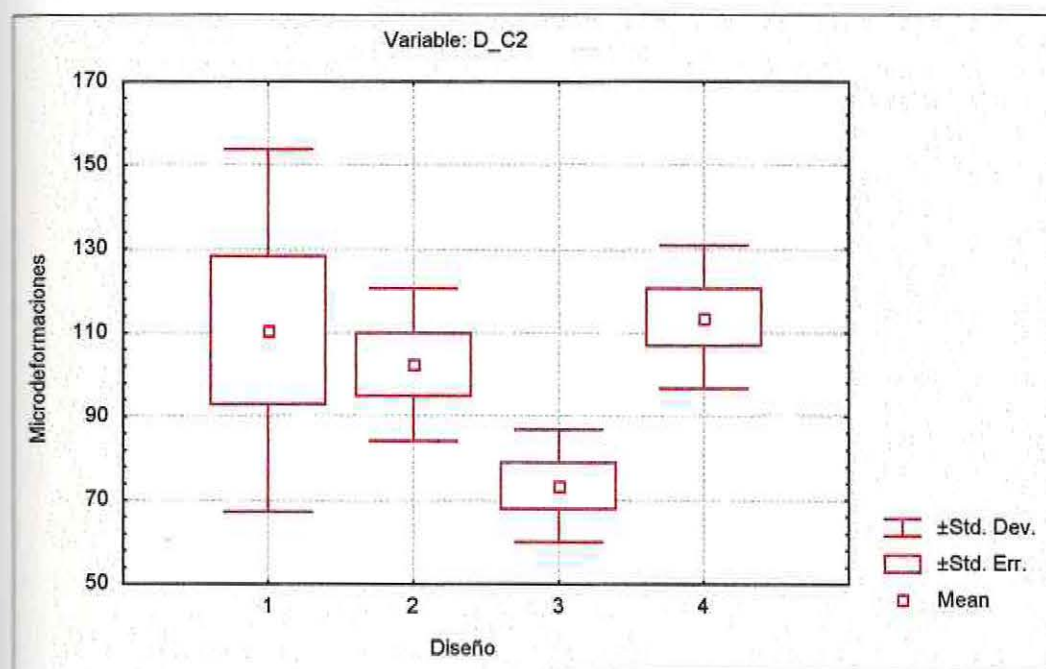
Comentario: Desde la tabla VII.a se puede apreciar que ♣ es la única comparación significativamente diferente, ya que la diferencia de los rangos D2 y D3 es positiva, con lo cual se observa que D3 produce menos microdeformaciones.

Tabla y gráfico comparativo de microdeformaciones medidas en la zona D, cuando se aplica la carga de 7,5 Kg. en el cilindro 2, entre los cuatro diseños protésicos.

Tabla VIII

Diseños			
D1c2D	D2c2D	D3c2D	D4c2D
70	80	56	135
73	87	60	120
70	91	72	110
150	120	80	90
151	118	83	100
149	118	90	128
<b>P=110,5</b>	<b>P=102,333</b>	<b>P=73,5</b>	<b>P=113,833</b>

Gráfico 8



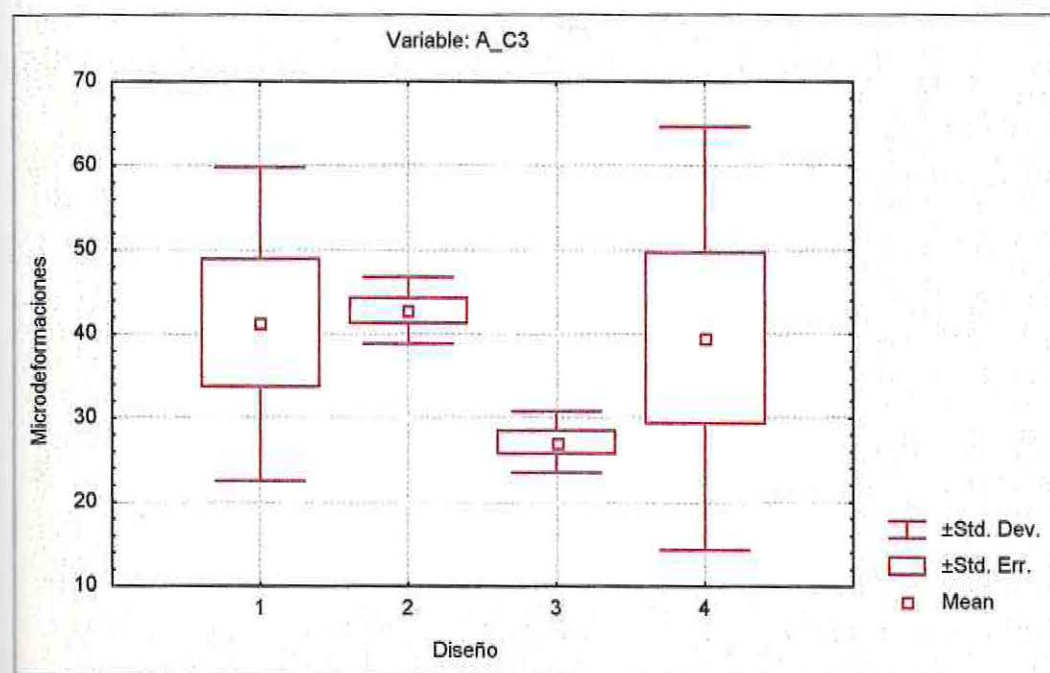
Descripción: Desde la gráfica y apoyados en el valor  $p$  del estadístico de Kruskal-Wallis ( $p = 0.0577$ ), podemos observar que no hay diferencias significativas en la microdeformación media entre los cuatro diseños con respecto al cilindro y la zona específica.

Tabla y gráfico comparativo de microdeformaciones medidas en la zona A, cuando se aplica la carga de 7,5 Kg. en el cilindro 3, entre los cuatro diseños protésicos.

