



Influencia de los cambios térmicos en la resistencia flexural de los acrílicos de termocurado para la base de dentaduras con y sin insertos metálicos: Estudio in vitro

Influence emerged by termal changes in the flexural strength of heat polymerized acrylics used for denture bases, with and without metallic inserts. In vitro study

Influência das mudanças termicas na resistênciã a dos acrílicos de termo curva para base de dentaduras com e sem inserções de metal: Estudo in vitro

Christian Andrés Cabezas Abad ¹, Silva Silva Javier Oswaldo²

RECIBIDO: 8/mar/2017 **CORREGIDO:** 15/jun/2017 **APROBADO:** 2/jul/2017

1. Odontólogo, Universidad Central del Ecuador.

2. Especialista en Rehabilitacion Oral, Diplomado superior en Odontologia estetica, Doctor en Odontologia, Universidad Central del Ecuador. josilva@uce.edu.ec

RESUMEN

Objetivo: Determinar si los cambios de temperatura afectan a la resistencia flexural de los acrílicos de termocurado para la base de dentaduras con y sin insertos metálicos **Materiales y métodos:** Se elaboraron 80 muestras de acrílico de termocurado marca Veracril® según la especificación N°12 de la American Dental Association (ADA) (10×65×25 mm); se conformaron cuatro grupos de 20 probetas, organizándolas de la siguiente manera Grupo 1: muestras sin realizar termociclado y sin inserto metálico. Grupo 2: muestras sometidas a termociclado y sin inserto metálico. Grupo 3: muestras sin realizar termociclado y con inserto metálico. Grupo 4 muestras sometidas a termociclado y con inserto metálico. Se realizaron 1000 ciclos termales mediante un procedimiento manual de 2 minutos por cada ciclo térmico, correspondiendo 1 minuto en temperatura de 5 ± 2 °C y 1 minuto a 55 ± 2 °C a un ciclo. La resistencia flexural se evaluó con una prueba de tres puntos a una velocidad de 1mm/min. El análisis estadístico fue a través de la prueba t de Student para muestras relacionadas con un nivel de significancia del 5%. **Resultados:** La media de resistencia flexural fue de 73.51, 65.65, 71.14 y 73.08 Megapascales (MPa), para los grupos 1,2,3 y 4 respectivamente. Se observó que el G1 fue mayor que el G2 ($p=0.002$) y el G3 con el G4 no obtuvo valores con diferencia estadística significativa ($p=0.554$). **Conclusión:** Los cambios térmicos como procesos de envejecimiento del material influyen de forma negativa en la resistencia flexural de las muestras que en su estructura no presentaban inserto metálico, mientras que las muestras que poseían los insertos mejoraron la resistencia del material siendo esto estadísticamente comprobable.

Palabras clave: Prótesis Dental; Resinas Acrílicas; Prosthodontia.

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to determine if the different temperature changes affect in the flexural strength of the heat-cured acrylic for the base of dentures with and without metallic inserts by means of thermal cycling and flexion tests. **Materials and Methods:** Eighty samples were prepared of a heat-cure acrylic Veracril® marque according to the specification no. N°12 de la American Dental Association (ADA) (10×65×25 mm); Four groups of 20 burettes were formed, each being Group 1: samples without realizing thermo cycling and without metallic insert. Group 2 for samples submitted to thermo cycling and without metallic insert. Group 3 for samples without thermo cycling and metallic insert in this structure. Group 4 samples submitted to thermo cycling and with metallic insert. 1000 thermal cycles were realized by means of a manual procedure of 2 minutes by every thermal cycle, corresponding 1 minute in temperature of 5 ± 2 °C and 1 minute to 55 ± 2 °C to a cycle. The flexural resistance was evaluated by a test of three points at a speed of 1mm/min. The statistical analysis was through the Student t-test with a level of significance of 5%. **Results:** The mean flexural resistance was 73.51, 65.65, 71.14 and 73.08 MPa. For the groups 1,2,3 and 4 respectively. It was observed that G1 was greater than G2 ($p = 0.002$) and G3 with G4 did not obtain values with significant statistical difference ($p = 0.554$). **Conclusion:** The thermal changes as aging processes of the material negatively influence the flexural resistance of the samples which in their structure did not have a metallic insert improving the resistance of the material.

Keywords: Dental Prosthesis; Acrylic Resins; Prosthodontics.

RESUMO

Objetivo: Determinar se a mudança de temperatura afeta, à resistência de flexão dos acrílicos de termo curvos para a base de dentaduras com e sem inserções metálicas. **Materiais e métodos:** elaboraram 80 amostras de acrílico curvo marca Veracril® segundo a especificação N°12 da American Dental Association (ADA) (10×65×25 mm); conformaram-se quatro grupos de 20 provetas, organizando da seguinte maneira Grupo 1: amostras sem realizar termo ciclagem e sem inserção metálica. Grupo 2: amostras submetidas a termo ciclagem e sem inserção metálica. Grupo 3: amostras sem realizar termo ciclagem e com inserção metálica. Grupo 4 amostras submetidas a termo ciclagem e com inserção metálica. Realizaram-se 1000 ciclos termais mediante um procedimento manual de 2 minutos em cada ciclo térmico, correspondendo 1 minuto em temperatura de 5 ± 2 C e 1 minuto a 55 ± 2 C a um ciclo. A resistência de flexão se avaliou com uma prova de três pontos a uma velocidade de 1mm/min. A análise estatística foi através da prova t de Student para amostras relacionadas com um nível de significância de 5%. **Resultados:** A média de resistência de flexão foi de 73.51, 65.65, 71.14 e 73.08 Megapascales (MPa), para os grupos 1,2,3 e 4 respectivamente. Observou-se que o G1 foi maior que e o G2 ($p=0.002$) e o G3 com o G4 não teve valores com diferença estatística significante ($p=0.554$). **Conclusão:** As mudanças térmicas como processos de envelhecimento do material influência de forma negativa na resistência de flexão das amostras que na sua estrutura não apresentavam inserção metálica, enquanto que as amostras que possuíam as inserções melhoraram a resistência do material sendo isto estatisticamente comprovável.

