

# UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARIA

## FACULTAD DE ODONTOLOGIA

Segunda Especialidad en Rehabilitación Oral



**“Efecto de la fuerza compresiva en la resistencia a la fractura de las bases protésicas reforzadas con fibra de polietileno , con malla metálica y convencionales, Arequipa 2013”**

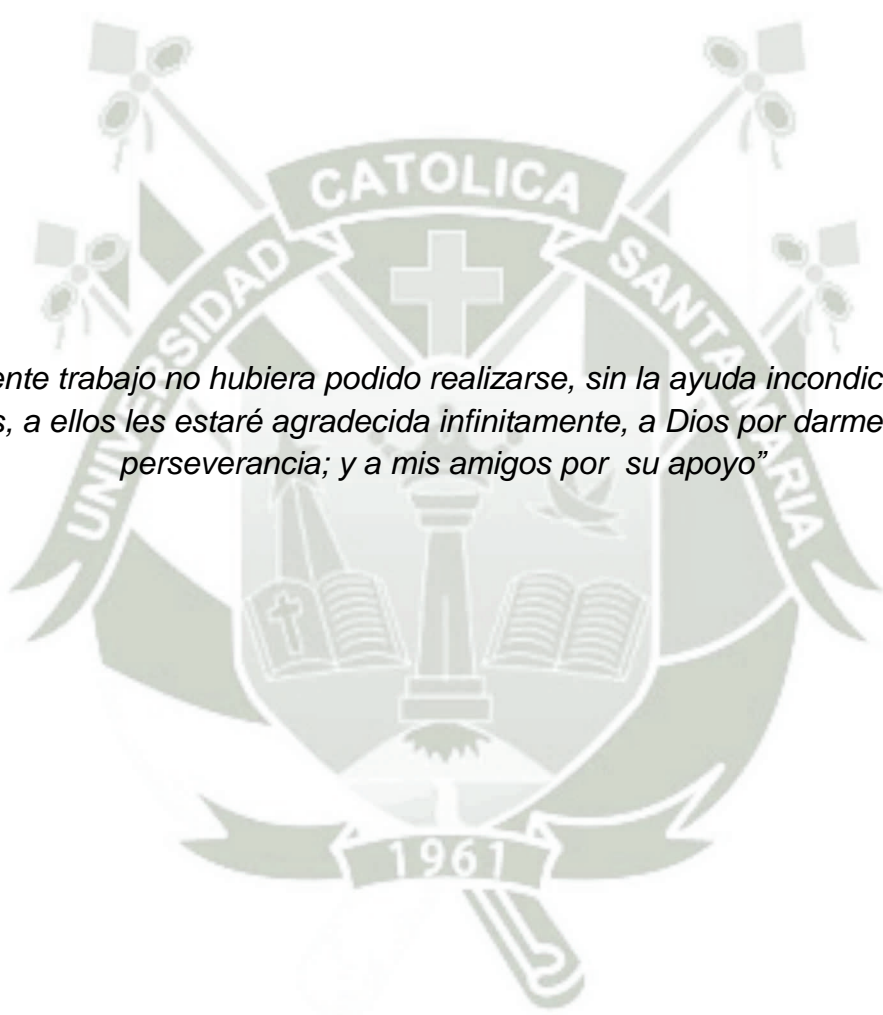
Tesis presentada por:

**CD. Geovanna Lourdes de los Milagros Pizarro Perea.**

Para optar el título profesional de:  
**Segunda Especialidad en Rehabilitación Oral.**

**AREQUIPA-PERÚ**

**2013**



*“Este presente trabajo no hubiera podido realizarse, sin la ayuda incondicional de mis padres, a ellos les estaré agradecida infinitamente, a Dios por darme la fe y perseverancia; y a mis amigos por su apoyo”*

## ÍNDICE

|                  |     |
|------------------|-----|
| ▪ RESUMEN .....  | i   |
| ▪ ABSTRACT ..... | iii |

## CAPÍTULO I

|   |           |
|---|-----------|
| <b>I. PLANTEAMIENTO TEÓRICO</b>               |           |
| <b>1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN</b>           | <b>1</b>  |
| <b>1.1. DETERMINACION DEL PROBLEMA</b>        | <b>1</b>  |
| <b>1.2. ENUNCIADO</b>                         | <b>1</b>  |
| <b>1.3. DESCRIPCION</b>                       | <b>1</b>  |
| a. Área del conocimiento                      | 1         |
| b. Análisis u operacionalización de variables | 1         |
| <b>1.4. JUSTIFICACIÓN</b>                     | <b>2</b>  |
| c. Interrogantes básicas                      | 2         |
| d. Taxonomía de la Investigación              | 2         |
| <b>2. OBJETIVOS</b>                           | <b>2</b>  |
| <b>3. MARCO TEORICO</b>                       | <b>3</b>  |
| <b>3.1. MARCO CONCEPTUAL</b>                  | <b>3</b>  |
| <b>3.1.1 BASE PROTÉTICA</b>                   | <b>3</b>  |
| 3.1.1. A Definición                           | 3         |
| 3.1.1. B. Clasificación                       | 3         |
| <b>3.1.2. RESINAS ACRÍLICAS</b>               | <b>3</b>  |
| 3.1.2. A Antecedentes                         | 4         |
| 3.1.2. B Definición                           | 4         |
| 3.1.2. C Usos                                 | 4         |
| 3.1.2. D. Propiedades                         | 5         |
| 3.1.2. E. Composición                         | 7         |
| 3.1.2. F. Clasificación                       | 9         |
| <b>3.1.3. METIL METACRILATO</b>               | <b>11</b> |
| a. Propiedades físicas                        | 11        |

|  |           |
|--|-----------|
| <b>3.1.4. POLI METIL METACRILATO</b>                                   | <b>12</b> |
| <b>3.1.5. CONCEPTO DE FUERZA</b>                                       | <b>13</b> |
| <b>3.1.6. CONCEPTO DE TENSIÓN</b>                                      | <b>14</b> |
| <b>3.1.7. PROPIEDADES MECÁNICAS ESTÁTICAS</b>                          | <b>14</b> |
| 3.1.7. A. Efecto de dos fuerzas opuestas                               | 15        |
| 3.1.7. B. Efecto de una fuerza compresiva<br>Sobre un cuerpo en reposo | 15        |
| 3.1.7. C. Corte o cizallamiento  | 16        |
| 3.1.7. D. Tracción   | 17        |
| 3.1.7. E. Flexión  | 18        |
| 3.1.7. F. Torsión  | 18        |
| <b>3.1.8 RESISTENCIA</b>   | <b>21</b> |
| <b>3.1.8.1 Propiedades de la resistencia</b>                           | <b>21</b> |
| 3.1.8.1. A Límite proporcional   | 21        |
| 3.1.8.1. B Límite elástico   | 21        |
| 3.1.8.1. C Resistencia máxima a la ruptura                             | 22        |
| 3.1.8.1. D Resistencia máxima a la tracción                            | 22        |
| 3.1.8.1. E Resistencia máxima al cizallamiento                         | 22        |
| 3.1.8.1. F Resistencia máxima a la compresión                          | 22        |
| <b>3.2 ANÁLISIS DE ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS</b>                     | <b>23</b> |
| <b>4. HIPÓTESIS</b>  | <b>27</b> |

## CAPÍTULO II

### PLANTEAMIENTO OPERACIONAL

|  |           |
|--|-----------|
| <b>1. TÉCNICA, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN</b> |           |
| 1.1 Técnica  | 28        |
| 1.2. Instrumentos.   | 28        |
| 1.2.1. Instrumento documental                                | 29        |
| 1.2.2. Instrumento mecánico                                  | 30        |
| 1.2.3. Materiales:   | 31        |
| <b>2. CAMPO DE VERIFICACIÓN</b>                              | <b>31</b> |
| 2.1. Ubicación espacial                                      | 31        |
| 2.2. Ubicación temporal                                      | 31        |
| 2.3. Unidades de estudio                                     | 31        |
| <b>3. ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN</b>                          | <b>32</b> |
| <b>3.1 ORGANIZACIÓN</b>                                      | <b>32</b> |
| <b>3.2. RECURSOS</b>   | <b>32</b> |
| 3.1.1 Recursos humanos                                       | 33        |
| 3.1.2. Recursos físicos                                      | 33        |
| 3.1.3 Recursos económicos                                    | 33        |
| <b>3.3. VALIDACIÓN DEL INSTRUMENTO</b>                       | <b>33</b> |
| <b>4. ESTRATEGIA PARA EL MANEJO DE LOS RESULTADOS</b>        | <b>34</b> |
| 4.1. Plan de procesamiento de los datos                      | 34        |
| 4.2. Plan de análisis de los datos                           | 34        |

## CAPÍTULO III

|                        |           |
|------------------------|-----------|
| <b>RESULTADOS</b>      | <b>35</b> |
| <b>DISCUSIÓN</b>       | <b>48</b> |
| <b>CONCLUSIONES</b>    | <b>50</b> |
| <b>RECOMENDACIONES</b> | <b>51</b> |

## CAPÍTULO IV

|                              |           |
|------------------------------|-----------|
| <b>CRONOGRAMA DE TRABAJO</b> | <b>52</b> |
|------------------------------|-----------|

|                     |                     |           |
|---------------------|---------------------|-----------|
|                     | <b>CAPÍTULO V</b>   |           |
| <b>BIBLIOGRAFÍA</b> |                     | <b>53</b> |
|                     | <b>CAPÍTULO VI</b>  |           |
| <b>HEMEROGRAFÍA</b> |                     | <b>54</b> |
|                     | <b>CAPÍTULO VII</b> |           |
| <b>ANEXOS</b>       |                     | <b>55</b> |



## RESUMEN

El uso de las prótesis totales se ha convertido en uno de los tratamientos más comunes ofrecidos por los cirujanos dentistas, a aquellos pacientes con edentulismo maxilar. La fractura y deformación de las dentaduras son problemas recurrentes y comunes para los portadores de éstas.

La fractura de las bases protésicas para dentaduras postizas normalmente se produce debido a la caída accidental y mal manejo de estos materiales. Fractura repetida de bases protésicas para dentaduras postizas podría ser un problema para los materiales de prótesis hechas de resinas acrílicas debido a la falta de tenacidad de los materiales a base de PMMA.

En el medio existen materiales de refuerzo para evitar la deformación y fractura, algunas bases de dentadura pueden estar reforzadas de metales o aleaciones de éstos, la mayoría de las bases de dentadura se fabrican usando polímeros comunes elegidos en base a la disponibilidad, dimensión, estabilidad, características de manejo, color y compatibilidad con los tejidos orales. El acrílico de termocurado sigue siendo el material más común para la confección de bases protésicas, pero estos materiales son moderadamente flexibles y frágiles al impacto pero resistentes a la rotura por fatiga. Según revisión bibliográfica los daños más comúnmente producidos son en las prótesis completas del maxilar superior, sobre todo por fractura en la región de la línea media.

Dado que las dentaduras completas dependen enteramente de los tejidos blandos y tejido óseo como soporte, es preferible que la base de la prótesis sea rígida y se someta a poca deformación en el momento de masticar. El uso de refuerzos para las bases protésicas podrían presentar una mayor tenacidad y así podrían disminuir la ruptura de las prótesis totales.