Tabla IX

Diseños			
D1c3A	D2c3A	D3c3A	D4c3A
20	42	30	10
25	48	30	18
28	45	21	24
58	37	25	70
56	40	30	60
60	45	27	55
<b>P=41,1667</b>	<b>P=42,8333</b>	<b>P=27,1667</b>	<b>P=39,5</b>

Gráfico 9



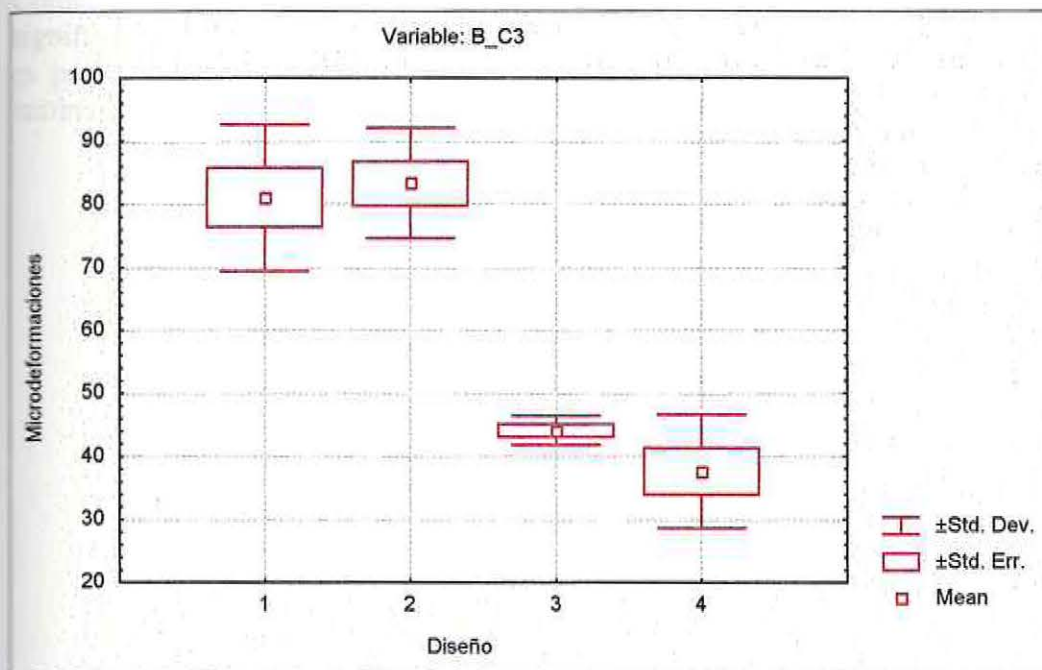
Descripción: Desde la gráfica y apoyados en el valor  $p$  del estadístico de Kruskal-Wallis ( $p = 0,3763$ ), podemos observar que no hay diferencias significativas en la microdeformación media entre los cuatro diseños con respecto al cilindro y la zona específica.

Tabla y gráfico comparativo de microdeformaciones medidas en la zona B, cuando se aplica la carga de 7,5 Kg en el cilindro 3, entre los cuatro diseños protésicos.

Tabla X

Diseños			
D1c3B	D2c3B	D3c3B	D4c3B
93	70	40	26
90	80	46	30
91	78	43	35
75	90	46	50
67	92	45	44
70	90	45	41
<b>P=81</b>	<b>P=83,3333</b>	<b>P=44,1667</b>	<b>P=37,6667</b>

Gráfico 10



Descripción: Desde la gráfica y apoyados en el valor  $p$  del estadístico de Kruskal-Wallis ( $p = 0.0005$ ), podemos observar que hay diferencias significativas en la microdeformación media entre los cuatro diseños con respecto al cilindro y la zona específica. Ahora corresponde llevar a cabo comparaciones múltiples entre todos los diseños. Este procedimiento se muestra en el Anexo II.

El resultado que arroja las comparaciones entre los diseños indica que para los datos sometidos a estudio existe una significativa diferencia entre el diseño 1 con el diseño 4 en el cilindro 3 con respecto a la zona B y el diseño 2 con el diseño 4 en el cilindro 3 con respecto a la zona B. Donde el valor tabulado es **2,865767**.

**Tabla X.a** Resumen de comparaciones múltiples.

Diseños	Diferencia de Rangos	Error Estándar	Estadístico Z	Valor p
D1D2c3B	-0,50	4,08	0,122474487	0,999999
D1D3c3B	10,25	4,08	2,510726986	0,072288
<b>♣D1D4c3B</b>	<b>13,25</b>	<b>4,08</b>	<b>3,245573909</b>	<b>0,007032</b>
D2D3c3B	10,75	4,08	2,633201473	0,050748
<b>♣D2D4c3B</b>	<b>13,75</b>	<b>4,08</b>	<b>3,368048396</b>	<b>0,004548</b>
D3D4c3B	3,00	4,08	0,734846923	0,999999

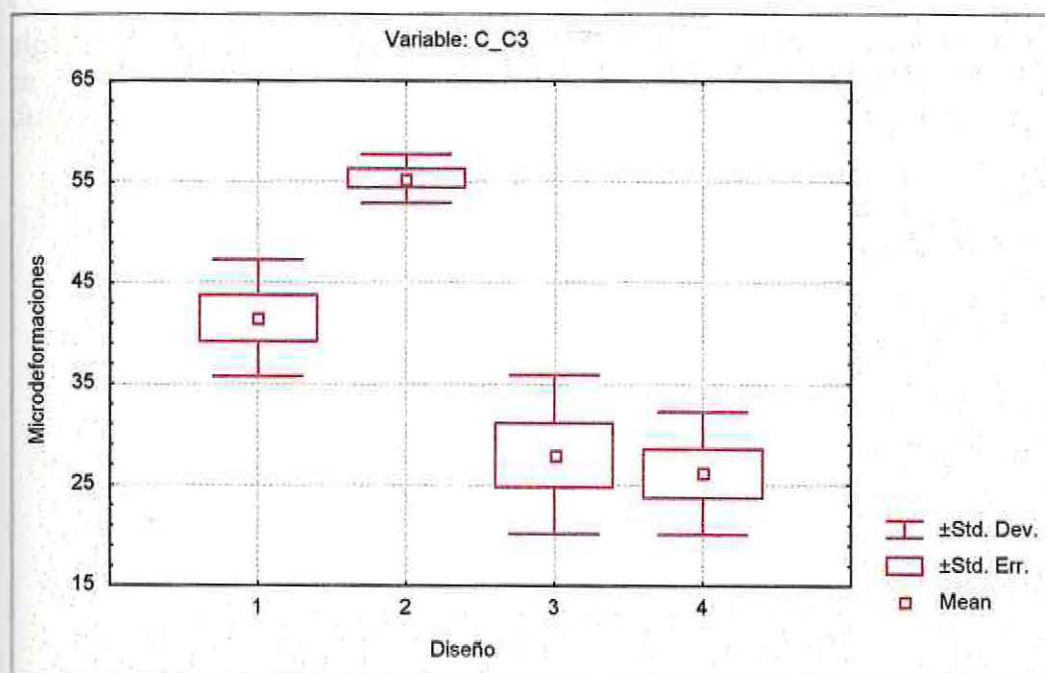
Comentario: Desde la tabla X.a se puede apreciar que ♣ son las comparaciones significativamente diferentes. Acá se puede observar que la diferencia de los rangos D1 y D4 es positiva, con lo cual se observa que D4 produce menos microdeformaciones. Lo cual también pasa con la diferencia de rangos entre D2 y D4.