Palavras chave: Prótese Dental; Resinas Acrílicas; Prótese dentária.

INTRODUCCIÓN

A lo largo de los años en los diferentes centros de atención odontológico se presentan un sinnúmero de pacientes edéntulos, los cuales por diferentes motivos se encuentran en la necesidad de realizarse tratamientos que involucran la confección, reemplazo o reparo de una prótesis total removible, lo que representa un reto para el odontólogo ya que éstas debe adaptarse a las necesidades funcionales, estéticas y psicológicas de los pacientes rehabilitados.

El material más común para la confección de este tipo de prótesis es el polimetacrilato de metilo, un material que posee propiedades biocompatibles aptas para su uso en estos casos¹. A pesar de ser un material idóneo no llega a la perfección, especialmente por sus propiedades mecánicas; la falta de resistencia a la fatiga, impactos o accidentes suelen causar la fractura de este material dando como resultado que los pacientes necesitan reemplazar o reparar las prótesis dentales²⁻⁴.

Existen muchas causas y tipos de fracturas de prótesis totales. Para Khalid, 2011² una de las razones más frecuentes para que este tratamiento fracase se debe al mal ajuste de la misma, le sigue la mala oclusión, defectos en el material base, fatiga del material y accidentes. Como se describe existen muchas causas por las que pueden fracturarse las prótesis totales, por ello el odontólogo se ve en la necesidad de desarrollar nuevos métodos y técnicas para que disminuya la incidencia de fracturas y permita mayor longevidad del tratamiento protésico.

Una de las alternativas más usadas a lo largo de los años es la adición de otros componentes al material base, como puede ser el reforzamiento en su estructura química convirtiéndolas de este modo en resinas de alto impacto, además de incluir reforzamiento por fibras de vidrio o nylon⁵.

Muchos profesionales y especialistas han sugerido la colocación de un inserto metálico con el fin de disminuir los niveles de fractura y aumentar las propiedades mecánicas del material base^{2,6,7}.

Como se sabe, el medio bucal no es un entorno constante sino que varía, principalmente en su

INTRODUCTION

Throughout the years in the different dental care centers there are a number of edentulous patients, who for different reasons are in need of treatments that involve the preparation, replacement or repair of a total removable prosthesis, which represents a challenge for the dentist as these must be adapted to the functional, aesthetic and psychological needs of rehabilitated patients.

The most common material for the manufacture of this type of prosthesis is methyl polymethacrylate, a material that has biocompatible properties suitable for use in these cases¹. Despite being a suitable material does not reach the perfection, especially for its mechanical properties; Lack of resistance to fatigue, impacts or accidents often cause the fracture of this material resulting in patients needing to replace or repair dentures²⁻⁴.

There are many causes and types of total prosthesis fractures. For Khalid, 2011² one of the most frequent reasons for this treatment to fail is due to its poor fit, poor malocclusion, defects in the base material, material fatigue and accidents. As described, there are many causes for total dentures to fracture, so the dentist is under the necessity of developing new methods and techniques to reduce the incidence of fractures and allow a greater longevity of the prosthetic treatment.

One of the most used alternatives over the years is the addition of other components to the base material, such as reinforcement in their chemical structure, thus converting them into high impact resins, in addition to reinforcement by glass fibers or Nylon⁵.

Many professionals and specialists have suggested the placement of a metal insert in order to reduce fracture levels and increase the mechanical properties of the base material^{2,6,7}.

As is known, the oral environment is not a constant environment but varies, mainly in its me-

trabajo mecánico y en los cambios de temperatura que pueden desarrollarse en este entorno; como mencionan Osorio et al., 2014⁷ todo paciente somete a sus prótesis a cambios térmicos al momento de ingerir ciertos alimentos o bebidas; dichos cambios pueden inferir en las propiedades mecánicas del material base para dentaduras.

Por lo tanto, el presente estudio tiene por objeto evaluar los cambios térmicos influyen en la resistencia flexural del polimetacrilato de metilo (PMMA) cuando en su estructura posee o no insertos metálicos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Estudio experimental in vitro, que tuvo aprobación por el comité de ética e investigación de la Universidad Central del Ecuador.

La muestra estuvo constituida por 80 muestras de acrílico de termocurado Veracril® (New Stetic – Colombia) con las siguientes dimensiones: 10 mm de ancho por 65 mm de largo por 2.5 mm de espesor cumpliendo el punto 4.3.5 de la especificación N° 12 de la ADA para polímeros de bases de dentadura⁷.