Para la presente tesis se realizó una investigación experimental observacional de laboratorio, cuyo propósito fue examinar la influencia de los materiales de refuerzo

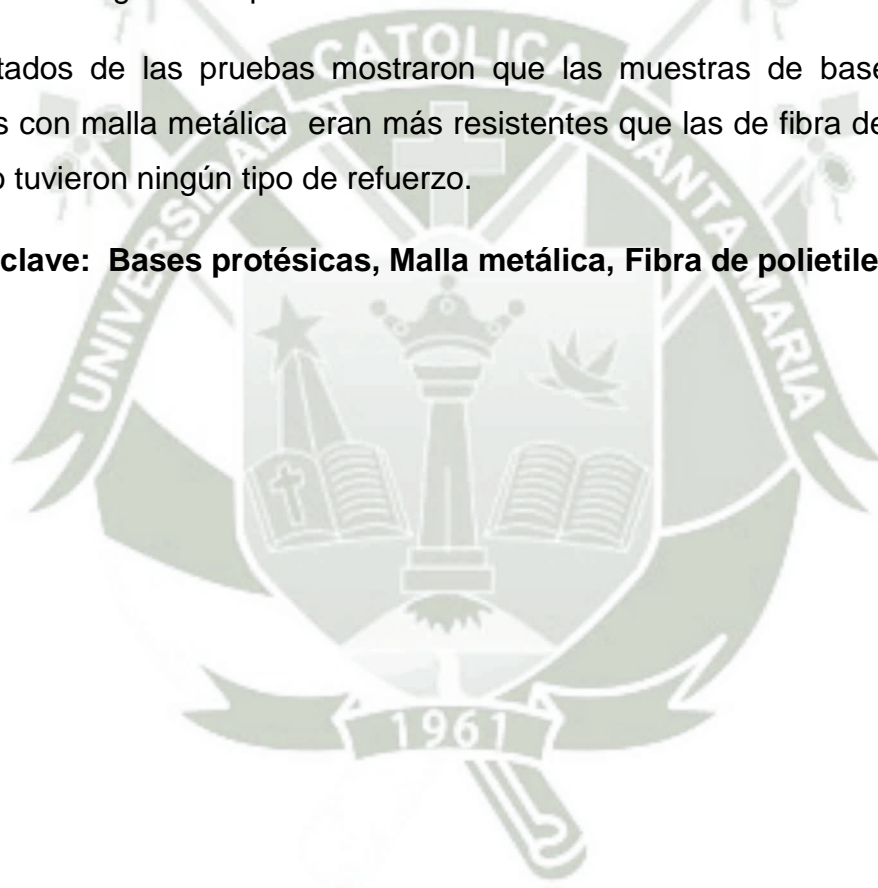
dentro de la base de acrílico en la resistencia a la fractura frente a fuerzas compresivas

Se compararon 3 grupos de 20 muestras cada uno, el primer grupo fueron bases protésicas convencionales, sin ningún tipo de refuerzo, el segundo grupo constituido por bases protésicas reforzadas con malla metálica y el tercer grupo por bases protésicas reforzadas con fibras de polietileno a nivel de la línea media.

Todas las muestras fueron sometidas a diferentes cargas, la fuerza compresiva se aplicó a nivel de la zona media del paladar, éstas fuerzas variaron entre 24,905 kg y 98,893 Kg hasta lograr su ruptura.

Los resultados de las pruebas mostraron que las muestras de bases protésicas reforzadas con malla metálica eran más resistentes que las de fibra de polietileno y las que no tuvieron ningún tipo de refuerzo.

**Palabras clave: Bases protésicas, Malla metálica, Fibra de polietileno.**



## ABSTRACT

The use of dentures has become one of the most common treatments offered by dentists to patients with edentulous maxilla. The fracture and deformation of dentures are recurrent and common carriers for these problems.

The fracture of the denture base denture usually occurs due to accidental loss and misuse of these materials. Repeated fractured denture bases could be a problem for prostheses materials made of acrylic resin due to lack of toughness of PMMA -based materials.

In the middle are reinforcement materials to prevent deformation and fracture , some denture bases may be reinforced metals or alloys thereof , most denture bases are made using common polymers chosen based on availability , size , stability , handling characteristics , color and compatibility with oral tissues. The thermosetting acrylic remains the most common for making denture base materials, but these materials are moderately flexible and fragile but resistant to impact fatigue failure. According to literature review damages are most commonly produced in maxillary complete dentures, especially fracture in the region of the midline.

Since the dentures depend entirely of soft tissue and bone tissue as a support, it is preferable that the denture base is rigid and undergoes little deformation upon chewing. The use of reinforcement for denture bases may have higher toughness and thus may decrease the breakdown of dentures.

This thesis for observational research lab experimental performed, whose purpose was to examine the influence of the reinforcement materials in the acrylic base on fracture resistance against compression forces

3 groups of 20 samples each were compared, the first group were conventional denture bases without any reinforcement, the second group consisting of denture bases reinforced with wire mesh and the third group for denture bases reinforced with polyethylene fibers level the midline.

All samples were subjected to different loads, the compressive force is applied at the level of the middle of the palate, these forces ranged from 24.905 kg 98.893 kg to achieve rupturing.

The test results showed that samples of denture base reinforced with a wire mesh were more resistant than the polyethylene fiber which did not have any reinforcement

**Keywords:** Bases prosthetic, Metal mesh, Polyethylene fiber.



## I. PLANTEAMIENTO TEORICO

### 1. PROBLEMA DE INVESTIGACION

#### 1.1. DETERMINACION DEL PROBLEMA

Un problema común que se presenta en el uso de las prótesis totales removibles es la fractura de éstas. El rehabilitador oral cuenta con una serie de artificios que pueden mejorar la resistencia a la fractura, pero el paciente muchas veces no las acepta por el factor estético o por el ligero incremento en el peso de las prótesis.

#### 1.2. ENUNCIADO

“Efecto de la fuerza compresiva en la resistencia a la fractura de las bases protésicas reforzadas con fibra y con malla metálica, Laboratorio de la Facultad de odontología. Arequipa 2013.”

#### 1.3. DESCRIPCION

##### a. Área del conocimiento

- Área general: Ciencias de la salud.
- Área específica: Odontología.
- Especialidad: Rehabilitación oral.
- Línea: Prótesis Total Removible

##### b. Operacionalizacion de variables

|            | <b>Variables</b>           | <b>Indicadores</b> |
|------------|----------------------------|--------------------|
| <b>V.E</b> | Fuerza compresiva.         |                    |
| <b>V.D</b> | Resistencia a la fractura. |                    |

#### 1.4. JUSTIFICACIÓN

Interrogantes Básicas:

- ¿Cuál será la resistencia a la fractura frente a la fuerza compresiva en prótesis totales removibles reforzadas con fibra?
- ¿Cuál será la resistencia a la fractura frente a la fuerza compresiva en prótesis totales removibles con malla metálica?
- ¿Cuál es la diferencia en la resistencia a la fractura frente a la fuerza compresiva entre las prótesis totales removibles reforzadas con fibra y con malla metálica?

| Abordaje     | Tipo de estudios              |               |                                  |                    |                       |                            |             |
|--------------|-------------------------------|---------------|----------------------------------|--------------------|-----------------------|----------------------------|-------------|
|              | Técnica de Recolección        | Tipo de Datos | Número de Mediciones de Variable | Número de muestras | Ámbito de Recolección | Diseño                     | Nivel       |
| Cuantitativo | Observacional<br>Experimental | Prospectivo   | Transversal                      | Comparativo        | Laboratorio           | Comparativo<br>prospectivo | Explicativo |

#### 2. OBJETIVOS

- Determinar la resistencia a la fractura frente a la fuerza compresiva en prótesis totales removibles reforzadas con fibra.
- Precisar la resistencia a la fractura frente a la fuerza compresiva en prótesis totales removibles con malla metálica.
- Establecer la diferencia en la resistencia a la fractura frente a la fuerza compresiva entre las prótesis totales removibles reforzadas con fibra y con malla metálica.

### 3. MARCO TEÓRICO

#### 3.1. MARCO CONCEPTUAL

##### 3.1.1. BASE PROTÉTICA

###### 3.1.1.a DEFINICIÓN

Parte de una prótesis de metal, resina o una combinación de ambos materiales, que sostiene los dientes artificiales y/o recibe soporte de los dientes pilares, del reborde alveolar residual o de ambos.<sup>1</sup>

Se entiende por base, la parte de la prótesis que está en contacto con el tejido blando de los maxilares y que sirve de soporte a los dientes artificiales.<sup>2</sup>

###### 3.1.1.b CLASIFICACIÓN

De acuerdo con su composición, se clasifican de la siguiente manera:<sup>3</sup>

###### *Metálicos*

- Aleaciones de oro.
- Aleaciones de cromo-cobalto.
- Aleaciones de cromo-níquel.
- Aleaciones de titanio.

###### *No metálicos*

- Termoplásticos: resina acrílica, resinas de poli estireno, resina acrovínlica.
- Termocombinados: vulcanita, baquelita.

##### 3.1.2 RESINAS ACRÍLICAS

###### 3.1.2.a ANTECEDENTES

Las resinas acrílicas aparecieron en el campo dental en 1934 “Neohekolite” y en 1935 “Kallodent” en formato comercial termoplástico, fruto de la búsqueda de un material que sirviera como base de la prótesis y que reuniera una serie de

<sup>1</sup>JABLONSKY, Stanley. Diccionario ilustrado de Odontología. Pág 163.

<sup>2</sup>COVA NATERA, José Luis. Biomateriales Dentales. Pág 313.

<sup>3</sup>COVA NATERA, Biomateriales Dentales. Pág. 313.

requisitos, tanto estéticos como funcionales, adecuados para tal uso. Sin embargo no fue hasta en 1937 que aparecieron en formato polvo-líquido tal como se usa la actualmente “Paladon” que ya patento Kulzer en 1935.<sup>4</sup>

### 3.1.2.b.DEFINICIÓN

Las resinas acrílicas son derivados del etileno y contienen un grupo vinilo en su fórmula estructural. Hay por lo menos dos series de resinas acrílicas de interés odontológico. Una serie derivada del ácido acrílico,  $\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$ , y la otra del ácidometacrílico,  $\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$ . Estos dos compuestos polimerizan por adición de la manera corriente.<sup>5</sup>

Sin embargo, los poliácidos acrílicos o metacrílico no se usan por poseer una gran sorción de agua.

En su lugar se utilizan los esteres de estos ácidos. El éster es el resultado de la reacción de un ácido orgánico y un alcohol.<sup>6</sup>

### 3.1.2.c.USOS

Las resinas acrílicas tienen una gran variedad de aplicaciones en odontología protésica

- Dientes artificiales
- Carillas estéticas en restauraciones de coronas y puentes
- Coronas provisionales.
- Portaimpresiones o cubetas individuales para impresiones.,
- Placas bases o bases de registro.
- Bases de prótesis removibles parciales o totales.
- Material para rebasar y reparar prótesis.

### 3.1.2.d.PROPIEDADES DE LOS MATERIALES PARA BASES DE DENTADURAS

La siguiente lista enumera los requisitos que debe reunir un material para bases de dentaduras clínicamente aceptable:

<sup>4</sup>FONOLLOSA PLA, Josep Ma. Prótesis Removible de Resina. Pág. 39.

<sup>5</sup> PHILLIPS, Ralph. op. cit. Pág. 146.

<sup>6</sup>GUZMAN BAEZ, Humberto José. Biomateriales odontológicos de Uso Clínico. Pág. 181.

- Resistencia y durabilidad adecuadas.
- Propiedades térmicas satisfactorias.
- Exactitud durante el procesado y estabilidad dimensional.
- Buena estabilidad química.
- Insolubilidad y escasa sorción de las secreciones orales.
- Ausencia de sabor y olor.
- Biocompatibilidad .
- Aspecto natural.
- Estabilidad de color.
- Facilidad de trabajo y reparación.<sup>7</sup>

#### *RESISTENCIA A LA TRACCIÓN Y COMPRESIÓN*

Existe una ligera diferencia entre las resinas acrílicas y las resinas de polivinilo-acrílico. En el caso de las resinas coladas, éstas tienen una resistencia traccional ligeramente más alta que las termocuradas.<sup>8</sup>

#### *ELONGACIÓN*

Las resinas de polivinilo-acrílico tienen una mayor elongación que las resinas acrílicas, lo que trae como consecuencia mayor tenacidad y mayor resistencia a la deformación antes de fracturarse.<sup>9</sup>

---

<sup>7</sup>CRAIG, Robert. Materiales de Odontología Restauradora. Pág. 500.

<sup>8</sup>COVA NATERA, Ob. Cit. Pág. 318.

<sup>9</sup>Idem.