Tabla y gráfico comparativo de microdeformaciones medidas en la zona C, cuando se aplica la carga de 7,5 Kg. en el cilindro 3, entre los cuatro diseños protésicos.

Tabla XI

Diseños			
D1c3C	D2c3C	D3c3C	D4c3C
37	53	27	17
35	54	20	27
37	53	19	28
45	57	40	21
48	59	32	32
47	56	30	32
<b>P=41,5</b>	<b>P=55,3333</b>	<b>P=28</b>	<b>P=26,1667</b>

Gráfico 11



Descripción: Desde la gráfica y apoyados en el valor  $p$  del estadístico de Kruskal-Wallis ( $p = 0.0003$ ), podemos observar que hay diferencias significativas en la microdeformación media entre los cuatro diseños con respecto al cilindro y la zona específica. Ahora corresponde llevar a cabo comparaciones múltiples entre todos los diseños. Este procedimiento se muestra en el Anexo II.

El resultado que arroja las comparaciones entre los diseños indica que para los datos sometidos a estudio existe una significativa diferencia entre el diseño 2 con el diseño 3 en el cilindro 3 con respecto a la zona C y el diseño 2 con el diseño 4 en el cilindro 3 con respecto a la zona C. Donde el valor tabulado es **2,865767**.

**Tabla XI.a** Resumen de comparaciones múltiples.

Diseños	Diferencia de Rangos	Error Estándar	Estadístico Z	Valor p
D1D2c3C	-6,50	4,08	1,592168333	0,668076
D1D3c3C	7,75	4,08	1,898354551	0,3459
D1D4c3C	8,75	4,08	2,143303525	0,192528
<b>♣D2D3c3C</b>	<b>14,25</b>	<b>4,08</b>	<b>3,490522883</b>	<b>0,002892</b>
<b>♣D2D4c3C</b>	<b>15,25</b>	<b>4,08</b>	<b>3,735471858</b>	<b>0,001128</b>
D3D4c3C	1,00	4,08	0,244948974	0,999999

Comentario: Desde la tabla *XI.a* se puede apreciar que ♣ son las comparaciones significativamente diferentes. Acá se puede observar que la diferencia de los rangos D2 y D3 es positiva, con lo cual se observa que D3 produce menos microdeformaciones. Y con la diferencia de rangos entre D2 y D4 se observa que D4 produce menos microdeformación.

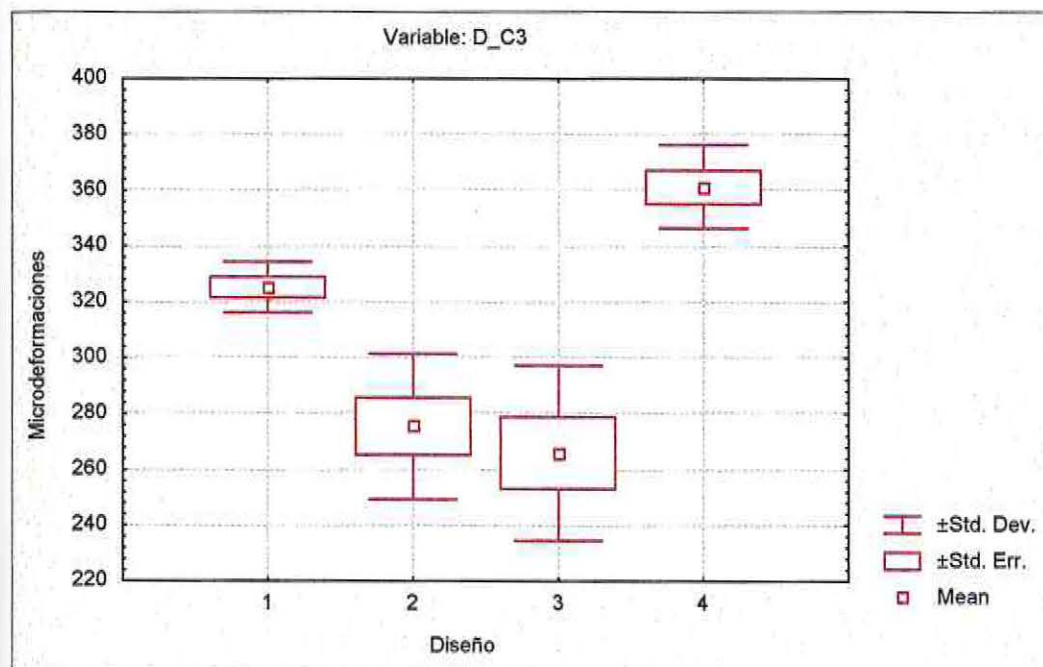


Tabla y gráfico comparativo de microdeformaciones medidas en la zona D, cuando se aplica la carga de 7,5 Kg. en el cilindro 3, entre los cuatro diseños protésicos.

Tabla XII

Diseños			
D1c3D	D2c3D	D3c3D	D4c3D
317	230	255	390
320	260	230	360
321	289	232	360
340	280	300	360
333	295	281	348
321	298	297	350
<b>P=325,333</b>	<b>P=275,333</b>	<b>P=265,833</b>	<b>P=361,333</b>

Gráfico 12



Descripción: Desde la gráfica y apoyados en el valor  $p$  del estadístico de Kruskal-Wallis ( $p = 0,0002$ ), podemos observar que hay diferencias significativas en la microdeformación media entre los cuatro diseños con respecto al cilindro y la zona específica. Ahora corresponde llevar a cabo comparaciones múltiples entre todos los diseños. Este procedimiento se muestra en el Anexo II.

El resultado que arroja las comparaciones entre los diseños indica que para los datos sometidos a estudio existe una significativa diferencia entre el diseño 2 con el diseño 4 en el cilindro 3 con respecto a la zona D y el diseño 3 con el diseño 4 en el cilindro 3 con respecto a la zona D. Donde el valor tabulado es **2,865767**.