La muestra estuvo constituida por 4 grupos de 20 probetas por cada grupo, siendo G1 para muestras sin termociclado y sin inserto metálico. G2 para muestras sometidas a termociclado y sin inserto metálico. G3 muestras sin realizar termociclado y con inserto metálico. G4 muestras sometidas a termociclado y con inserto metálico.

Para confeccionar las muestras se utilizó la técnica de la cera perdida. Se prepararon con cera base rosa rectángulos con las siguientes medidas: 10 mm de ancho por 65 mm de largo por 25 mm de espesor controlándolas con un calibrador para cera; se ubicaron en una mufla Hanau los rectángulos de cera base donde previamente se colocó yeso tipo IV, se aislaron los patrones de cera con líquido aislante y se los recubrió con yeso nuevamente, finalmente se cerró la mufla⁷.

chanical work and in the changes of temperature that can develop in this environment; As mentioned by Osorio et al., 2014⁷ every patient submits his prosthesis to thermal changes at the time of eating certain foods or drinks; those changes may infer in the mechanical properties of the denture base material.

Therefore, the present study has as goal to evaluate the thermal changes influencing the flexural strength of methyl polymethacrylate (PMMA) when in its structure it has or not metal inserts.

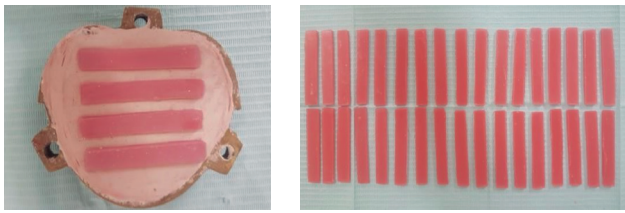
MATERIALS AND METHODS

In vitro experimental study, which was approved by the ethics and research committee of the Central University of Ecuador.

The sample was consisted of 80 samples of acrylic from Veracril® (New Stetic - Colombia) with the following dimensions: 10 mm wide by 65 mm long by 2.5 mm thick complying with point 4.3.5 of Specification No. 12 of The ADA for polymers of denture bases⁷.

The sample was consisted of 4 groups of 20 specimens for each group, G1 for samples without thermocycling and without metal insert. G2 for samples subjected to thermocycling and without metal insert. G3 samples without thermocycling and with metal insert. G4 samples subjected to thermocycling and with metal insert.

To make the samples, the lost wax technique was used. Rectangular rectangular wax was prepared with the following measurements: 10 mm wide by 65 mm long by 25 mm thick by controlling with a wax gauge; The wax-based rectangles were placed in a Hanau muffle where previously type IV gypsum was placed, the wax patterns were isolated with insulating liquid and plastered with plaster again, finally the muffle was closed.



A **B**
Figura 1. A y B Patrones de cera colocados en mufla con yeso tipo IV .

Una vez que el yeso fraguó (30 minutos), se colocó la mufla en agua caliente en punto de ebullición por 15 minutos para derretir la cera y conseguir un patrón en el yeso, con la finalidad de empaquetar el acrílico en dicho patrón⁷.

Se limpió y secó el patrón de yeso obtenido, se pincelaron capas de líquido aislante en las muescas dejadas por la cera, para que el acrílico no se impregne en el yeso⁷.

El acrílico se preparó por el sistema de dosificación 2:1 dos porciones de polvo y una de líquido dado por el fabricante para todos los grupos. Se mezcló el polvo y el líquido en forma de cruz continuamente durante 30 segundos en un recipiente idóneo con una espátula metálica hasta su estado filamentoso. Después del tiempo de reposo de la mezcla y cuando esta ya no se adhiriera a las paredes del recipiente de vidrio se lo pudo manipular⁷.

Las mallas metálicas fueron cortadas con un disco de carburo y se colocaron en toda la longitud del patrón de yeso junto con un espaciador para permitir que estas se terminen en la mitad de las muestras de los grupos 3 y 4

El acrílico preparado se lo ubicó en los patrones de yeso, se cerró la mufla y se sometió a prensado manual, se retiraron excedentes y se fijó con los tornillos⁷.

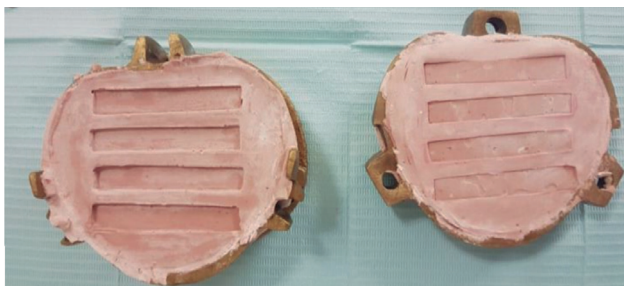
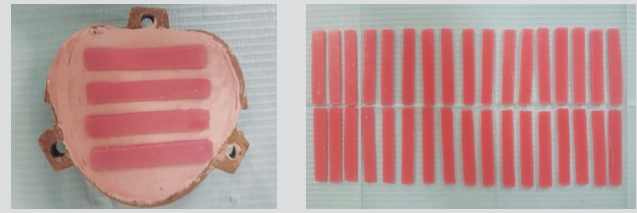


Figura 2. Patrones que dejó la cera en el yeso extraduro utilizando la técnica de la cera perdida.