### CARACTERÍSTICAS DE RESISTENCIA DE PLÁSTICOS PARA BASE DE PRÓTESIS

| PROPIEDADES   | POLIMETACRILATO<br>DE METILO | POLIVINIL<br>ACRILICO | POLIESTIRENO<br>ACRILICO | RESINA<br>EPOXICA |
|---|------------------------------|-----------------------|--------------------------|-------------------|
| Resistencia a la tracción                                   | 7-9.000                      | 7.500                 | 6000-7500                | 9-12.000          |
| Resistencia a la compresión                                 | 11.000                       | 10 1 .000             | 15.000                   | 1                 |
| Elongación  | 1-2                          | 7-10                  | 1-4                      | 4,5-5,5           |
| Módulo de elasticidad                                       | 5,5 x 10                     | 3.3x10                | 5,3x10                   | X105              |
| Límite proporcional   | 3800                         | 4200                  | 3.500                    |                   |
| Resistencia al impacto                                      | 60                           | 180                   | 50-60                    | 60-90             |
| Deflexión transversal                                       |                              |                       |                          |                   |
| Mm 3500gm   | 13                           | 1-1,8                 |                          |                   |
|   |                              |                       |                          |                   |
| Mm 3500gm   | 4,2-10,5                     | 3,3-5-1               | 2,9                      |                   |
| Resistencia transversal (gm)                                | 6-8.000                      | 6-8.000               |                          |                   |
| Resistencia flexional(lb/pulg)                              | 12-17.000                    | 10-16.000             | 8-16.000                 |                   |
| Resistencia a la fatiga (ciclos 2500 lb/pulg <sup>2</sup> ) | 1,5x10                       | 1x10                  | 4,5x10                   |                   |
| Fluencia en frío (%)  | 3-5                          |                       |                          |                   |
| KHN   | 16-22                        | 14-20                 | 14-20                    | 16-22             |

**Fuente: Cova Natera. Biomateriales Dentales.**

**PROPIEDADES DE PLÁSTICOS PARA BASE DE DENTADURAS**

| <b>PROPIEDADES</b>                       | <b>POLI(METACRILATO DE METILO)</b> | <b>POLIVINIL-ACRÍLICO</b> |
|--|------------------------------------|---------------------------|
| <b>Densidad</b>                          | 1.16-1.18                          | 1.21-1.36                 |
| <b>Contracción de polimerización</b>     | 6                                  | 6                         |
| <b>Estabilidad dimensional</b>           | Buena                              | Buena                     |
| <b>Sorción de agua</b>                   | 0.69                               | 0.26                      |
| <b>Solubilidad</b>                       | 0.02                               | 0.01                      |
| <b>Resistencia a ácidos débiles</b>      | Buena                              | Excelente                 |
| <b>Resistencia a bases débiles</b>       | Buena                              | Excelente                 |
| <b>Efectos solvente orgánicos</b>        | Aromáticos y clorados              | Aromáticos                |
| <b>Facilidad de procesado</b>            | Buena                              | Buena                     |
| <b>Adhesión a materiales y porcelana</b> | Pobre                              | Pobre                     |
| <b>Adhesión a acrílicos</b>              | Buena                              | Buena                     |
| <b>Colorabilidad</b>                     | Buena                              | Buena                     |
| <b>Estabilidad de color</b>              | Adquiere color amarillo            | Amarillo algunas veces    |
| <b>Sabor y olor</b>                      | Ninguno                            | Ninguno                   |
| <b>Compatibilidad tisular</b>            | Buena                              | Buena                     |
| <b>Vida útil</b>                         | Polvo y líquido buena gel regular  | Gel regular               |

**Fuente: Cova Natera. Biomateriales Dentales**

### 3.1.2.e.COMPOSICIÓN

A.FORMA FÍSICA: Las resinas acrílicas se suministran por lo general en forma de un polímero en polvo y un monómero líquido

*Líquido:*

- Monómero de metacrilato de metilo (MMA): es el principal componente de la parte líquida (92-96%).
- Inhibidor Orgánico como la hidroquinona (0.003-0.1%) para prevenir una polimerización indeseada del monómero durante el almacenamiento por efecto del calor, de la luz o de pequeñas cantidades de oxígeno.
- Agente de enlace cruzado cross link como el dimetacrilato de etilenglicol (2-14%) el cual produce una estructura de red que proporciona mayor resistencia a la deformación.
- Activadores: se utilizan activadores químicos en el caso de resinas autopolimerizables como ácido sulfínico o una amina terciaria como la dimetil-p-toluidina la cual reacciona con el peróxido de benzoilo descomponiéndolo iniciando la polimerización del monómero a temperatura ambiente. En el caso de las resinas de termopolimerizado el activador es el calor.

*Polvo:*

- Esferas prepolimerizadas de Polimetacrilato de metilo (PMMA): es el principal componente del polvo de las resinas para bases de prótesis (97-99%).

Se trata de gránulos de polimetacrilato de unas 100 $\mu$ , estos pueden ser de dos formas esféricos o granulados, son incoloros.

- Iniciador: este componente es fundamental ya que es el iniciador del proceso de polimerización del monómero al ser activado. Suele ser el peróxido de benzoilo en una proporción de 0.5-1.5%.
- Plastificante: facilitan y aceleran la manipulación debido a que aumenta la plasticidad de la masa de la resina. Como agente plastificante se utiliza ftalato de dibutilo (2-7%). Este se puede incorporar al monómero líquido.

- Pigmentos y opacificadores: los primeros se utilizan para obtener las diferentes tonalidades de los tejidos bucales. Se utilizan compuestos como el sulfuro de mercurio (rojo), sulfuro de cadmio (amarillo), óxido férrico (marrón) o el carbón (negro). Los opacificadores se añaden en pequeñas cantidades de dióxido de titanio para incrementar la opacidad hasta que el material tiene aproximadamente la misma traslucidez que la mucosa oral.
- Fibras orgánicas: teñidas color rojizo de nylon o fibras acrílicas para simular los minúsculos vasos sanguíneos presentes bajo la mucosa oral.<sup>10</sup>

### 3.1.2.f. CLASIFICACIÓN

<sup>11</sup>Las resinas acrílicas pueden clasificarse desde varios puntos de vista:

*De acuerdo con el tipo de curado:*

- Resinas de autocurado.
- Resinas de termocurado.
- Resinas de fotocurado.

*De acuerdo con el método de procesado:*

- Resina procesada en muflas con yeso o silicona.
- Resina procesada con microondas.
- Resinas procesadas con lámparas de luz visible.

Las resinas acrílicas se derivan del etileno y contienen un grupo vinilo en su fórmula estructural. Existen dos series de resinas acrílicas que son de interés dental. Una serie se deriva del ácido acrílico,  $\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$ , y la otra del ácido metacrílico,  $\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$ . Ambos componentes polimerizan por adición en la forma acostumbrada.<sup>12</sup>

<sup>10</sup>GUZMÁN BAEZ, Humberto José. Ob. Cit. Pág. 182.

<sup>11</sup>COVA NATERA, Jose Luis. Ob. Cit. Pág. 316.

<sup>12</sup>PHILLIPS, Ralph. Ob. Cit. Pág. 146

Aunque los poliácidos son duros y transparentes, su polaridad, relacionada con el grupo carboxilo, causa imbibición de agua. El agua tiende a separar la cadena y causa ablandamiento general y pérdida de resistencia.

Debido a que R puede ser también cualquiera radical orgánico o inorgánico, es evidente que miles de resinas acrílicas diferentes son capaces de formarse. Además, las consideraciones no incluyen las posibilidades de copolimerización, las cuales son mayores.

El efecto de la esterificación sobre el puente de ablandamiento de algunos polimetacrilatos se muestra en el siguiente cuadro.

**Tabla 1.**  
**Temperatura de ablandamiento de los esteres de polimetacrilato**

| Polimetacrilato | Tg(C) |
|-----------------|-------|
| Metilo          | 125   |
| Etilo           | 65    |
| N-propilo       | 38    |
| Isopropilo      | 95    |
| n-butilo        | 33    |
| Isobutilo       | 70    |
| Sec-butilo      | 62    |
| Tert-amilo      | 76    |
| Fenilo          | 120   |

Esta temperatura es siempre definida para los polímeros no cristalinos, como los polimetacrilatos.

Si la cadena lateral se alarga de manera considerable, cuando más larga sea, más baja será la temperatura de ablandamiento o de transición del vidrio. Por ejemplo, el poli metil metacrilato es la resina más dura de la serie con la temperatura de ablandamiento más alta. El etil metacrilato tiene un punto más bajo de ablandamiento y endurecimiento superficial, y el n-propil metacrilato tiene un punto incluso más bajo de ablandamiento y dureza. Si emplea un isómero de cadenas recta como agente

esterificante, la temperatura de ablandamiento aumenta por encima del componente de la cadena normal recta. Por ejemplo, la temperatura de ablandamiento del poli (isopropil metacrilato) es mayor que la del poli (etil metacrilato) es sólo de 38 C. Como el peso molecular de la cadena recta de los grupos alquilo aumentan, el punto de ablandamiento continuará disminuyendo hasta que llegue al estado líquido a temperatura ambiente.

Por ejemplo, el poli (dodecil metacrilato) ( $\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOC}_{12}\text{H}_{25}$ ) es un moderno líquido viscoso a la temperatura ambiente. Algunas resinas, como los polímeros de adición de isobutileno, puede ser líquidas a temperaturas tan bajas como -70C.

La esterificación con un alcohol aromático aumenta el punto de ablandamiento, aun cuando el peso molecular de los componentes aromáticos y alifáticos esterificados sea igual.

### 3.1.3. METIL METACRILATO

El metil metacrilato no se usa mucho en odontología en el procedimiento de moldeado. En cambio, el monómero líquido metil metacrilato se mezcla con el polímero, que está en forma de polvo. El monómero disuelve parcialmente el polímero y forma una masa plástica. Esta masa es empacada dentro del molde, y el monómero es polimerizado. En consecuencia, el monómero del metil metacrilato es de importancia considerable en odontología.<sup>13</sup>

#### a. *Propiedades físicas del metil metacrilato*

El metil metacrilato es un líquido claro y transparente a la temperatura ambiente, con las propiedades físicas siguientes:

- Punto de fusión: -48C.
- Punto de ebullición: 100,8C.
- Densidad: 0.945 g/m la 20C.
- Temperatura de polimerización: 12.9 Kcal/mol.

---

<sup>13</sup>GUZMÁN BAEZ, Humberto José. Ob. Cit. Pág. 182.

Tiene presión de vapor elevada y es solvente orgánico excelente. Aunque la polimerización del metil metacrilato puede ser iniciada por luz ultravioleta, luz visible o calor, comúnmente es polimerizada en odontología por el uso de un iniciador químico.<sup>14</sup>

Las condiciones para la polimerización del metil metacrilato no son críticas y no son decisivas con tal que la reacción no se lleve a cabo demasiado rápido. El grado de polimerización varía con las condiciones de polimerización, como temperatura, método de activación, tipo de iniciador, concentración del iniciador, purificación de los químicos y factores similares. Por su rápida polimerización en condiciones de uso, el monómero de metacrilato es particularmente usado en odontología. Muchas resinas no polimerizan a la temperatura ambiente en presencia de aire. Una contracción de volumen de 21% ocurre durante la polimerización de monómero puro de metil metacrilato.<sup>15</sup>

#### **3.1.4. POLI METIL METACRILATO.**

El poli metil metacrilato es una resina transparente de claridad notable. Transmite la luz en un campo ultravioleta con longitud de onda de 250 nanómetros. Es una resina dura y su número de dureza Knoop es de 18 a 20. Su resistencia a la tensión es aproximadamente de 60 MPa y su densidad es de 1.19 g/cm<sup>3</sup>. Su módulo de elasticidad es alrededor de 2.4 GPa (2400 MPa).

La resina es muy estable. No se altera su color con la luz ultravioleta ni presenta envejecimiento de sus propiedades. Es estable químicamente y el calor se ablanda a 125C y puede ser moldeada como material termoplástico.<sup>16</sup>

Entre esta temperatura y 200C ocurre despolimerización. A unos 450C, 90% del polímero se despolimeriza aun monómero. El poli (metil metacrilato) de alto peso molecular se degrada para convertirse en un polímero inferior al tiempo que se produce el monómero.

Como toda resina acrílica, el poli (metil metacrilato) muestra tendencia a absorber agua mediante el proceso de imbibición. Su estructura no cristalina posee una energía interna elevada, por lo tanto, es posible producir difusión molecular porque requiere

---

<sup>14</sup>Ibid. Pág. 183.

<sup>15</sup>Idem.

<sup>16</sup> PHILLIPS, Ralph. Pág. 155.

menor energía de activación. Además, el grupo polar carboxilo, aunque esterificado, forma un puente de hidrógeno de extensión limitada con el agua.<sup>17</sup>

Debido a la absorción y la adsorción, el término sorción de ordinario se usa para describir el fenómeno total. La típica resina dental de metacrilato muestra incremento de aproximadamente 0.5% del peso después de una semana en agua. Se ha informado de un mayor valor para una serie de polímero de metil metacrilato. La sorción de la goma es cercana e independiente a la temperatura de 0 a 60°C, pero es marcadamente afectada por el peso molecular del polímero. A mayor peso molecular, menor incremento de peso. La sorción es reversible si la resina se seca.

Debido a que el poli (metil metacrilato) es un polímero lineal, debe ser soluble en numerosos solventes orgánicos, como la acetona y el cloroformo.