**Tabla XII.a** Resumen de comparaciones múltiples.

Diseños	Diferencia De Rangos	Error Estándar	Estadístico Z	Valor p
D1D2c3D	8,75	4,08	2,143303525	0,192528
D1D3c3D	9,25	4,08	2,265778012	0,140784
D1D4c3D	-6,00	4,08	1,469693846	0,849864
D2D3c3D	0,50	4,08	0,122474487	0,999999
<b>♣D2D4c3D</b>	<b>-14,75</b>	<b>4,08</b>	<b>3,612997371</b>	<b>0,001812</b>
<b>♣D3D4c3D</b>	<b>-15,25</b>	<b>4,08</b>	<b>3,735471858</b>	<b>0,001128</b>

Comentario: Desde la tabla *XI.a* se puede apreciar que ♣ son las comparaciones significativamente diferentes. Acá se puede observar que la diferencia de los rangos D2 y D4 es positiva, con lo cual se observa que D2 produce menos microdeformaciones. Y con la diferencia de rangos entre D3 y D4 se observa que D3 produce menos microdeformaciones.



## DISCUSIÓN

La revisión de aspectos teóricos con relación a distintos tópicos, como la ubicación del apoyo y la relación del apoyo con el retenedor, nos indica que el retenedor Roach, es el más beneficioso para el diente pilar y hueso residual del extremo libre.

Coincidiendo con estudios de Romo, F. & Ramírez, M. 1995 y Romo, F. & Contreras, C. 1996, el diseño 3, que incluye un retenedor Roach en el diente 4.3 y brazo de resistencia largo resultó ser el que produce menor deformación en la zona D, que corresponde al hueso que circunda al diente pilar, y en la zona B que corresponde a la zona media del reborde.

Si bien, el diseño 2 que incluye un retenedor circunferencial simple en el diente pilar 4.3 y un brazo de resistencia corto, que presentó mayor deformación por tracción en la zona D, no fue estadísticamente significativo, con las seis mediciones realizadas. Esto se relaciona con los estudios de Kratochvil, F.J. & Thompson, W. 1981 y Romo, F. & Contreras, C. 1996.

La ventaja de un brazo de resistencia largo también se corrobora en este estudio, ya que el diseño 3 que lo presenta resulta ser el más beneficioso, en cambio, el diseño 2 que tiene un brazo de resistencia corto es el que trasmite mayores fuerzas compresivas al reborde residual. Estas sobrecargas generarían, apoyados en estudios de Oppenheim, 1930 y Weinmann, 1974, destrucción ósea por reabsorción

Resulta interesante hacer notar que al aplicar la fuerza en el cilindro 1 que corresponde a la zona más distal del reborde no se observan diferencias significativas entre los cuatro diseños al medir las deformaciones en la zona A y D, como habríamos esperado, esto se podría explicar por la longitud del extremo libre, que al ser largo, se produce flexión de la silla protésica, viéndose sobrepasada la capacidad de contrarrestar la fuerza con un brazo de resistencia mayor. En la Zona B si se observan diferencias, ya que corresponde a la ubicación medial de la silla y sufre menor flexión por lo que se ve en forma más significativa el efecto del brazo de resistencia protésico largo. Por lo tanto se comprueba el efecto de brazo de potencia y resistencia de los análisis teóricos para éste caso, sin embargo no para el caso de la zona más distal.

Dentro del análisis teórico se describe un eje de giro que une los apoyos más distales de la prótesis, este eje de giro sería único. Según nuestra observación el eje de giro es variable, ya que al aplicar una fuerza excesiva en la zona más distal del reborde se produce un levantamiento total de la prótesis, lo cual evidenciaría la existencia de un eje de giro más posterior. Además que los resultados arrojan valores negativos en la Zona C para todos los diseños cuando es cargada la zona más distal del reborde, es decir en el cilindro 1, con una fuerza de carga normal o funcional. Este punto también indicaría que no habría sobrecarga en la zona C sino que más posterior aún por lo que evidencia nuevamente un eje de giro posterior.

Otro punto a destacar es que la diferencia de resiliencia de la mucosa es diferente en todas las zonas de la cavidad oral, lo que es reproducido en nuestro modelo experimental con una diferencia de resiliencia con un promedio de 9. Sin embargo esta diferencia podría influir en la ubicación del verdadero eje de giro protésico.

Al analizar las magnitudes de las fuerzas aplicadas en las distintas zonas se evidencia el mayor traspaso de carga al diente pilar, lo que se observa al comparar cuando nos cargamos en el cilindro 2 y observamos las zonas B y D. Ya que todos los diseños presentan una conexión rígida.

Los resultados podrían ser diferentes dependiendo del ajuste que presente la silla protésica al reborde residual, como reflejan estudios de (Eick & cols., 1987).

## CONCLUSIONES

1. El diseño 3 resultó ser el que produce las menores microdeformaciones en la zona B cuando se aplica la carga de 7,5 Kg/mm<sup>2</sup> sobre el cilindro 1. En contrapartida el diseño 2 fue el que generó las mayores deformaciones en la zona cuando se aplica la carga en el mismo cilindro.
2. El diseño 3 produjo las menores deformaciones en la zona B cuando se aplicó la fuerza sobre el cilindro 2, siendo el diseño 2 seguido por el diseño 1 los que generaron los mayores esfuerzos en el reborde en esa zona.
3. El diseño 3 resultó ser el que produce menores microdeformaciones en la zona B cuando se aplica la carga sobre el cilindro 2, en cambio, el diseño 2 genera las mayores deformaciones seguido del diseño 1.
4. El diseño 3 produce menos deformación en la zona C cuando se aplica la fuerza en el cilindro 2, siendo el diseño 2 el que provoca las mayores microdeformaciones para la misma zona.
5. El diseño 4 provocó el menor estrés en la zona B cuando se aplicó la carga en el cilindro 3, en contrapartida fue el diseño 2 el que generó las mayores deformaciones.
6. El diseño 4 resultó ser el que produce las menores deformaciones en la zona C cuando se carga el cilindro 3, seguido por el diseño 3, en cambio, el que produce mayores deformaciones en el reborde es el diseño 2.
7. El diseño 3 produce la menor deformación en la zona D cuando se carga el cilindro 3, seguido por el diseño 2, siendo el diseño 4 en que genera el mayor estrés.
8. En la zona D, que corresponde al hueso que circunda al diente pilar 4.3, en diseño 3 produce las menores deformaciones, al cargar el cilindro 1, aunque su ventaja no resultó estadísticamente significativa.
9. Los diseños 3 y 4 que presentan en el diente pilar un retenedor Roach, resultaron ser, los más beneficiosos para el extremo libre ya que generaron, en la mayoría de las mediciones las menores microdeformaciones.
10. Al combinar en un diseño un brazo de resistencia largo, es decir donde el retenedor de la hemiarcada opuesta al extremo libre se ubica en el diente canino, con un retenedor Roach en el diente pilar 4.3 se observaron menores deformaciones que si se analizan los diseños sólo de acuerdo a su brazo de resistencia.
11. En esta investigación no se pudo demostrar que el brazo de resistencia por si solo fuese más beneficioso para el extremo libre.