A **B**
Figure 1. A and B Wax patterns placed in muffle with type IV plaster.

Once the gypsum set (30 minutes), the muffle was placed in boiling hot water for 15 minutes to melt the wax and to get a pattern in the plaster, in order to pack the acrylic into that pattern⁷.

The obtained gypsum pattern was cleaned and dried, layers of insulating liquid were brushed in the notches left by the wax, so that the acrylic was not impregnated in the gypsum⁷.

The acrylic was prepared by dosing system 2: 1 two portions of powder and one of liquid given by the manufacturer for all groups. The powder and the liquid were mixed crosswise continuously for 30 seconds in a suitable vessel with a metal spatula to its filamentous state. After the rest time of the mixture and when it no longer adheres to the walls of the glass container could be manipulated.

The metal meshes were cut with a carbide disk and placed over the entire length of the gypsum pattern along with a spacer to allow them to be terminated in half of the samples of groups 3 and 4

The prepared acrylic was placed in the plaster patterns, the muffle was closed and subjected to manual pressing, and surplus was removed and fixed with the screws.



Figure 2. Patterns that leave the wax in the extruded gypsum using the lost wax technique.

Para su polimerización se sumergió la mufla en agua a 73 °C en un tiempo de 90 minutos, luego a una temperatura de 100 °C por 30 minutos se deja en temperatura ambiente y para finalizar a 23 °C en agua por 15 minutos⁷.



Figura 3. Polimerización en el acrílico de termo-curado

Una vez fría se procedió a abrir la mufla se separaron las muestras de acrílico del yeso retirando excedentes de acrílico y yeso de su superficie mediante piedras para desgastar acrílico. Se pulió y abrigantó con esmeril, rueda de tela y polvo de piedra pómez; una vez pulidas se verificó las medidas establecidas con un calibrador de metal⁷.

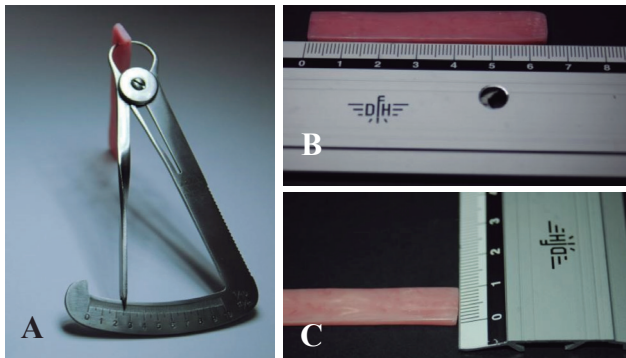


Figure 4. A, B and C Comprobación de medidas establecidas en muestras confeccionadas.

Previo a la realización del termociclado todas las muestras fueron sumergidas en agua destilada por 24 horas en una temperatura constante de 37 °C en un horno marca Mammert; a este procedimiento se lo denomina termociclado cero⁸.

Para los grupos 2 y 4 se realizó termociclado someténdolas a 1000 ciclos en un proceso manual, a un tiempo de 2 minutos para cada ciclo donde

For its polymerization the muffle was immersed in water at 73 °C in a time of 90 minutes, then at a temperature of 100 °C for 30 minutes it was left at room temperature and to finish at 23 °C in water for 15 minutes⁷.

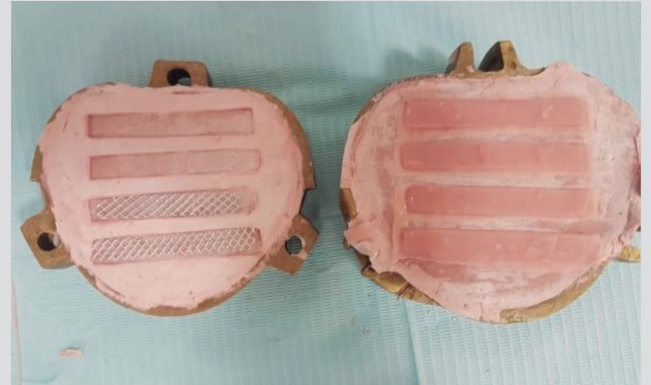


Figure 3. Polymerization in thermo-acrylic

Once cold it was proceeded to open the muffle the acrylic samples separated of the plaster removing surpluses of acrylic and plaster of its surface by means of stones to wear acrylic. It was polished and polished with emery, cloth wheel and pumice powder; Once polished the measurements were verified with a metal gauge.

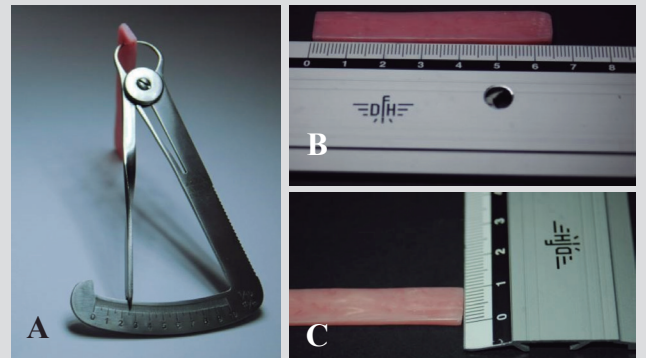


Figure 4. A, B and C testing of established measures in confectioned samples.