Las resinas dentales solidifican al polimerizar. La polimerización se produce a través de una serie de reacciones químicas por las cuales se forma la macromolécula, o polímero a partir de un gran número de moléculas conocidas como monómeros. A menudo, las resinas sintéticas se denominan plásticos.

### 3.1.5. CONCEPTO DE FUERZA

En general la fuerza procede del empuje, o de la tracción que un cuerpo ejerce sobre otro. Las fuerzas pueden actuar a través del contacto directo entre los cuerpos o a distancia.

La aplicación de una fuerza sobre un cuerpo produce un cambio en la posición de reposo o de movimiento del mismo.

Si el cuerpo sobre el que actúa la fuerza permanece en reposo, la fuerza provoca una deformación en dicho cuerpo. Una fuerza queda definida por tres características : el punto de aplicación, la magnitud y la dirección.<sup>18</sup>

### 3.1.6. CONCEPTO DE TENSIÓN

La tensión es la fuerza por unidad del área que actúa sobre millones de átomos o moléculas en un plano determinado de un material.

---

<sup>17</sup> Idem.

<sup>18</sup> STEENBECKER, Gonzales Oscar. Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva. Pág 77.

Cuando la fuerza actúa sobre un cuerpo y tiende a deformarlo, se genera una resistencia a dicha fuerza externa. La reacción interna tiene la misma intensidad y la dirección opuesta a las de la fuerza externa aplicada y recibe el nombre de tensión.

Tanto la fuerza aplicada como la resistencia interna (tensión), se distribuyen por una zona determinada del cuerpo, y por ello la tensión que se genera en una estructura se designa como la fuerza por unidad de superficie, la tensión se parece a la presión ya que ambas vienen representadas por la siguiente ecuación.

$$\text{Tensión} = \text{fuerza/superficie.}$$

En odontología, existe varios tipos de tensión que se desarrollan de acuerdo con la naturaleza de las fuerzas aplicadas y de la forma del objeto, entre ello se incluye la fuerza de tracción, la fuerza de cizallamiento y la fuerza de compresión.<sup>19</sup>

### 3.1.7. PROPIEDADES MECÁNICAS ESTÁTICAS

Las propiedades mecánicas se definen según las leyes de la mecánica; es decir: Es la ciencia física que ocupa de la energía, las fuerzas y los efectos que provocan en los cuerpos.

En odontología nos ocuparemos de los cuerpos estáticos (los que están en reposo), en lugar de los cuerpos dinámicos. Por tanto, todas las propiedades mecánicas son medidas de resistencia de un material a la deformación o fractura al aplicarle la fuerza. Las propiedades mecánicas se expresan generalmente en unidades de tensión y/o deformación. Pueden representar medidas de:

- Deformación elástica o reversible ( es decir, límite proporcional, resiliencia y módulo de elasticidad)
- Deformación plástica irreversible (como porcentaje de elongación y dureza).
- Una combinación de la deformación elástica y plástica, como la tenacidad y límite elástico convencional.

---

<sup>19</sup> STEENBECKER, Gonzales Oscar. Ob. Cit. Pág 79.

Toda fuerza única o varias fuerzas que actúen sobre un cuerpo, en forma puntual o repetitiva, provocará desplazamiento o movimiento, deformación o cambio de forma o su ruptura o fractura.

Lo anteriormente mencionado va a depender de la naturaleza de las superficies en contacto (cuerpo y superficie de apoyo), del punto de aplicación de la fuerza en el cuerpo, de la dirección y sentido de la fuerza respecto del cuerpo mismo y de la magnitud de la fuerza aplicada.<sup>20</sup>

### **3.1.7.a.EFECTO DE DOS FUERZAS OPUESTAS**

Para analizar los efectos de dos fuerzas opuestas que actúan en la misma dirección en el plano Horizontal y de sentidos contrarios.

Dos fuerzas, con las características, tenderán a deformar el cuerpo, ya sea por compresión (acortamiento del cuerpo), por tracción (alargamiento del cuerpo), por cizallamiento (corte del cuerpo), por rotación (giro del cuerpo), o por flexión (doblamiento del cuerpo). En segunda instancia y aumentada la fuerza, el cuerpo tenderá a fracturarse o romperse.<sup>21</sup>

### **3.1.7.b.EFECTO DE UNA FUERZA COMPRESIVA SOBRE UN CUERPO EN REPOSO**

Se genera cuando el cuerpo es sometido a dos grupos de fuerzas que siguen la misma línea rectal.

Estas fuerzas tienden a acortar, aplastar o comprimir los cuerpos. La resistencia interna a dicha carga se denomina fuerza de compresión.

Una carga compresiva aplicada a un cuerpo le provocará tensiones de reacción que cuando son superadas, harán que éste se deforme elásticamente, si aumentamos la carga y vence la resistencia que el cuerpo le opones se fracturará. Para calcular la fuerza de tensión como la de compresión, se divide la fuerza aplicada por el área transversal perpendicular a la dirección de la fuerza.<sup>22</sup> Ver (Fig. 1).

---

<sup>20</sup> STEENBECKER, Gonzales Oscar. Ob. Cit. Pág 79.

<sup>21</sup> STEENBECKER, Gonzales Oscar. Ob. Cit. Pág 79

<sup>22</sup> STEENBECKER, Gonzales Oscar. Ob. Cit. Pág 81.

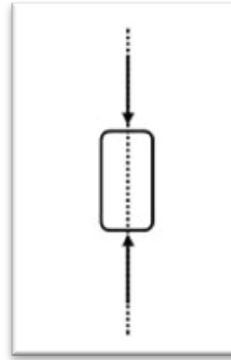


Fig 1 Fuerza de compresión

**Fuente: steenbecker Gonzáles Oscar “Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva”**

### 3.1.7.c.Corte o cizallamiento

El cizallamiento es el resultado de dos fuerzas de sentido contrario pero no actuando en la misma dirección sino en direcciones próximas y paralelas.

La fuerza de cizallamiento suele resistir el desplazamiento o movimiento de una parte de un cuerpo sobre otro. La fuerza de cizallamiento también puede ser producida por la acción de torsión sobre un material.

La fuerza de cizallamiento se calcula dividiendo la fuerza por el área paralela a la dirección de la fuerza.<sup>23</sup>

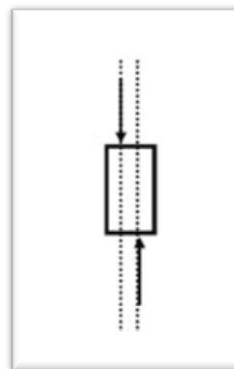


Fig 2 Fuerza de cizallamiento.

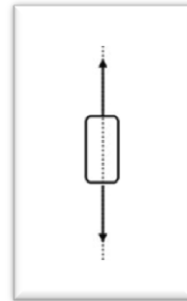
<sup>23</sup> STEENBECKER, Gonzales Oscar. Ob. Cit. Pág 83

### 3.1.7.d.Tracción

Se genera cuando un cuerpo es sometido a dos grupos de fuerzas de direcciones opuestas que actúan sobre la misma línea recta.

Estas fuerzas tienden a aumentar la longitud del cuerpo, se inducen tensiones y deformaciones traccionales.

Son aquellas que actúan en la misma dirección, pero en distinto sentido lo que produce que el material se alargue, al vencer las fuerzas de atracción de las moléculas constituyentes de un material.<sup>24</sup>



*Fig 3 Fuerza de tracción*

*Fuente: Steenbecker Gonzáles Oscar "Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva"*

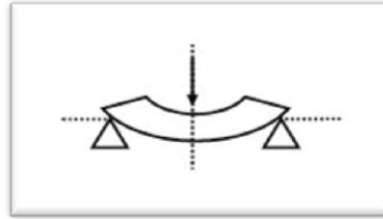
### 3.1.7.e.Flexión

Es el resultado de la aplicación de un momento de flexión.

Las tensiones son producidas por fuerzas de flexión que actúan sobre la barra, al someter la estructura a una carga de tres puntos, donde los extremos de los puntos están fijos y la fuerza se aplica sobre estos extremos y al aplicar la carga sobre el extremo libre.<sup>25</sup> (Ver Fig. 3).

<sup>24</sup> STEENBECKER, Gonzales Oscar. Ob. Cit. Pág 85.

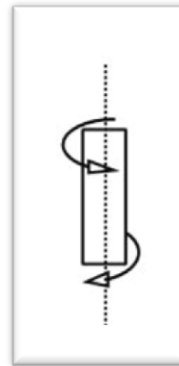
<sup>25</sup> STEENBECKER, Gonzales Oscar. Ob. Cit. Pág 86



*Fig. 3 fuerza de flexión*

### 3.1.7.f Torsión

Se debe al giro del cuerpo.



*Fig 5 Fuerza de torsión.*

El término propiedades mecánicas se define como las respuestas medibles tanto elásticas (reversibles al eliminar la fuerza) como plásticas (irreversibles), bajo la influencia de fuerzas externas, denominadas cargas. Se denomina fuerza a cualquier acción o influencia capaz de modificar el estado de Movimiento de un cuerpo, es decir, de imprimirle una aceleración.

Las fuerzas pueden actuar de distinta forma en un cuerpo, produciendo efectos diversos, por lo que se pueden describir diferentes tipos de fuerzas, según el efecto que generan sobre un cuerpo.

Para facilitar su comprensión, las fuerzas pueden clasificarse en:

Cuando una fuerza externa o carga actúa sobre un cuerpo sólido, este responde con una fuerza que es de igual magnitud, pero de dirección opuesta a la fuerza aplicada. Esto en otras palabras, es el principio de acción y reacción de Newton. Es decir, dependiendo del tipo de fuerza al que sea sometido un material, se obtendrá una modificación en éste. Basados en este principio, las fuerzas o cargas pueden generar tracción por compresión, o tracción diametral. Esto es, si se aplica una fuerza de compresión vertical o fuerza compresiva sobre los cantos de una probeta (muestra de material) cilíndrica, se produce una tensión perpendicular al plano vertical que pasa por el centro de ella, generando una fractura a lo largo de este plano vertical.<sup>26</sup>

En esta situación, la tensión es directamente proporcional a la carga de compresión aplicada. Esto, llevado a expresiones matemáticas es:

$$X = \frac{2 \times P}{\pi \times D \times t}$$

Donde: X: Tensión de tracción (kg/cm<sup>2</sup>)

P: Carga máxima de compresión, determinada experimentalmente (Kg.)

D: Diámetro de la probeta cilíndrica (cm)

T: espesor de la probeta (cm)

El principio de acción y reacción de Newton también es válido para otras propiedades mecánicas, como es el caso de la dureza superficial. Al aplicar una carga sobre la superficie de un material, se produce una deformación de superficie llamada indentación. La dureza superficial corresponde a la resistencia a la indentación o penetración que posee un material.<sup>27</sup>

Existen múltiples pruebas destinadas a calcular la dureza superficial, tales como:

---

<sup>26</sup>PHILLIPS, Ralph W. "Ciencia de los Materiales Dentales". Pág. 171.

<sup>27</sup> PHILLIPS, Ralph W. Ciencia de los Materiales Dentales. Pág. 172.

- la prueba de Brinell, que se basa en la aplicación de una carga fija mediante un penetrador esférico que se abre paso sobre una superficie lisa del material.
- la prueba de Rockwell que utiliza un penetrador de diamante esferocónico o un penetrador esférico de acero, aplicando sucesivamente dos cargas y determinándose la profundidad permanente de la huella que se produjo bajo una carga menor y una mayor.
- la prueba de Vickers, en la cual se usa una maquina calibrada para aplicar una carga compresiva predeterminada, con un penetrador piramidal de diamante de base cuadrada y ángulos entre caras de  $136^\circ$  apoyado sobre la superficie del material bajo prueba. Para conocer la dureza después de retirar la carga se miden las diagonales de la huella resultante. Esta última prueba se utiliza principalmente para medir en materiales frágiles.<sup>28</sup>

### 3.1.8 RESISTENCIA

Es la tensión necesaria para provocar una fractura o una cantidad específica de deformación plástica (límite elástico convencional).

Cuando describimos la resistencia de un objeto o material, nos referimos a la tensión máxima que se necesita para provocar una fractura, en el caso de los materiales dentales nos concentramos en las tensiones máximas que puede soportar la estructura antes de deformarse plástica o permanentemente.

Esta tensión se denomina límite proporcional o límite elástico. Las tensiones que superan estos límites provocan deformación plástica.<sup>29</sup>

---

<sup>28</sup> Idem.