12. El eje de giro variará dependiendo de la magnitud de la fuerza y la diferencia de resiliencia entre la mucosa del reborde y el diente.
13. Ante fuerza compresivas aplicadas en el sector más distal de la silla (Zona A), se observó un levantamiento total de la prótesis.
14. En extremos libres largos, la silla protésica en su parte más distal produce igual sobrecarga del reborde ya que se sobrepasa la rigidez de ésta y transmite directamente la carga sobre el reborde.

## SUGERENCIAS

En el presente estudio se obtuvieron resultados con diferencias de magnitud entre los distintos diseños en las cuatro zonas estudiadas que en seis de las doce comparaciones no resultaron ser estadísticamente significativas, lo cual podría ser diferente al realizar un número mayor de réplicas.

El ajuste, forma de preparación, cantidad de aleación metálica y grado de activación de los retenedores en los diseños protésicos son factores que influyen en la transmisión de carga en el modelo experimental. Pero en este caso la magnitud de las cargas utilizadas no permitió evidenciar tales factores. Por lo cual sería adecuado en estudios posteriores comparar distintos diseños con magnitudes de carga diferentes.

Las mediciones que se realizaron con un lector digital unicanal podrían haber sido de mayor precisión y simplicidad si se realizaran con un lector digital multicanal, lo cual habría permitido realizar de una sola vez las mediciones, observando los resultados para todas las zonas simultáneamente cuando se aplicaba la carga en un determinado cilindro.

Si bien, sólo utilizamos fuerzas axiales, sabemos que existen otras fuerzas más desfavorables para el reborde, como son las fuerzas horizontales o tumbantes. Sin embargo, en este estudio nos preocupamos solamente de las fuerzas axiales, porque son las que demuestran claramente el efecto de la cinemática en los análisis teóricos de fuerza.

Este diseño de modelo experimental es limitado en múltiples factores, como para poder extrapolarlo a la boca, sin embargo, para los objetivos del estudio y el de poder comparar diferentes diseños en relación a su cinemática los resultados han sido satisfactorios.

Sugerimos para estudios posteriores la realización de análisis in vitro con la técnica del elemento finito que permitiría obtener resultados de mayor exactitud.

Con las tecnologías actuales no es posible desarrollar un modelo en Chile que reproduzca exactamente el terreno biológico de la boca. Por lo cual sería interesante poder repetir este estudio en condiciones in vivo.



## RESUMEN

Se midió in vitro la fuerza compresiva generada por cuatro distintos diseños protésicos, sobre el reborde residual de un extremo libre unilateral mandibular.

Se confeccionó, un modelo experimental mandibular usando acrílico rosado de termopolimerización, para el hueso, silicona termopolimerizable resiliente Molloplast, para la encía y ligamento periodontal y dientes de acrílico; de manera tal de imitar la diferencia de resiliencia entre la mucosa y el diente, a este modelo se adhirieron deformímetros o strain gauges, que captaron las microdeformaciones que se produjeron al aplicar una carga sobre cada diseño de 7,5 Kg/mm<sup>2</sup>, que corresponde a una fuerza funcional habitual.

Se confeccionaron dos bases metálicas para cada diseño, en la silla de extremo libre se realizaron tres cilindros donde se aplicó la carga con la máquina Instron, se hicieron 72 mediciones para cada diseño.

Los datos obtenidos fueron analizados estadísticamente mediante la metodología de Kruskal-Wallis, obteniéndose en seis de las doce comparaciones diferencias significativas, siendo el diseño tres, que incluía un retenedor Roach, y un brazo de resistencia largo el que provocaba menor compresión en la mayoría de los casos.

## BIBLIOGRAFÍA.

- Craig, R.G. (1988), Propiedades Mecánicas. En: Materiales Dentales Restauradores, Buenos Aires: Editorial Mundi. SAIC y F, pp. 65-108.
- Eick, J.D.; Browning, J.D.; Stewart, C.D. and McGarrah, H.E. (1987): Abutment tooth movement relate to fit of a removable partial denture. *J. Prosthet. Dent.* 57: 67-72.
- Faundes, M.; García, J.L. y Rivera, A. (1999): Visión Actual de la Rahabilitación del Extremo Libre. Apuntes de la Cátedra de Prótesis Removible, Universidad de Valparaíso, Chile.
- García, J.L. (1996): Cinemática en prótesis parcial, análisis de la vía de carga, estática en prótesis parcial, conceptos de eje de giro. Apuntes de la Cátedra de Prótesis Removible, Universidad de Valparaíso, Chile.
- García, J.L. (1997): Elementos de Anclaje Extracoronario. Apuntes de la Cátedra de Prótesis Removible, Universidad de Valparaíso, Chile.
- García, J.L. (1998): Soporte, Retención y Estabilidad en Prótesis Totales. Apuntes de la Cátedra de Prótesis Removible, Universidad de Valparaíso, Chile.
- Graber, G.; Besimo, C.; Wiel, P. (1993), Análisis vectorial durante la planificación de esqueléticos. En: Atlas de Prótesis Parcial, Barcelona: Ediciones Científicas y Técnicas S.A., pp. 94-121.
- Koriath, T.W.; Hannam, A.G. (1994): Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching. *J. Dent. Res.* 73: 56-65.
- Kratochvil, F.J. (1963): The influence of occlusal rest position and clasp desing on movement of abutment teeth. *J. Prosthet. Dent.* 13: 114-120.
- Kratochvil, F.J.; Caputo, A.A. (1974): Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 32: 52-61.
- Kratochvil, F.J.; Thompson, W.D. and Caputo, A.A. (1977): Evaluation of photoelastic stress patterns produced by varius designs of bilateral distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 38: 261-265.
- Kratochvil, F.J.; Thompson, W. D. and Caputo, A.A.(1981): Photoelastic analysis of the stress patterns on tooth and bone with attachment retainers for removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 46: 21-29.
- Kratochvil, F.J. (1988), Tipos de Prótesis Parciales. En: Prótesis Parcial Removible, Buenos Aires: Editorial Interamericana. McGraw - Hill, pp. 48-69.
- Loza, D. (1992), Estabilización. En : Prótesis Parcial Removible, Buenos Aires: Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, pp. 41-43.
- Mcgivney, G.P.; Castleberry, D.J.(1992), Clasificación de los Arcos Parcialmente Desdentados, Consideraciones sobre Bases de Dentaduras, Soporte para Base Protética a Extensión Distal. En: Prótesis Parcial Removible de McCracken, Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, pp. 30-33, 139-140, 308-315.
- Mallat, E.D.; Keogh, T.P. (1995), Componentes de una Prótesis Parcial Removible. En: Prótesis Parcial Removible, Madrid: Mosby – Doyma Libros, S.A., pp. 17-28.
- Mans, A.; Díaz, G. (1988), Fuerza Masticatoria. En : Sistema Estomatognático, Santiago: Sociedad Gráfica Almagro Ltda., pp. 75-78,