Prior to the realization of the thermocycling all the samples were submerged in distilled water for 24 hours at a constant temperature of 37 °C in a Mammert brand oven; this procedure is called thermocycling zero⁸.

For groups 2 and 4, thermocycling was performed by subjecting them to 1000 cycles in a manual process, at a time of 2 minutes for each

las muestras permanecieron en agua fría por 1 minuto a un rango de temperatura de 5 ± 2 oC y otro minuto en agua caliente a 55 ± 2 oC, simulando los cambios térmicos que sufren los acrílicos en el medio bucal durante la alimentación^{7,8,9}.

Para este proceso se utilizó hielos y agua fría para la temperatura de 5 ± 2 oC para poder controlarla se usó un termómetro digital. Para la temperatura de 55 ± 2 oC se empleó agua caliente cuya temperatura fue controlada mediante un aparato baño maría⁷.

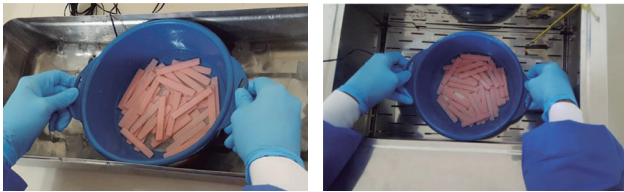


Figura 5. Muestras sometidas a termociclado manual.

La resistencia flexural se evaluó mediante pruebas de flexión en el laboratorio de nuevos materiales de la Escuela Politécnica Nacional con el equipo universal de ensayos Tinius Olsen; precisión utilizada: 0,1N y calibrador de vernier Mitutoyo modelo Absolute Digimatic (12"/300mm) con una apreciación de 0,001mm. En donde se aplicó una prueba de tres puntos cuyos apoyos se encontraban a 50 mm de distancia y la carga se aplicó en la mitad de la muestra a una velocidad de 1mm/minuto hasta que la muestra se fracturó.

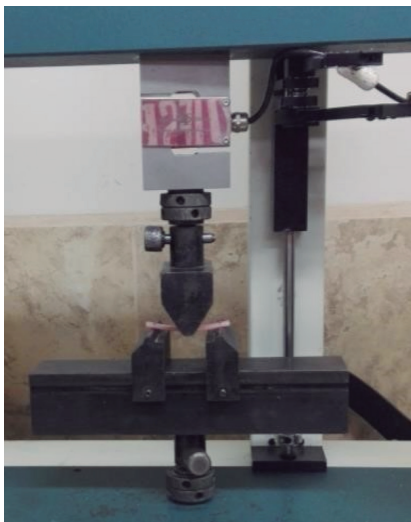


Figura 6. Equipo universal de ensayos Tinius Olsen para prueba de tres puntos.

cycle where the samples were kept in cold water for 1 minute at a temperature range of 5 ± 2 oC and another minute in hot water at 55 ± 2 oC, simulating the thermal changes suffered by acrylics in the oral medium during feeding^{7,8,9}.

For this process ice and cold water were used for the temperature of 5 ± 2 oC in order to control it a digital thermometer was used. For the temperature of 55 ± 2 oC hot water was used, the temperature of which was controlled by a water bath apparatus⁷.



Figure 5. Samples subjected to manual thermo-cycling.

The flexural strength was evaluated by flexural tests in the laboratory of new materials of the National Polytechnic School with the universal test equipment Tinius Olsen; precision Used: 0.1N and Mitutoyo model Absolute Digimatic Vernier caliper (12 "/ 300mm) with an appreciation of 0.001mm. Where a three-point test was applied whose supports were 50 mm apart and the load was applied in the middle of the sample at a speed of 1 mm / minute until the sample was fractured.

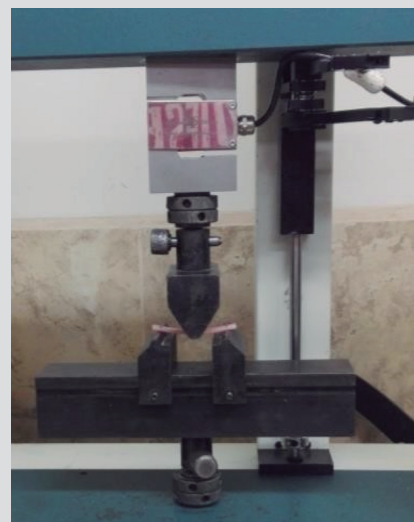


Figure 6. Tinius Olsen universal test equipment for three point test.

Para calcular la resistencia flexural se utilizó la siguiente fórmula^{3,10}:

$$R_f = \frac{3 \times F \times L}{2 \times B \times H^2}$$

En donde Rf es la resistencia flexural la que correspondió a la resistencia última que pudo soportar el material medida en megapascuales (MPa), 3 y 2 fueron valores constantes, mientras que F es igual a la fuerza última con la que la muestra se fracturó dado en Newton (N), L es igual a la distancia entre los apoyos que se utilizó correspondiendo a 50 mm, B es igual al ancho de la muestra en milímetros y H² es igual al espesor en milímetros elevado al cuadrado.