<sup>29</sup> PHILLIPS, Ralph W. "Ciencia de los Materiales Dentales". Pág. 172.

### 3.1.8.1 Propiedades de la resistencia

#### 3.1.8.1.a Límite proporcional

Se define como la máxima tensión que puede soportar un material sin perder la relación proporcional entre tensión y la deformación.

Por debajo del límite proporcional no se producen deformaciones permanentes en la estructura.

Al cesar la tensión, la estructura recupera sus dimensiones originales, al aplicar una tensión dentro de estos límites, el material tiene un comportamiento elástico, y si el material es sometido a una tensión que no supere el límite proporcional, experimenta una deformación elástica reversible (se denomina segmento elástico).

Si aplicamos una tensión que supere el límite proporcional, la muestra sufrirá una deformación permanente (se denomina segmento plástico).

#### 3.1.8.1.b Límite elástico

Se define como la fuerza máxima a la que se puede someter un material y que le permite recuperar su dimensión inicial una vez que se elimine la fuerza.

Si se aplica una pequeña fuerza sobre un alambre este recuperará su longitud original una vez eliminada la fuerza.

El límite elástico se puede medir con cualquier tipo de fuerza, aunque se obtienen distintos valores del límite elástico según se trate de una fuerza de tensión, compresión o cizallamiento.<sup>30</sup>

#### 3.1.8.1.c Resistencia máxima a la ruptura

El límite de la ruptura, se denomina tensión máxima que el cuerpo puede soportar antes de romperse y que es coincidente.

Cada vez que sometemos un material a presiones progresivas contrarias y en aumento, su destino final será provocar su ruptura. La fractura se producirá cuando

---

<sup>30</sup> PHILLIPS, Ralph W. "Ciencia de los Materiales Dentales". Pág 60.

la tensión generada en las uniones interatómicas y sus enlaces químicos, excedan sus límites de ruptura.

Cuando un cuerpo es sometido a tensiones traccionales comienza, a partir de su límite elástico, a alargarse permanentemente, disminuyendo su grosor en su parte media. Esto determina que el cuerpo, al momento de romperse, tenga una menor resistencia tensional que la máxima que el cuerpo pueda tener.<sup>31</sup>

#### **3.1.8.1.d Resistencia máxima a la tracción**

Es la fuerza de tracción sobre el punto de fractura.<sup>32</sup>

#### **3.1.8.1.e Resistencia máxima al cizallamiento**

Es la fuerza de cizallamiento máxima en el punto de fractura de una muestra de prueba. La resistencia al cizallamiento también definida como la máxima tensión que puede soportar un material antes de romperse bajo el efecto de una carga de cizallamiento.<sup>33</sup>

#### **3.1.8.1.f Resistencia máxima a la compresión**

Resulta útil el estudio de la resistencia a la compresión de ciertos materiales frágiles que no soportan cargas traccionales, como tampoco cargas de corte, como por ejemplo las amalgamas, los cementos y las cerámicas. Para estandarizar el estudio de la resistencia compresiva, el cuerpo de prueba debe ser cilíndrico y su altura, el doble de su diámetro.

Esto se debe a que cuando se somete un cuerpo a la compresión, su ruptura es consecuencia de una serie de tensiones muy complejas, que se generan en el seno del cuerpo.<sup>34</sup>

---

<sup>31</sup> PHILLIPS, Ralph W. Ob. Cit. Pág. 60.

<sup>32</sup> PHILLIPS, Ralph W. Ob. Cit. Pág. 62.

<sup>33</sup> PHILLIPS, Ralph W. Ob. Cit. Pág. 63.

<sup>34</sup> PHILLIPS, Ralph W. Ob. Cit. Pág. 64.

### 3.2 ANÁLISIS DE ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS

#### **EFFECTO DE LA UBICACIÓN DE LA FIBRA DE VIDRIO COMO REFUERZO DE LAS PROPIEDADES DE FLEXIÓN DE UNA DENTADURA MAXILAR COMPLETA IN VITRO**

**YUTAKA TAKAHASHI, KANEYOSHI YOSHIDA & HIROSHI SHIMIZU**

*Division of Removable Prosthodontics, Fukuoka Dental College, Fukuoka, Japan.*

*Acta odontológica Scandinavica, 2011, Vol.69(4), pp.215-2.*

##### *Resumen*

Evaluar el efecto de la ubicación de la fibra de vidrio como refuerzo de la resina acrílica en dentaduras completas del maxilar superior, analizando la carga de flexión en el límite proporcional y la deflexión en éstas.

Material y métodos. Bases protésicas completas de maxilares superiores fortalecidos con fibra de vidrio y sin refuerzo se pusieron a prueba. La fibra de vidrio fue colocado en el estado pastoso de la resina acrílica en las siguientes regiones del maxilar superior: Primer grupo: cresta alveolar, Segundo grupo: en la región anterior, Tercer grupo: en la región media y Cuarto grupo: en las regiones anterior y posterior.

Todas las dentaduras reforzados tenían una mayor resistencia que las dentaduras sin refuerzo , pero los valores de todas las dentaduras postizas no fueron significativamente diferentes entre sí. La eficiencia de la armadura de la CRF en comparación con la dentadura no reforzada fue de 1,54 a 1,75 veces mayor

Conclusiones: La ubicación de la armadura de fibra de vidrio reforzada no afecta a la resistencia a la fractura de la resina acrílica dentadura completa maxilar.

**EFFECTO DE LA UBICACIÓN DE LOS REFUERZOS METÁLICOS EN LA  
RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS PRÓTESIS COMPLETAS**

**YOSHIDA K, TAKAHASHI Y, SHIMIZU H.**

**DIVISION OF REMOVABLE PROSTHODONTICS, FUKUOKA DENTAL  
COLLEGE, FUKUOKA, JAPAN.**

*J Prosthodont. 2011 Jul;20(5):366-71. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00720.x.  
Epub 2011 May 31.*

**RESUMEN:** Este estudio evaluó el efecto de refuerzo de metal y su ubicación en las bases protésicas, evaluando la carga de flexión en el límite proporcional y la deflexión.

**MATERIALES Y MÉTODOS:**

Se probaron bases protésicas de dentaduras completas superiores reforzados con remanium y sin refuerzo.

El material de refuerzo se colocó en estado pastoso de la resina acrílica para la confección de la base protésica en las siguientes regiones: debajo de la región crestal (primer grupo), en la región anterior (segundo grupo), en la región media (tercer grupo) y en la parte anterior y posterior (cuarto grupo) . Se usó una máquina de ensayo de carga a 100N y a una velocidad de 5.0 mm/min

**RESULTADOS:**

La resistencia a la fractura de las prótesis sin refuerzo y las prótesis reforzadas en el no fueron significativamente diferentes ( $p > 0,05$ ).

La deflexión a la flexión de la prótesis sin refuerzo fueron de  $(0,133 \pm 0,014 \text{ mm})$  , en las dentaduras reforzados en la región crestal  $(0,125 \pm 0,014 \text{ mm})$  , en la parte anterior  $(0,122 \pm 0,009 \text{ mm})$  , y en el centro  $(0,132 \pm 0,015 \text{ mm})$ , no fueron significativamente diferentes ( $p > 0,05$  ) , y las dentaduras reforzados en la región anterior y posterior  $(0,117 \pm 0,011 \text{ mm})$  tenían zonas de deflexión significativamente menor que las dentaduras sin refuerzo ( $p < 0,05$ ) .

**CONCLUSIÓN:**

La ubicación de la malla metálica afectó en la resistencia a la fractura las bases protésicas de las dentaduras completas superiores.

**EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y RESISTENCIA AL IMPACTO DE LAS BASES PROTÉSICAS CON RESINA ACRÍLICA DE POLIMETACRILATO DE METILO REFORZADO CON FIBRAS DE VIDRIO Y NYLON: UN ESTUDIO IN VITRO.**

**SANJIV RAJENDER DAGAR, ASHOK J. PAKHAN, R. U. THOMBARE, BHAGWANDAS K. MOTWANI**

*Department of Prosthodontics, SharadPawar Dental College and Hospital, Sawangi (Meghe), Wardha, India.*

Resumen: Con la llegada de nuevos materiales para bases protésicas, el refuerzo de las resinas acrílicas, para mejorar las propiedades mecánicas de los materiales de polimetacrilato de metilo, es común hoy en día. Por lo tanto, se ha convertido imperativo evaluar cual fibra de vidrio será la que mejor se adapte a las propiedades mecánicas y de resistencia al impacto de las bases protésicas.

Este estudio comparó las propiedades de resistencia a la fractura de una base protésica convencional (polimetacrilato de metilo), con los del mismo material reforzado con fibra de vidrio y fibras de nylon.

Las fibras se orientaron al azar y se utilizaron en concentración de 2% en peso. Las 20 muestras de dimensiones similares, fueron preparados para cada uno de los 4 grupos experimentales, es decir, bases de prótesis con PMMA convencional, la misma resina reforzada con fibras de vidrio tratadas con monómero, fibras de vidrio con silano, y monómero con fibras de nailon. Un total de 10 probetas para cada grupo de estudio se sometieron a ensayo de flexión de tres puntos en una máquina universal de ensayos Instron, y las restantes 10 muestras de ensayo fueron analizadas para resistencia al impacto por el péndulo de charpy. De la literatura, se ha encontrado que las resistencias a la flexión y el impacto de las bases protésicas de PMMA reforzado con fibras son significativamente más altas que las convencionales.

## **EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE LAS BASES PROTÉSICAS PARA DENTADURAS COMPLETAS**

**CHAND POORAN, SINGH PATEL, CHANDRA BHUSAN.**

*Indian Journal of Dental Research; Jan-Feb2011, Vol. 22 Issue 1, p200-204, 5p*

**RESUMEN:** Las dentaduras postizas son susceptibles a la fractura después del uso clínico, esto es un problema de preocupación en prostodoncia . El impacto fuera de la boca y la rotura por fatiga de flexión en boca son dos causas más importantes de la fractura de base de la prótesis.

**Objetivo:** Este estudio evaluó la deflexión transversal y resistencia transversal de cuatro marcas comerciales de resina acrílica de termocurado ( Stellon , Acrylin - H , Trevalon y Trevalon - HI ).

**Materiales y Métodos:** Se prepararon veinte y cuatro muestras en tira rectangular y de dimensiones específicas, seis para cada grupo. La deflexión transversal y resistencia transversal se midieron por máquina de ensayo Instron .

**Resultados:** El grupo D ( Trevalon "HI " ) tenían el mínimo valor medio de deflexión transversal bajo diferentes cargas . Trevalon " HI" también tenía valor mínimo de resistencia a la flexión media entre las diferentes marcas de resinas acrílicas. No hubo variación estadísticamente significativa entre Stellon , Acrylin - H y Trevalon , pero la variación fue significativamente mayor con D ( Trevalon " HI " ) vs Stellon , Acrylin - H y Trevalon .

**Conclusión :** El grupo D ( Trevalon " HI " ) fue el más fuerte y C ( Trevalon ) fue el más débil entre todos los materiales utilizados en este estudio .

#### 4. HIPÓTESIS

Dado que las prótesis totales convencionales son más susceptibles a las fuerzas compresivas que aquéllas reforzadas con algún tipo de material, es probable que exista diferencia en la resistencia a la fractura entre las prótesis totales reforzadas con fibra de polietileno, con malla metálica y aquellas sin refuerzo.