- Mau Chou, T.; Caputo, A.; Moore, D. and Xiao, B. (1989): Photoelastic analysis and comparison of from - transmission characteristics of intracoronal attachments with clasps distal- extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 62: 313- 319.
- Olavarria, L.E.; Moukarzel, V. (1995): El Elemento Mecánico Partes I y II. Apuntes de la Cátedra de Prótesis Removible, Universidad de Valparaíso, Chile.
- Oppenheim, A. (1930): Bone Changing During Tooth Movement. *J. Orthod. Oral Surg.* 16:535.
- Rivera, A. (1999): Acción de la Sillas Protésicas sobre el Reborde Residual. Apuntes de la Cátedra de Prótesis Removible, Universidad de Valparaíso, Chile.
- Rebossio, A.D. (1963), Morfología y Función en Relación a Protética, Biomecánica. En: Prótesis Parcial Removible. (como parte del tratamiento del parcialmente desdentado), Buenos Aires: Editorial Mundy. SAIC y F, pp. 5-25, 86-107.
- Romo, F.; Ramírez, M. (1995): Estudio del desplazamiento del diente pilar en prótesis de extremo libre con distintos tipos de complejos retentivos. *Rev. Dent. Chile.* 86: 174-181.
- Romo, F.; Contreras, C. (1996): Medición in vitro de distintos tipos de retenedores. *Rev. Fac. Odont. Univ. De Chile,* 14: 39-42.
- Steenbecker, O. (1994): Principios Físico-Mecánicos. Apuntes de la Cátedra de Oportoria Dental, Universidad de Valparaíso, Chile.
- Stewart, K.L.; Rudd, K.D.; Kuebker, W.A. (1993), Componentes de una dentadura parcial removible, Principios de la dentadura parcial removible. En: Prostodoncia Parcial Removible, G.C.Santa Cruz, Caracas: Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericana, C.A., pp. 59-96, 97-115.
- Todescan, R.; Bernardes da silva, E.; Da Silva, O.J.(1996), Sistemas Da Prótese Parcial Removivel, Prótese Parcial Removivel Dentomucossuportada. En : Atlas de Prótese Removivel, Sao Paulo: Livraria Editora Santos, pp. 39-62, 238-294.
- White, J.T. (1978): Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutment. *J. Prosthet. Dent.* 40: 143-151.
- Weinmann, J.P.; Secher, H. (1947), Bone and Bones. En: Fundamental of Bone Biology, St. Luis: Mosby, pp:1930.
- Zach, G.A. (1975): Advantages of mesial rest for removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 33: 32-35.

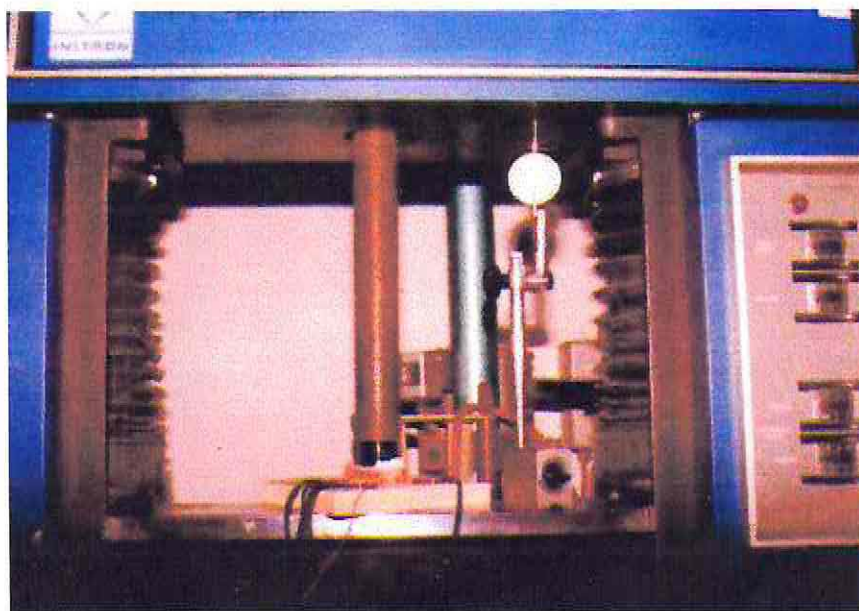
## ANEXOS

### I- FOTOGRAFÍAS

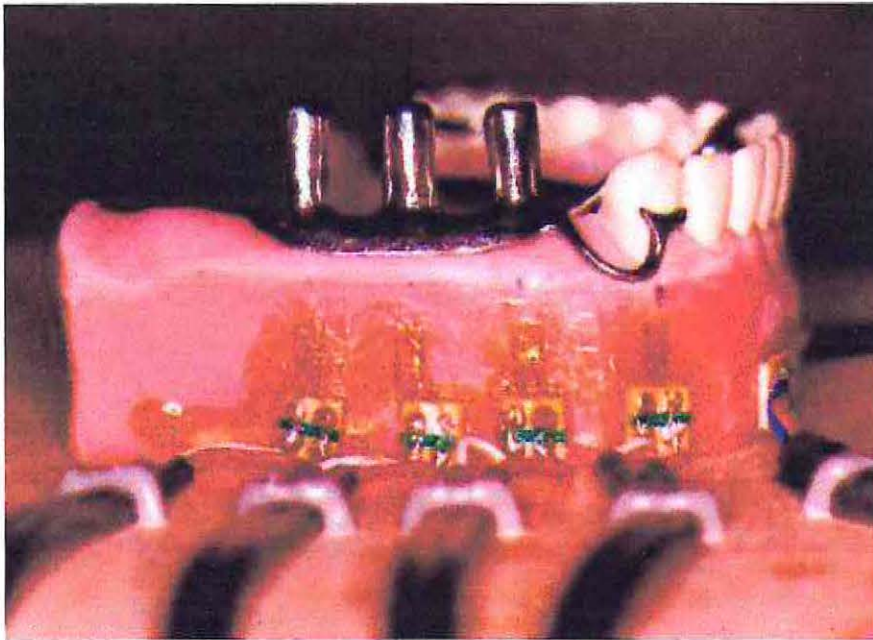
**Fotografía 1:** Modelo Experimental Mandibular