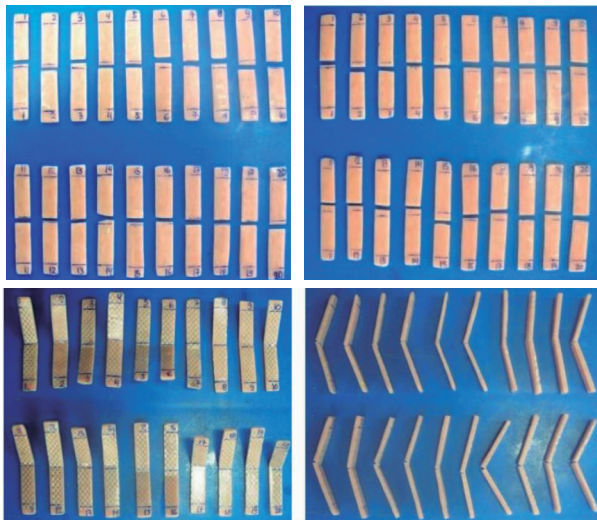


Figura 7. Muestras sometidas a pruebas de flexión donde se aprecia su fractura.

Los datos fueron procesados y analizados a través de pruebas estadística T de student con un nivel de significancia de 5%. La media de la resistencia flexural se observa en la tabla 1.

RESULTADOS

Se realizó una estadística descriptiva evaluando los valores obtenidos en los diferentes grupos de estudio (Tabla1).

The following formula was used to calculate the flexural strength: 3.10:

$$R_f = \frac{3 \times F \times L}{2 \times B \times H^2}$$

Where Rf is the flexural strength which corresponded to the last resistance that the material measured in megapascals (MPa) could support, 3 and 2 were constant values, while F is equal to the last force with which the sample was fractured In Newton (N), L equals the distance between the supports that was used corresponding to 50 mm, B is equal to the width of the sample in millimeters and H² is equal to the thickness in millimeters raised to the square.

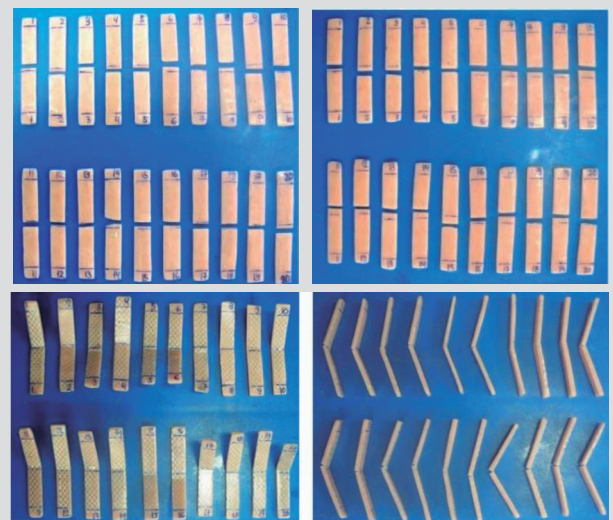


Figure 7. Samples subjected to bending tests where their fracture is appreciated.

The data were processed and analyzed through statistical T test of student with a level of significance of 5%. The mean of flexural strength is shown in Table 1.

RESULTS

A descriptive statistic was performed evaluating the values obtained in the different study groups (Table 1).

Tabla 1: Media y desviación estándar de los valores de resistencia flexural.

Grupos	Cantidad de observaciones	Media	Desviación estándar	Valor mínimo	Valor máximo
1	19	73.51737	9.04837	50.26	89.65
2	17	65.56118	5.952679	57.8	79.42
3	19	71.14526	10.7842	54.21	95.3
4	18	73.08944	8.89982	55.82	87.5

DE= Desviación estándar

Tabla 2. Prueba T de student de los valores de resistencia flexural de los diferentes grupos.

Comparaciones	Pruebas t de Student		
Grupo A y B	A < B p = 0.9979	A = B p = 0.0041	A > B p = 0.0021
Grupo A y C	A < C p = 0.5572	A = C p = 0.8856	A > C p = 0.4428
Grupo A y D	A < D p = 0.7663	A = D p = 0.4674	A > D p = 0.2337
Grupo B y C	B < C p = 0.0031	B = C p = 0.0062	B > C p = 0.9969
Grupo B y D	B < D p = 0.0336	B = D p = 0.0672	B > D p = 0.9664
Grupo C y D	C < D p = 0.7226	C = D p = 0.5549	C > D p = 0.2774

* Los valores más bajos de 0,05 en (p) son estadísticamente significativos a un nivel de confianza del 95%.

DISCUSIÓN

Para que una prótesis total removible sea un tratamiento eficaz deberá proveer adecuada estética, función y salud a los tejidos circundantes y de reposo¹¹. La mayoría de estos tratamientos lo logran pero a un corto plazo de tiempo.

Es común el uso del PMMA en su confección y es inevitable recalcar de una manera enfática que sus propiedades mecánicas no satisfacen de la mejor manera los requerimientos para ser un material usado con el objetivo de ser un tratamiento con altas expectativas de longevidad^{3,6,12}.

Por este motivo diversos estudios han recomendado la implementación de reforzamientos y técnicas para que este material eleve sus propiedades mecánicas y brinde mayor seguridad; con ello disminuir la prevalencia de fracasos de estos tratamientos protésicos^{6,7,13}.