## CAPÍTULO II

### PLANTEAMIENTO OPERACIONAL

#### 1.- TÉCNICA, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN

##### 1.1. Técnica

Se utilizará de la técnica de la observación experimental para recoger información de las variables de estudio, cuya relación se esquematizará en el siguiente cuadro:

| VARIABLE INVESTIGATIVA    | INDICADORES | PROCEDIMIENTOS | TÉCNICA                   |
|---------------------------|-------------|----------------|---------------------------|
| Resistencia a la fractura |             | Observación    | Observación Experimental. |

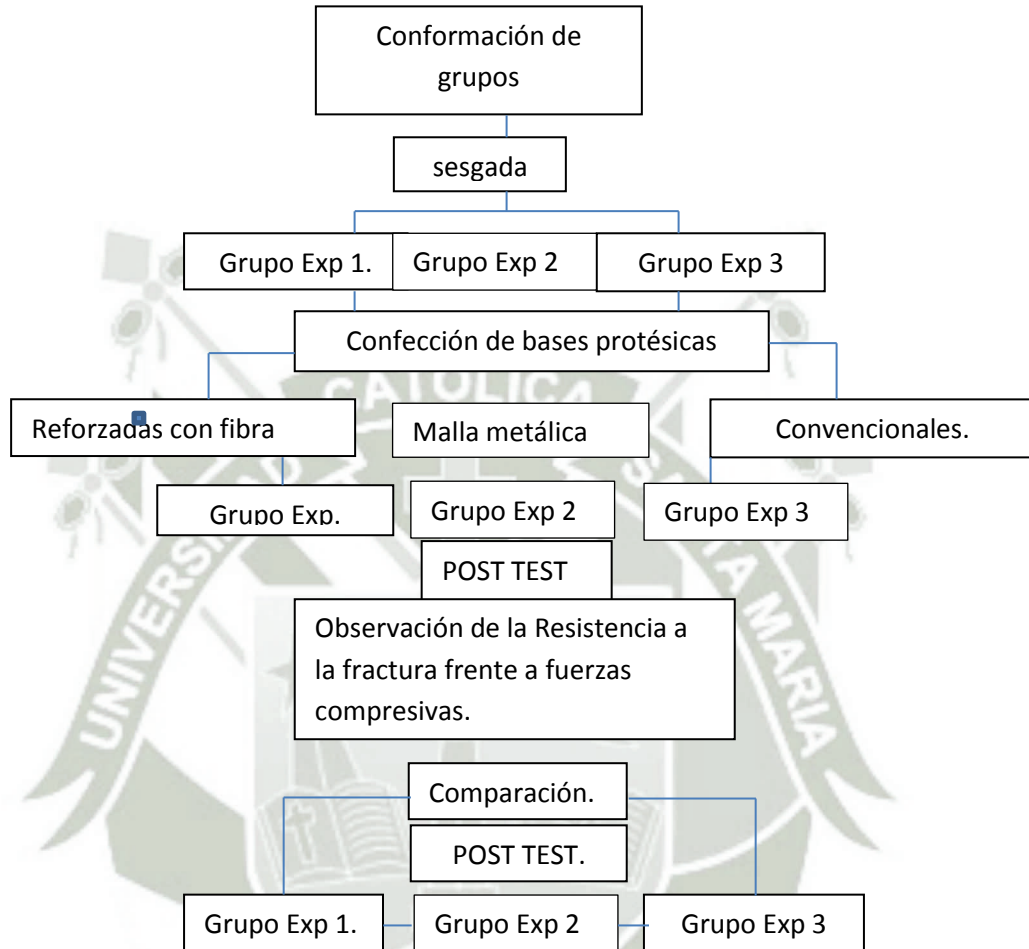
#### *Descripción de la técnica*

Se conformarán tres grupos experimentales, el primer grupo estará constituido por bases de prótesis de curado lento reforzadas con fibra de polietileno, el segundo grupo estará formado por bases de prótesis de curado lento con malla metálica y el tercer grupo constituidas por bases protésicas de curado lento convencionales sin ningún tipo de refuerzo, posteriormente se aplicará fuerzas compresivas a nivel de la zona media del paladar y se observará la resistencia de cada una de ellas.

#### *Diseño Investigativo*

|         |    |
|---------|----|
| G exp 1 | X1 |
| G exp 2 | X2 |
| G exp 3 | X3 |

### Diagramación Operativa



## 1.2. Instrumentos

### 1.2.1. Instrumento documental:

Se utilizará un solo instrumento documental de tipo estructurado, cuyo nombre es ficha de observación experimental.

### Estructura

| Medición  | Variable investigativa     | Indicadores | ITEMS | Sub ITEMS |
|-----------|----------------------------|-------------|-------|-----------|
| Post test | Resistencia a la Fractura. | Fuerza      |       |           |

### 1.2.2. Instrumentos mecánicos

#### Equipo

- Máquina

#### Aparatología

- Micromotor.
- Fresones.
- Mufas.
- Cámara digital.
- Ordenador Hp Laptop.
- Impresora Canon.

#### Instrumental

- Espátula de cera.
- Lecrón.
- Vaso Dapen.

### 1.3. Materiales

- Materiales de escritorio.
- Polímero de curado lento.
- Monómero de curado lento.
- Modelos de stock.
- Aislante.
- Yeso piedra tipo III.
- Yeso parís.

## 2.- CAMPO DE VERIFICACIÓN

**2.1.Ubicación espacial:** el estudio se realizará en el Laboratorio de Concreto y Ensayo de Materiales de la Universidad Nacional de San Agustín, Arequipa Perú.

**2.2.Ubicación temporal:** La investigación de efectuará en los meses de agosto y noviembre del 2013.

**2.3.Unidades de estudio:** Se conformaran 3 grupos de estudio, de 20 unidades cada uno.

### 2.3.1.Indetificación de los grupos:

Se utilizarán 3 grupos experimentales.

### 2.3.2.Criterios para igualar los grupos

#### Igualación cualitativa

#### Criterios de inclusión:

- Bases protésicas reforzadas con fibra de polietileno.
- Bases protésicas con malla metálica.
- Bases protésicas sin refuerzo

#### Criterios de eliminación:

- Bases protésicas fracturadas.

**2.3.3. Asignación de sujetos a cada grupo:** será en forma sesgada.

**2.3.4. Tamaño de los grupos:**

### **Conformación de grupos**

- Grupo experimental 1: 20 unidades de estudio, bases protésicas reforzadas con fibra de polietileno.
- Grupo experimental 2: 20 unidades de estudio, bases protésicas reforzadas con malla metálica.
- Grupo experimental 3: 20 unidades de estudio, bases protésicas sin refuerzo (convencionales).

## **3. ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN:**

### **3.1. Organización**

- Autorización: se solicitará la autorización del jefe de Laboratorio de Concreto y Ensayo de Materiales de la Universidad Nacional de San Agustín.
- Preparación de las unidades de estudio
- Formalización de las unidades de estudio
- Prueba piloto: se realizará en el 5% de las unidades de estudio y será de tipo incluyente.

En la prueba piloto se verificará el lugar para la recolección de los datos así como el tiempo de aplicación del instrumento, lo que permitirá, reajustar el proceso de la recolección de datos.

- Supervisión y control: será dado por el investigador en todas las fases de la investigación.

### **3.2. Recursos**

#### **3.2.1. Humanos**

- Investigador: C.D. Geovanna Pizarro Perea.
- Asesor: Dra. Mariela Perea Corimaya.

### **3.2.2. Físicos**

- Laboratorio de la Facultad de Ingenierías de la Universidad Nacional de San Agustín.

### **3.2.3. Económicos**

- Estarán financiados por la investigadora.

### **3.3. VALIDACIÓN DEL INSTRUMENTO**

- Se realizará una prueba piloto, utilizando una base protésica convencional, reforzada con fibra de polietileno y con malla metálica, se someterán a fuerzas compresivas, se observará y verificará la viabilidad y eficacia de la investigación.

## **4. ESTRATEGIA PARA MANEJAR LOS RESULTADOS**

### **4.1. Plan de procesamiento de los datos**

- a. Tipo de procesamiento será en forma computarizada a través del paquete estadístico SPSS.
- b. Plan de operaciones
  - b.1. Plan de clasificación se ordenarán los datos en matriz de registro y control.
  - b.2. Plan de codificación: se realizará la codificación de variable e indicadores de acuerdo al paquete estadístico SPSS o Excel.
  - b.3. Plan de recuento: el tipo de recuento será electrónico.
  - b.4. Plan de tabulación: se elaborará tablas de tipo numérico y de entrada doble.
  - b.5. Plan de graficación: se elaborarán gráficas de acuerdo a la tabla correspondiente, Histograma.

#### 4.2. Plan de análisis de los datos

El tipo de análisis que se realizará por el número de variables será bivariado y por la naturaleza de la investigación el análisis será de tipo cuantitativo, que va a requerir de un tratamiento estadístico descriptivo e inferencia.

| <b>Tratamiento estadístico</b> |                             |                           |   |   |
|--------------------------------|-----------------------------|---------------------------|---|---|
| <b>Variable</b>                | <b>Carácter estadístico</b> | <b>Escala de medición</b> | <b>Técnicas de estadística descriptiva</b>              | <b>Técnicas de estadística inferencial.</b> |
| Resistencia a la fractura      | Cuantitativo                | Proporcional              | Medida de tendencia central.<br>Medida de variabilidad. | T student.                                  |



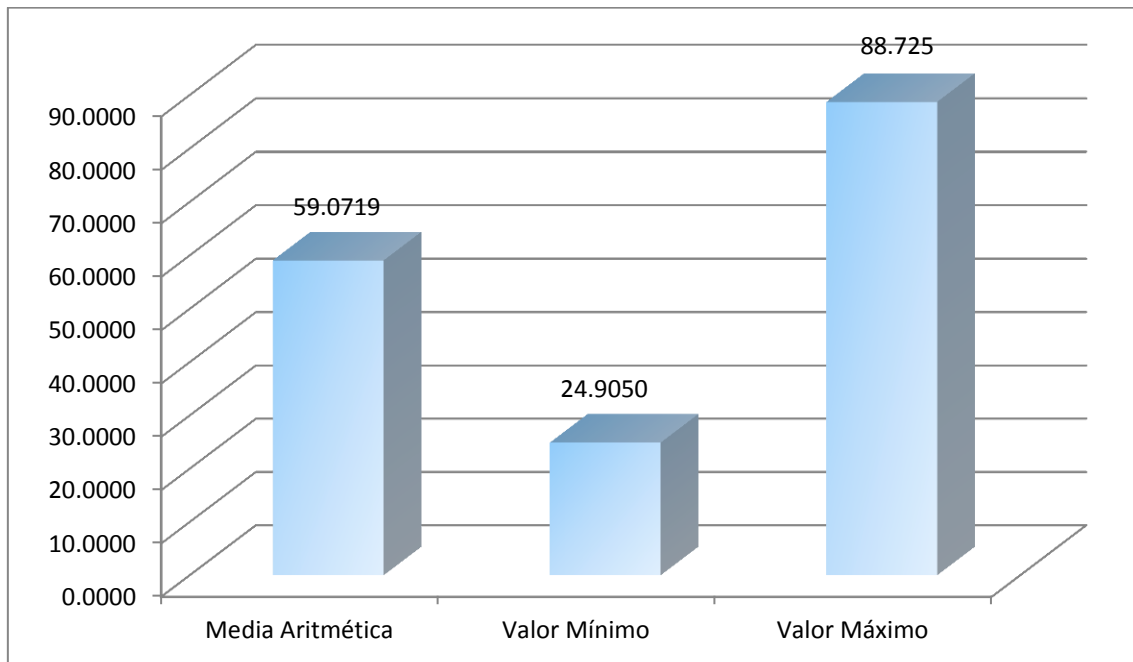
**CUADRO N° 1**  
**RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS BASES PROTÉSICAS**  
**CONVENCIONALES**

| Convencional        | Resistencia |
|---------------------|-------------|
| Media Aritmética    | 59,0719     |
| Mediana             | 58,2475     |
| Desviación Estándar | 18,7097     |
| Valor Mínimo        | 24,905      |
| Valor Máximo        | 88,725      |
| Total               | 20          |

- La media aritmética de la resistencia a la fractura para las bases protésicas convencionales fue de 59,0719 Kg, con un valor máximo de 88, 725 Kg y un valor mínimo de 24, 905.