**Fotografía 2:** Calibración del Modelo.



**Fotografía 3:** Vista Lateral del Modelo. Cilindros de Carga en la Base Metálica (Cilindro N°1- N°2 – N°3).



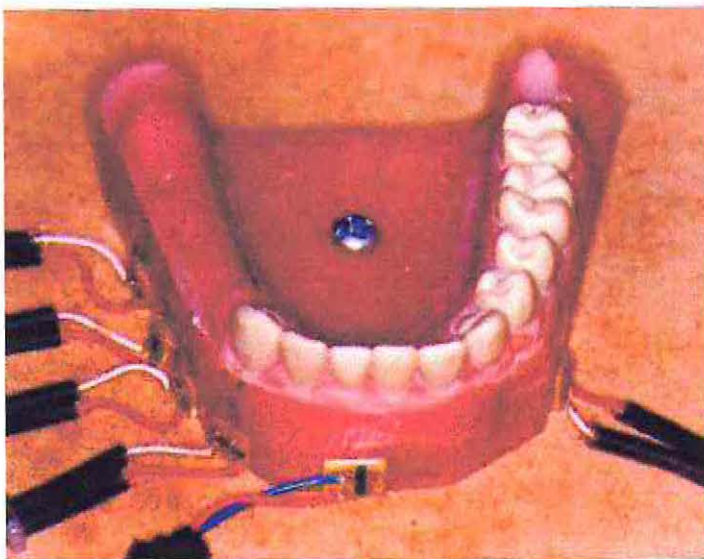
**Fotografía 4:** Diseños de las bases metálicas con sus respectivas réplicas.



**Fotografía 5:** Strain-Gauges o Deformímetros



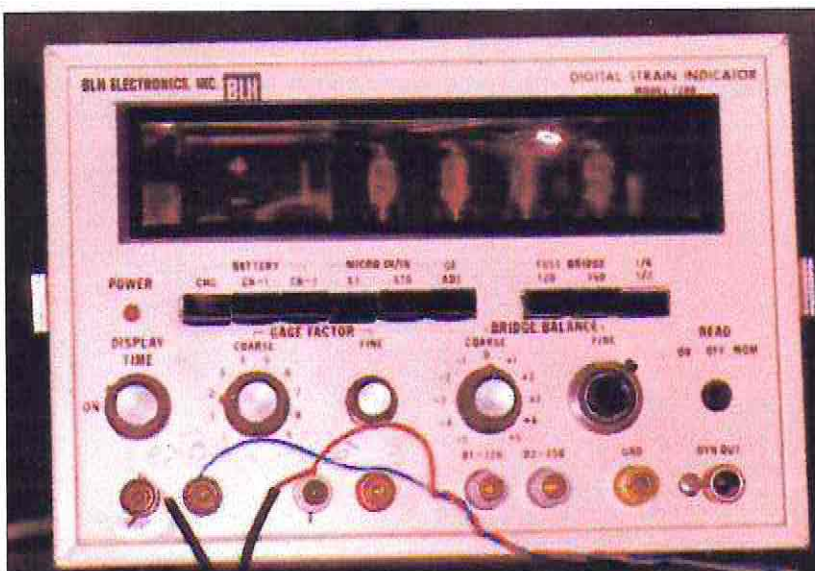
**Fotografía 6:** Vista Frontal del Modelo con los Strain-Gauges en su ubicación.



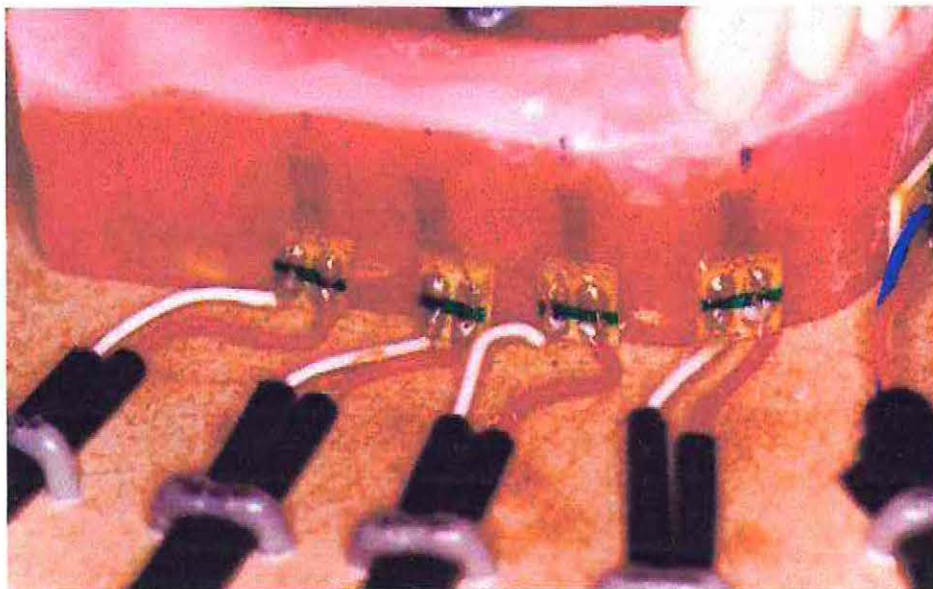
**Fotografía 7:** Adhesivo Super Bonder 495 para acrílico marca Loctite®