Para Pasam et al., 2006⁶ el implemento de insertos metálicos no es un concepto nuevo, si no que

Table 1: Mean and standard deviation of flexural strength values.

Groups	Number of observations	Mean	Standard deviation	Minimum value	Maximum value
1	19	73.51737	9.04837	50.26	89.65
2	17	65.56118	5.952679	57.8	79.42
3	19	71.14526	10.7842	54.21	95.3
4	18	73.08944	8.89982	55.82	87.5

SD= Standard deviation

Table 2. Student's T test of the flexural strength values of the different groups.

Comparisons	Student's t-test		
Group 1 and 2	1 < 2 p = 0.9979	1 = 2 p = 0.0041	1 > 2 *p = 0.0021
Group 1 and 3	1 < 3 p = 0.5572	1 = 3 p = 0.8856	1 > 3 p = 0.4428
Group 1 and 4	1 < 4 p = 0.7663	1 = 4 p = 0.4674	1 > 4 p = 0.2337
Group 2 and 3	2 < 3 *p = 0.0031	2 = 3 p = 0.0062	2 > 3 p = 0.9969
Group 2 and 4	2 < 4 p = 0.0336	2 = 4 p = 0.0672	2 > 4 p = 0.9664
Group 3 and 4	3 < 4 p = 0.7226	3 = 4 *p = 0.5549	3 > 4 p = 0.2774

* Lower values of 0.05 on (p) are statistically significant at 95% confidence level.

DISCUSSION

In order for a removable total prosthesis to be an effective treatment, it must provide adequate aesthetics, function and health to the surrounding and resting tissues¹¹. Most of these treatments do so but in the short term.

It is common to use PMMA in its manufacture and it is inevitable to emphasize emphatically that its mechanical properties does not meet the requirements of a material used with the objective of being a treatment with high longevity expectations^{3,6,12}.

For this reason several studies have recommended the implementation of reinforcements and techniques for this material to raise its mechanical properties and provide greater safety; thereby reducing the prevalence of failures of these prosthetic treatments^{6,7,13}.

For Pasam et al., 2006⁶ the implementation of metal inserts is not a new concept, but it has

se lo ha utilizado en el campo de la odontología como un recurso económico que brinda ventajas para quienes lo utilicen.

Así lo confirman estudios realizados por Vojdani et al., 2006³ en donde muestras acrílicas a base de PMMA fueron sometidas a ensayos de flexión cuyos resultados demostraron que existió una se han desarrollado estudios para conocer el compartimento de los materiales base para dentaduras ante las variaciones térmicas a las cuales son sometidas. Para Silva et al., 2013¹⁷ el termociclado es un proceso in vitro donde las muestras para una investigación son sujetas a cambios de temperatura extremas usando baños de agua a diferente temperatura para simular las condiciones de la cavidad bucal.

Dichas temperaturas son manejadas de 5 ± 2 oC a 55 ± 2 oC por ser temperaturas que no causarán daño en los tejidos de soporte o circundantes^{8,9}.

Estudios de Seo et al., 2006¹⁸ demostraron que la base de dentaduras sometidas a 5000 y 10.000 ciclos de termociclado y sometidos a un estrés mecánico puede disminuir las propiedades de resistencia de dicho material. Así lo confirma Osorio et al., 2014⁷ que en las conclusiones de su estudio mencionan que el estrés producido en los acrílicos para bases de dentaduras con los cambios térmicos en una cantidad de 500 ciclos afecta de manera considerable sus propiedades físicas. Por ello, coincidimos con la bibliografía citada haciendo referencia a los resultados obtenidos en el cual pudimos comprobar que al someter a 1000 ciclos térmicos que corresponde a una estimación de uso de 1 año el material tendrá una respuesta negativa frente a fuerzas flexurales en una forma significativa comparando con aquellas muestras que no fueron sometidas a dichos cambios de temperatura siendo estadísticamente significativa.

La humedad que posee la cavidad bucal para Shah et al., 2015¹² es un factor fundamental, en sus estudios demostró que todas las muestras almacenadas bajo condiciones húmedas mostraron disminución de la resistencia a la flexión en comparación con los almacenados en condiciones secas, en la presente investigación los cambios térmicos y la humedad contribuyó a que existan daños estructura-

been used in the field of dentistry as an economic resource that offers advantages for those who use it.

This is confirmed by studies carried out by Vojdani et al., 2006³ in which acrylic samples based on PMMA were subjected to flexion tests whose results showed that there were studies developed to know the compartment of the base materials for dentures before the thermal variations to which they are subjected. For Silva et al., 2013¹⁷ thermocycling is an in vitro process where samples for an investigation are subject to extreme temperature changes using water baths at different temperatures to simulate the conditions of the oral cavity.

Such temperatures are handled from 5 ± 2 oC to 55 ± 2 oC because they are temperatures that will not cause damage to supporting or surrounding tissues^{8,9}.

Studies by Seo et al., 2006¹⁸ showed that the base of dentures subjected to 5000 and 10,000 cycles of thermocycling and subjected to mechanical stress can decrease the resistance properties of this material. This is confirmed by Osorio et al., 2014⁷ who, in the conclusions of his study, mention that the stress produced in denture base acrylics with thermal changes in a quantity of 500 cycles considerably affects its physical properties. Therefore, we agree with the cited bibliography referring to the results obtained in which we could verify that when submitting to 1000 thermal cycles corresponding to an estimate of use of 1 year the material will have a negative response to flexural forces in a significant way Comparing with those samples that were not subjected to said temperature changes being statistically significant.