### GRÁFICO N°1

#### RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS BASES PROTÉSICAS CONVENCIONALES



**CUADRO N° 2**

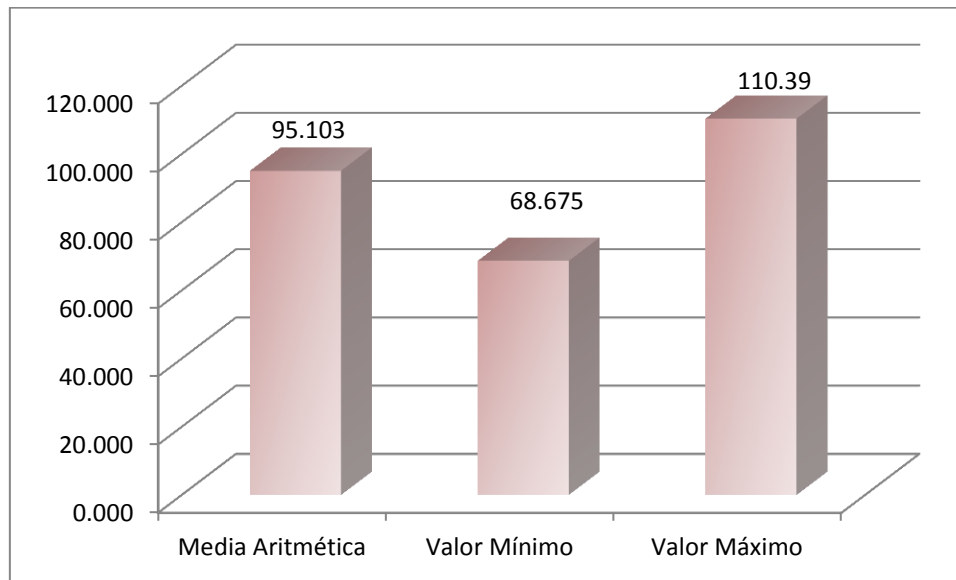
**RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS BASES PROTÉSICAS REFORZADAS  
CON REJILLA METÁLICA**

| Rejilla Metálica    | Resistencia |
|---------------------|-------------|
| Media Aritmética    | 95,1030     |
| Mediana             | 98,4665     |
| Desviación Estándar | 14,3253     |
| Valor Mínimo        | 68,675      |
| Valor Máximo        | 110,390     |
| Total               | 20          |

- La media aritmética de la resistencia a la fractura para las bases protésicas reforzadas con malla metálica fue de 95,1030 Kg, con un valor máximo de 110,390 Kg y un valor mínimo de 68,675Kg.

## GRÁFICO N°2

### RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS BASES PROTÉSICAS REFORZADAS CON REJILLA METÁLICA



## CUADRO N°3

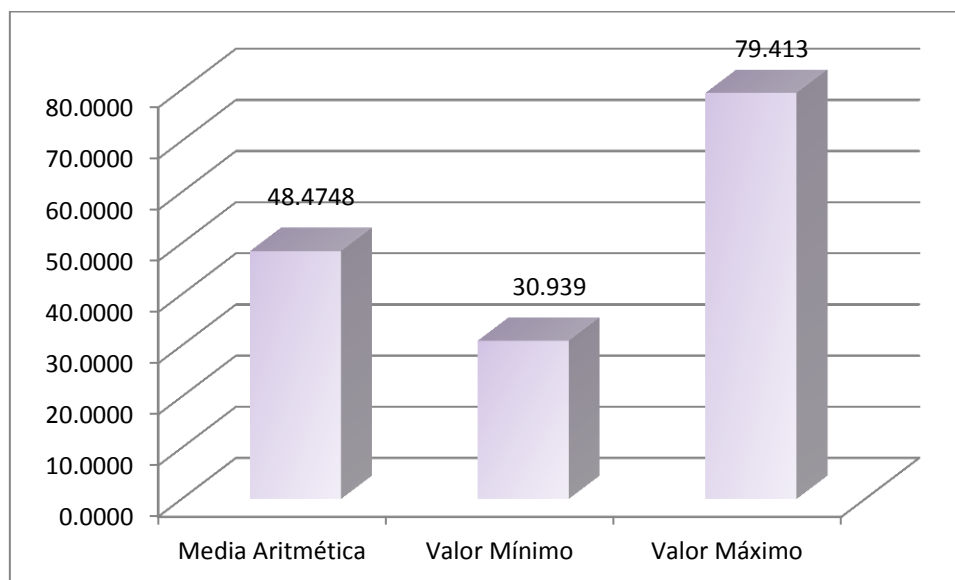
RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS BASES PROTÉSICAS REFORZADAS  
CON FIBRA DE POLIETILENO

| Fibra de Polietileno | Resistencia |
|----------------------|-------------|
| Media Aritmética     | 48,4748     |
| Mediana              | 43,9550     |
| Desviación Estándar  | 16,5789     |
| Valor Mínimo         | 30,939      |
| Valor Máximo         | 79,413      |
| Total                | 20          |

- La media aritmética de la resistencia a la fractura para las bases protésicas reforzadas con fibra de polietileno fue de 48,4748 Kg, con un valor máximo de 79,413 Kg y un valor mínimo de 30,939 kg.

### GRÁFICO N°3

#### RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS BASES PROTÉSICAS REFORZADAS CON FIBRA DE POLIETILENO



**CUADRO N°4**

**RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LA BASES PROTÉSICAS  
CONVENCIONALES Y CON REJILLA METÁLICA**

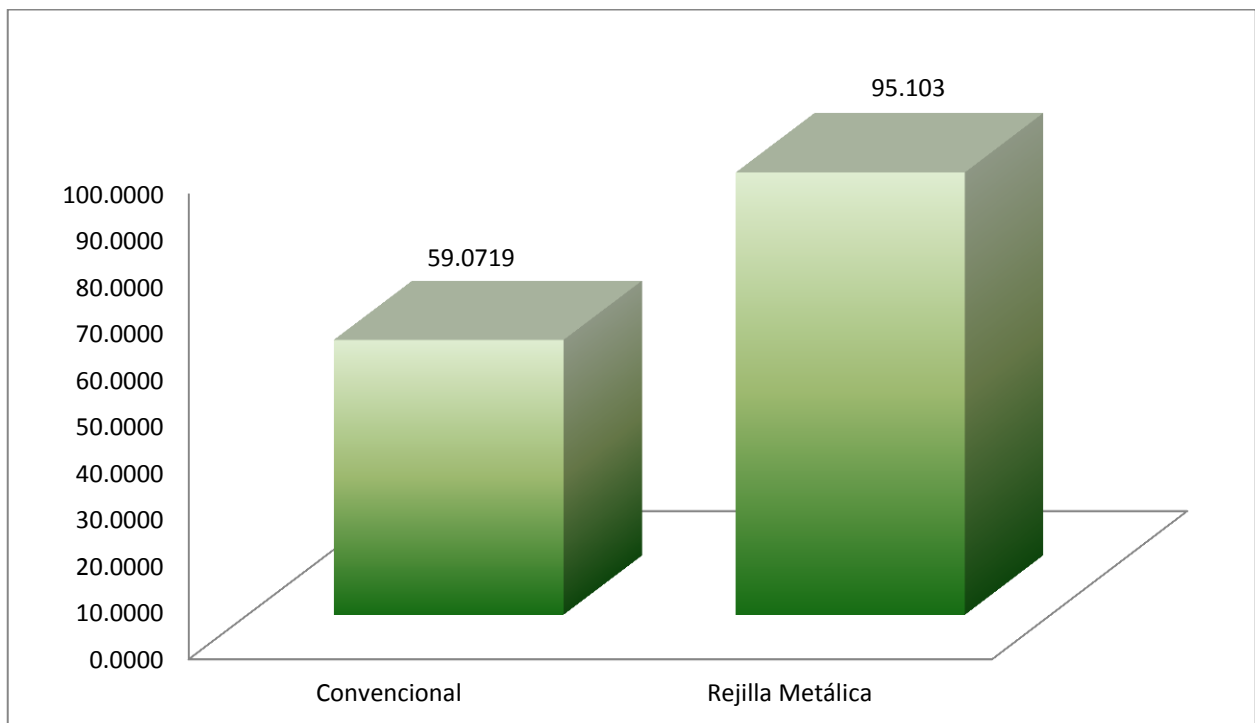
| Resistencia         | Grupo de Estudio |                  |
|---------------------|------------------|------------------|
|                     | Convencional     | Rejilla Metálica |
| Media Aritmética    | 59,0719          | 95,1030          |
| Desviación Estándar | 18,7097          | 14,3253          |
| Total               | 20               | 20               |

P = 0.000 (P < 0.05) S.S.

- La resistencia a la fractura en las bases protésicas convencionales tuvo un promedio de 59,0719 kg/f.
- La resistencia a la fractura en las bases protésicas con rejilla metálica tuvo un promedio de 95,1030 Kg/f.
- Estadísticamente si es significativo, es decir, si hay diferencia entre las bases protésicas convencionales y las reforzadas con rejilla metálica.

### GRÁFICO N°4

#### RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LA BASES PROTÉSICAS CONVENCIONALES Y CON REJILLA METÁLICA



**CUADRO N°5**

**RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LA BASES PROTÉSICAS  
CONVENCIONALES Y CON FIBRA DE POLIETILENO**

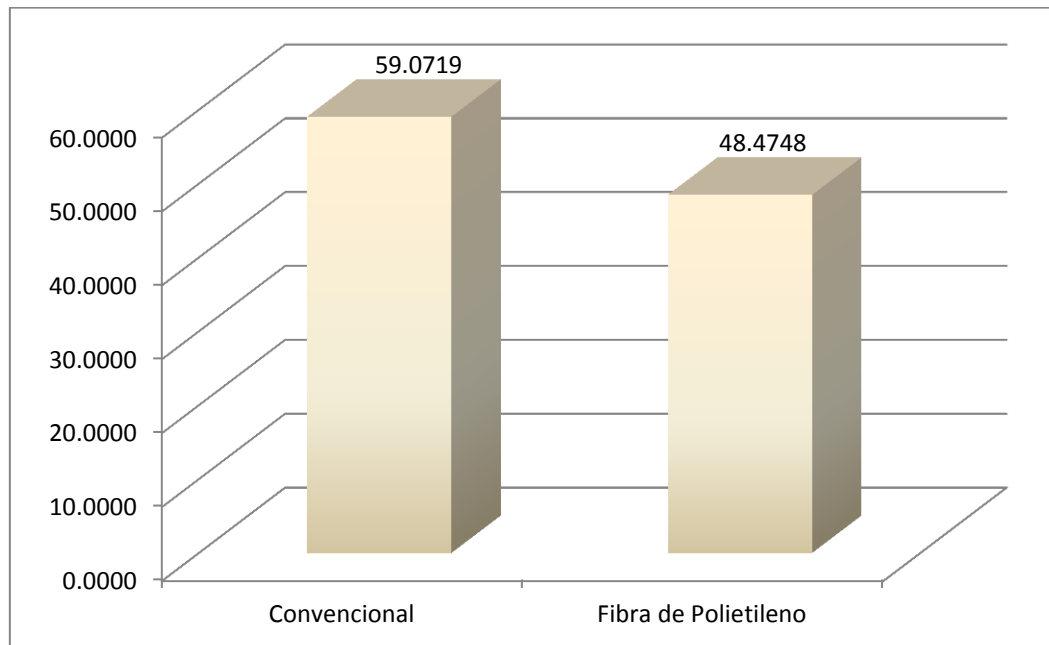
| Resistencia         | Grupo de Estudio |                      |
|---------------------|------------------|----------------------|
|                     | Convencional     | Fibra de Polietileno |
| Media Aritmética    | 59,0719          | 48,4748              |
| Desviación Estándar | 18,7097          | 16,5789              |
| Total               | 20               | 20                   |

P = 0.066 (P ≥ 0.05) N.S.

- La resistencia a la fractura en las bases protésicas convencionales tuvo un promedio de 59,0719 kg/f.
- La resistencia a la fractura en las bases protésicas con fibra de polietileno tuvo un promedio de 48,4748 Kg/f.
- Estadísticamente no es significativo, es decir, no hay diferencia entre las bases protésicas convencionales y las reforzadas con fibra de polietileno.

### GRÁFICO N°5

#### RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LA BASES PROTÉSICAS CONVENCIONALES Y CON FIBRA DE POLIETILENO



**CUADRO N°6**

**RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LA BASES PROTÉSICAS CON REJILLA METÁLICA Y CON FIBRA DE POLIETILENO**

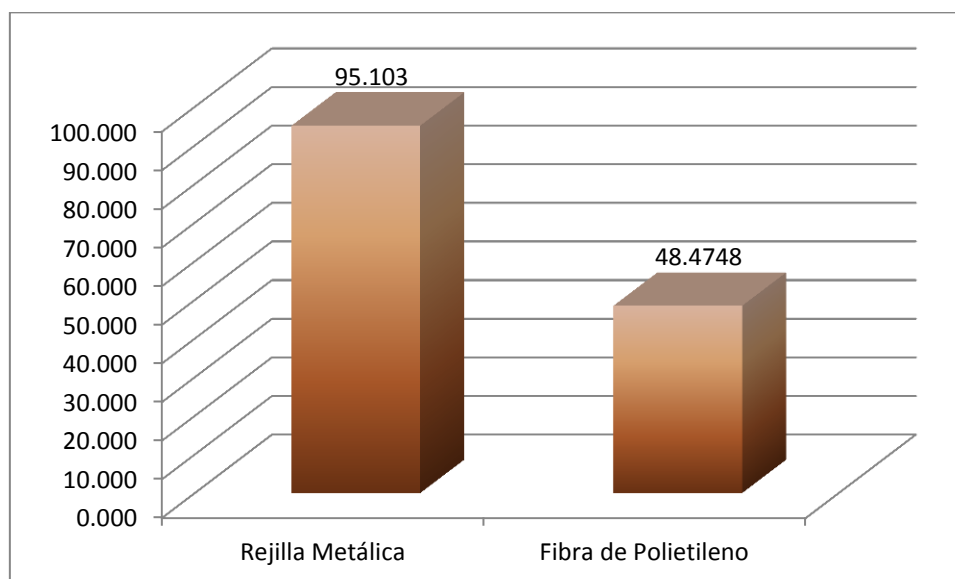
| Resistencia         | Grupo de Estudio |                      |
|---------------------|------------------|----------------------|
|                     | Rejilla Metálica | Fibra de Polietileno |
| Media Aritmética    | 95,1030          | 48,4748              |
| Desviación Estándar | 14,3253          | 16,5789              |
| Total               | 20               | 20                   |

$P = 0.000$  ( $P < 0.05$ ) S.S.