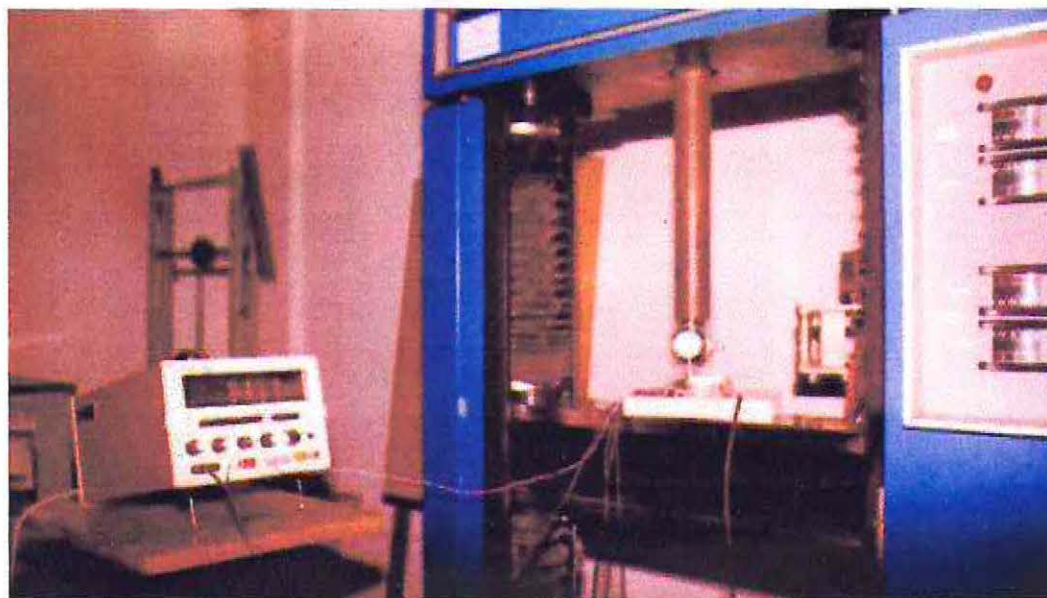
**Fotografía 8:** Indicador Digital, Modelo 1200, marca BLH Electronics, INC.



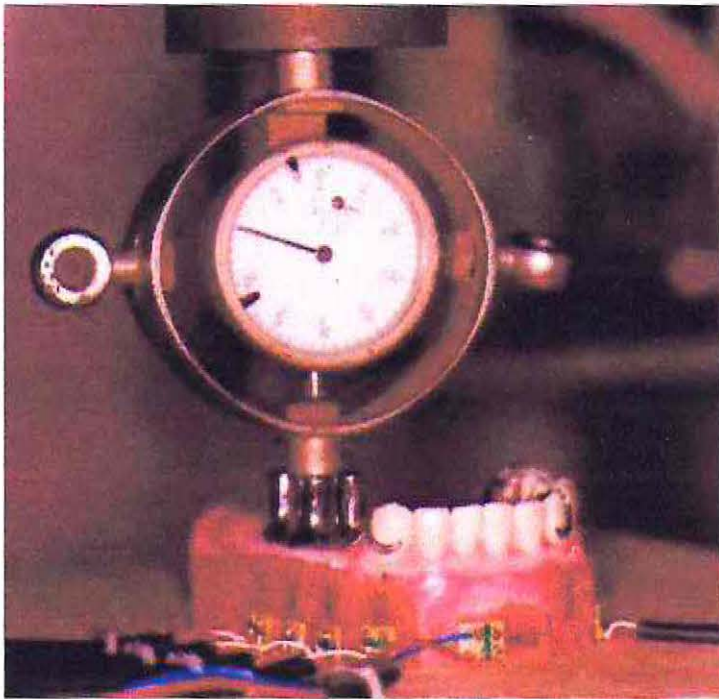
**Fotografía 9:** Vista Lateral del Modelo. Zonas de Medición (A, B, C y D).



**Fotografía 10:** Máquina Instron aplicando la carga sobre el Modelo.



**Fotografía 11:** Aplicación de la carga en cilindro N°2. Controlando la magnitud de la carga con Dinamómetro.



**Fotografía 12:** Instrumentos de Experimentación.



## II - METODOLOGÍA ESTADÍSTICA

### TEST DE SUMAS DE RANGOS DE KRUSKAL - WALLIS (Test No-Paramétrico)

Esta prueba permite comparar los niveles medios para cada uno de  $k$  tratamientos (poblaciones). Los datos consisten en un total de  $N = \sum_{j=1}^k n_j$  datos con  $n_j$  observaciones para el  $j$ -ésimo tratamiento,  $j = 1, 2, \dots, k$ .

El modelo básico es:

$$Y_{ij} = \mu + \tau_j + \varepsilon_{ij}, \quad i = 1, \dots, n_j \quad \text{y} \quad j = 1, \dots, k \quad (1)$$

donde  $\mu$  es la media general,  $\tau_j$  es el efecto  $j$ -ésimo tratamiento, y  $\sum_{j=1}^k \tau_j = 0$ . Se supone que los términos de error  $\varepsilon_{ij}$  son mutuamente independientes.

El interés recae en la hipótesis

$$H_0 : \tau_1 = \tau_2 = \dots = \tau_k$$

contra

$$H_1 : \tau_r \neq \tau_s, \text{ para algún } r, s. (r \neq s)$$

El procedimiento es como sigue, se ubican todas las  $N$  observaciones conjuntamente, de menor a mayor. Sea  $r_{ija}$  el rango de  $Y_{ij}$ , con esto se calcula,

$$R_j = \sum_{i=1}^{n_j} r_{ij}, \quad j = 1, \dots, k \quad (2)$$

de este modo  $R_j$  es la suma de los rangos obtenidos para el tratamiento  $j$ -ésimo. El estadístico de prueba está definido por:

$$H = \frac{12}{N(N+1)} \sum_{j=1}^k \frac{R_j^2}{n_j} - 3(N+1) \quad (3)$$

Es posible mostrar que  $H$  tiene una distribución asintótica chi-cuadrado con  $k - 1$  grados de libertad (cuando  $n$  tiende a infinito). De este modo un criterio es, rechazar  $H_0$  a un nivel  $\alpha$  (aproximado) si:

$$H \geq \chi_{k-1}^2(1 - \alpha)$$

## COMPARACIONES MÚLTIPLES

Una vez que se ha aplicado el procedimiento para docimar la igualdad de tratamientos, el problema es seleccionar cuál de los tratamientos, de existir alguno, difiere de los otros. De este modo se debe realizar  $k(k - 1)/2$  decisiones, una para cada par de tratamientos. El procedimiento se resume a continuación:

1. Calcular las  $k(k - 1)/2$  diferencias absolutas  $|R_{\cdot r} - R_{\cdot s}|$ ,  $r < s$ . Donde  $R_{\cdot 1}, \dots, R_{\cdot k}$  denotan los rangos promedios y están dados por:

$$R_{\cdot j} = \frac{R_j}{n_j}$$

2. Se decide rechazar  $H_0: \tau_r = \tau_s$

$$\text{Si } |R_{\cdot r} - R_{\cdot s}| \geq y(\alpha, k, n).$$

(para valores seleccionados de  $\alpha, k, n$ ) los  $y(\alpha, k, n)$  pueden hallarse en las tablas del libro de Hollander y Wolfe (1973).