- La resistencia a la fractura en las bases protésicas reforzadas con rejilla metálica tuvo un promedio de 95,1030 kg/f.
- La resistencia a la fractura en las bases protésicas con fibra de polietileno tuvo un promedio de 48,4748 Kg/f.
- Estadísticamente si es significativo, es decir, si hay diferencia entre las bases protésicas reforzadas con rejilla metálica y las reforzadas con fibra de polietileno.

### GRÁFICO N°6

#### RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LA BASES PROTÉSICAS CON REJILLA METÁLICA Y CON FIBRA DE POLIETILENO



## DISCUSIÓN Y COMENTARIOS

Hoy en día, las fracturas de bases protésicas frente al impacto, son muy comunes. Con el avance de los años, han surgido nuevos materiales estéticos, como la fibra de vidrio, fibra de polietileno, como reforzamiento de bases protésicas que podrían ayudar a mejorar las propiedades de resistencia, las mallas metálicas de acero inoxidable también cumplen el mismo rol en las dentaduras completas, con la diferencia que poseen bajas características estéticas.

Un estudio de Takahashi, Yutaka en el 2011, evaluaron el efecto de la ubicación de fibra de vidrio en diferentes zonas de la base protésica del maxilar superior, como también lo hicieron en bases protésicas sin refuerzo. La resistencia frente a la compresión no fue significativa en ambos casos, la localización de las fibras no afectó la resistencia a la fractura de la base protésica del maxilar superior.

Al evaluar la resistencia a la fractura en las bases protésicas convencionales que fue mayor frente a las reforzadas con fibra de polietileno con un promedio de 59,0719 kg/f y 48,4748 Kg/f respectivamente. Si bien es cierto que los resultados finales de ambos grupos no fueron significativos, aparentemente el uso de fibra de polietileno resulta más eficaz en la elaboración de puentes adhesivos y de incrustaciones estéticas que en prótesis totales removibles.

Ese mismo año, Takahashi, Yutaka y colaboradores, ejecutaron el mismo estudio pero ésta vez las bases protésicas estarían reforzadas con cintas metálicas de remanium, los resultados fueron diferentes, la ubicación del refuerzo metálico si afectó la resistencia a la fractura de la dentadura maxilar.

A diferencia de ellos, se evaluaron bases protésicas reforzadas con mallas metálicas palatinas y no sólo en algunas regiones del maxilar superior y tuvimos los siguientes resultados: la resistencia a la fractura en las bases protésicas convencionales fue menor frente a las reforzadas con malla metálica con un promedio de 59,0719 Kg/f y 95,1030 Kg/f respectivamente. Estas cifras pueden deberse en que la malla metálica incluida en las bases protésicas aumentan la

resistencia a la fractura al ser compuestas de acero inoxidable cuyas perforaciones de unos 2,5 mm de diámetro hacen que las capas de acrílico se unan formando un armazón compacto aumentando la estabilidad de la base de la prótesis.

Finalmente, la resistencia a la fractura en las bases protésicas reforzadas con malla metálica fue mayor frente a las reforzadas con fibra de polietileno con un promedio de 95,1030 kg/f y 48,4748 Kg/f respectivamente.



## CONCLUSIONES

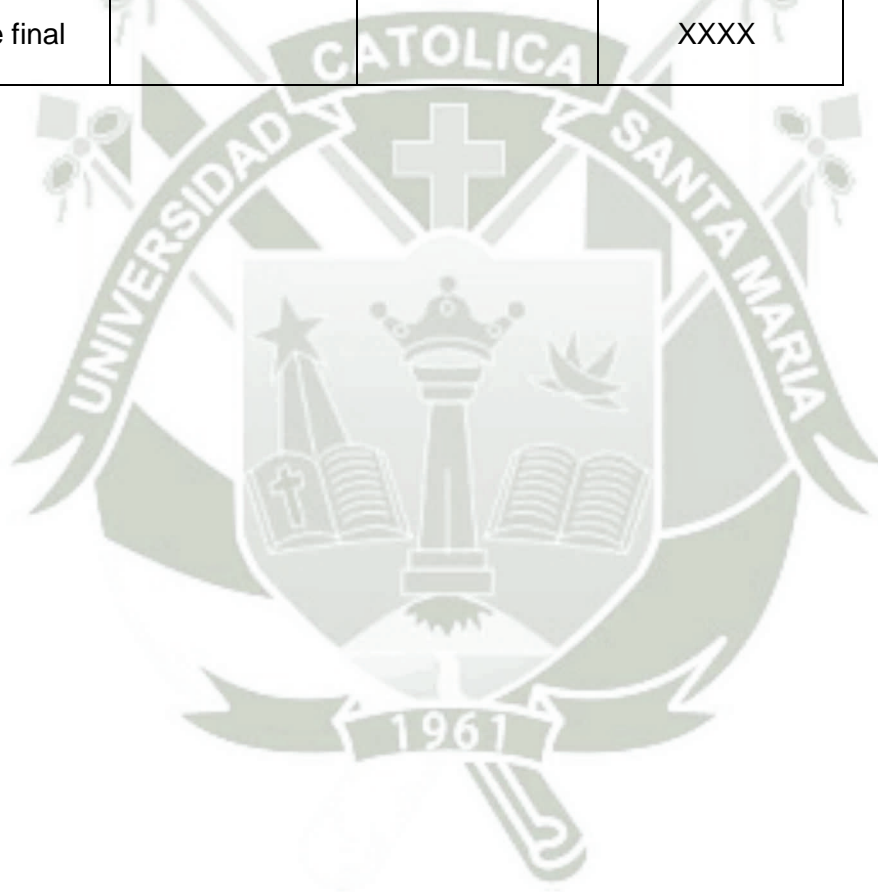
- La resistencia a la fractura en las bases protésicas convencionales fue menor frente a las reforzadas con rejilla metálica con un promedio de 59,0719 Kg/f y 95,1030 Kg/f respectivamente.
- La resistencia a la fractura en las bases protésicas convencionales fue mayor frente a las reforzadas con fibra de polietileno con un promedio de 59,0719 kg/f y 48,4748 Kg/f respectivamente.
- La resistencia a la fractura en las bases protésicas reforzadas con rejilla metálica fue mayor frente a las reforzadas con fibra de polietileno con un promedio de 95,1030 kg/f y 48,4748 Kg/f respectivamente.
- Las bases protésicas reforzadas con malla metálica tuvieron una resistencia a la fractura mayor que las bases protésicas convencionales y aquellas reforzadas con fibra de polietileno, probándose la hipótesis formulada: si existe diferencia en la resistencia a la fractura entre las prótesis totales reforzadas con fibra de polietileno, con malla metálica y aquellas sin refuerzo”

## RECOMENDACIONES

- De acuerdo a los resultados obtenidos en la presente tesis, se sugiere el uso de rejillas metálicas como refuerzo de las bases protésicas para obtener una mayor resistencia a la fractura.
- Se recomienda que el proceso de elaboración en el acrilizado de las bases protésicas sea dentro de los parámetros establecidos respetando las proporciones del monómero y polímero, así como también en el enmuflado de éstas, ya que podrían influir en la resistencia de las bases protésicas.
- Finalmente se recomienda a los estudiantes, profesionales ampliar los estudios en esta área debido a su gran importancia, para repercutir de forma positiva en el tratamiento que se ofrece a los pacientes.

#### IV. CRONOGRAMA DE TRABAJO

| Tiempo<br>Actividades            | Año 2013           |                 |                   |
|----------------------------------|--------------------|-----------------|-------------------|
|                                  | Septiembre<br>1234 | Octubre<br>1234 | Noviembre<br>1234 |
| Recolección de<br>datos          | XX                 |                 |                   |
| Estructuración<br>de resultados. |                    | XXXX            |                   |
| Informe final                    |                    |                 | XXXX              |



## V. BIBLIOGRAFÍA

- COVA NATERA, Jose Luis. *Biomateriales Dentales*. Primera Edición.
- CRAIG, Robert. *Materiales de Odontología Restauradora*. Segunda Edición.
- FONOLLOSA PLA, Josep Ma. *Prótesis Removible de Resina*. Primera Edición.
- GUZMAN BAEZ, Humberto José. *Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico*. Primera Edición.
- JABLONSKY, Stanley. *Diccionario Ilustrado de Odontología*. Tercera Edición.
- MACCHI, Ricardo Luis. *Materiales Dentales*. Segunda Edición.
- PHILLIPS, Ralph. *Ciencia de los Materiales Dentales*. Tercera Edición.



## VI. HEMEROGRAFÍA

- KÜRKÇÜOĞLU, IŞIN, KÖROĞLU, AYŞEGÜL. A Comparative Study of Polyamide and PMMA Denture Base Biomaterials: I. Thermal, Mechanical, and Dynamic Mechanical Properties. *International Journal of Polymeric Materials*. Sep2012, Vol. 61 Issue 10.
- NEGRUTIU, M., SINESCU, C. Different Types of Fiber Reinforced All Dentures Bases Evaluated by En-Face Optical Coherence Tomography and Numerical Simulation. *International Journal of Biological & Life Sciences*. Feb2012, Vol. 8 Issue 1.
- CHAND, POORAN, SINGH PATEL, CHANDRA BHUSAN. Mechanical properties of denture base resins: An evaluation. *Indian Journal of Dental Research*; Jan-Feb2011, Vol. 22 Issue 1.
- TSUE, FUMITAKE, TAKAHASHI, YUTAKA. Reinforcing effect of glass-fiber-reinforced composite on flexural strength at the proportional limit of denture base resin. *Acta Odontológica Scandinavica*. Jun2011, Vol. 65 Issue 3.

## ANEXO I

### MATRIZ DE REGISTRO DE CONTROL

| <b>BASES PROTÉSICAS ( Velocidad de compresión 35% f/s)<br/>KG</b> |                       |                         |                             |
|---|-----------------------|-------------------------|-----------------------------|
| <b>UNIDADES DE ESTUDIO</b>  | <b>CONVENCIONALES</b> | <b>REJILLA METÁLICA</b> | <b>FIBRA DE POLIETILENO</b> |
| 1   | 60,66                 | 97,601                  | 43,030                      |
| 2   | 80,44                 | 110,39                  | 30,939                      |
| 3   | 54,212                | 102,52                  | 54,613                      |
| 4   | 24,905                | 95,906                  | 31,182                      |
| 5   | 53,990                | 68,675                  | 43,955                      |
| 6   | 88,725                | 98,040                  | 79,413                      |
| 7   | 60,576                | 101,19                  | 60,050                      |
| 8   | 55,919                | 109,14                  | 43,030                      |
| 9   | 74,811                | 57,016                  | 30,939                      |
| 10  | 36,481                | 98,893                  | 54,613                      |
| 11  | 60,66                 | 97,601                  | 31,182                      |
| 12  | 80,44                 | 110,39                  | 43,955                      |
| 13  | 54,212                | 102,52                  | 79,413                      |
| 14  | 24,905                | 95,906                  | 60,050                      |
| 15  | 53,990                | 68,675                  | 43,030                      |
| 16  | 88,725                | 98,040                  | 30,939                      |
| 17  | 60,576                | 101,19                  | 54,613                      |
| 18  | 55,919                | 109,14                  | 31,182                      |
| 19  | 74,811                | 57,016                  | 43,955                      |
| 20  | 36,481                | 98,893                  | 79,413                      |

## ANEXO II

### FOTOGRAFÍAS