The humidity that contents the oral cavity for Shah et al., 2015¹² is a fundamental factor, in his studies it was shown that all samples stored under wet conditions showed a decrease in flexural strength compared to those stored under dry conditions, Present investigation the thermal changes and the humidity contributed to that there are structural damages in the material,

les en el material, lo que conllevó a la disminución de sus propiedades mecánicas.

Por otro lado, al comparar la resistencia a la ruptura entre acrílicos de termocurado y autocurado afectados por el termociclado Silva et al., 2013¹⁷ concluyen que dicha resistencia flexural no es similar, siendo la de termocurado más resistente a la propagación de grietas y colapso del material.

El termociclado no afecta solamente a las propiedades físicas o mecánicas, estudios hechos por Altinci et al., 2016¹⁹ concluyen que el termociclado al igual que ciertas bebidas como: te negro y verde, gaseosas, café y otras sustancias tiene implicaciones en la estabilidad del color de las resinas acrílicas para base de dentaduras; lo cual no fue evaluado en el presente estudio y sirve de base para futuras investigaciones.

Por ello coincidimos con la bibliografía citada haciendo referencia a los resultados obtenidos en el presente estudio, donde fue comprobado que las condiciones térmicas al cual es expuesto el material influyen de una manera negativa en la resistencia flexural del material.

Los resultados del presente estudio deben ser interpretados con cuidado, ya que, las condiciones clínicas a las que son sometidas las bases para dentadura pueden variar con metodología del estudio in vitro utilizado; por el motivo de que estos materiales están sujetos a sin número de factores que pueden modificar su comportamiento; como pueden ser: estrés masticatorio, humedad, saliva, tipo de alimentación; por lo tanto, dichos factores deben ser tomados en cuenta para futuras investigaciones.

CONCLUSIONES

- Los cambios térmicos afectan de una manera significativa a la resistencia flexural del PMMA usado como base para dentaduras.
- El efecto de los cambios térmicos en las muestras con inserto metálico no disminuyó en mayor cuantía los valores de resistencia a la flexión comparándolos con aquellos que no

which led to the diminution of its mechanical properties.

On the other hand, when comparing the resistance to rupture between thermo-cured and self-cured acrylics affected by the thermocycline Silva et al., 2013¹⁷ concluded that this flexural strength is not similar, being the one of thermo-cured more resistant to the propagation of cracks and collapse of the material.

Thermocycling does not only affect physical or mechanical properties, studies by Altinci et al., 2016¹⁹ conclude that thermocycling, like several drinks such as black and green tea, soda, coffee and other substances, has implications for color stability Of acrylic resins for denture base; Which was not evaluated in the present study and serves as a basis for future research.

Therefore, we agree with the cited bibliography referring to the results obtained in the present study, where it was verified that the thermal conditions to which the material is exposed have a negative influence on the flexural strength of the material.

The results of the present study should be interpreted with caution, since the clinical conditions to which denture bases are subjected may vary with methodology of the in vitro study used; For the reason that these materials are subject to a number of factors that can modify their behavior; Such as: masticatory stress, humidity, spit, feeding type; Therefore, these factors should be taken into account for future research.

CONCLUSIONS

- Thermal changes significantly affect the flexural strength of PMMA used as a denture base.
- The effect of the thermal changes in samples with metallic insert did not decrease the values of flexural strength in a larger amount compared with those that were not subjec-

fueron sometidos a termociclado y que tuvieron en su composición un inserto metálico.

- Los insertos metálicos son una opción viable para su utilización como fortalecedores en un tratamiento protésico total removible gracias a sus sencillos procedimientos de colocación y su bajo costo.

ted to thermocycling and that had a metal insert in their composition.

- Metal inserts are a viable option for use as reinforcers in a total removable prosthetic treatment thanks to their simple placement procedures and low cost.

BIBLIOGRAFÍA / BIBLIOGRAPHY

1. Murthy HB, Shaik S, Sachdeva H, Haralur S, Sumit K, Rupa KT. Effect of reinforcement using stainless steel mesh, glass bers, and polyethylene on the impact strength of heat cure denture base resin - An *in vitro* study. *J Int Oral Health* 2015; 7(6):71-9.
2. Khalid H. Causes and types of complete denture fracture. *Zanco J. Med. Sci.* 2011; 15(3):36-40.
3. Vojdani M, Khaledi AAR. Transverse Strength of Reinforced Denture Base Resin with Metal Wire and E-Glass Fibers. *Journal of Dentistry Tehran University of Medical Sciences.* 2006; 3(4): 167-72.
4. Alla R, Sajjan S, Alluri V, Ginjupalli K, Upadhya N. Influence of Fiber Reinforcement on the Properties of Denture Base Resins. *JBNB.* 2013; 4:91-7.
5. Nandal S, Ghalaut P, Shekhawat H, Gulati MS. New era in denture base resins: a review. *Dental Journal of Advance Studies.* 2013; 1(3): 136-43.
6. Pasam N, Hallikerimath RB, Gangadhar SA. Relining a metal denture base: A clinical report. *The Journal of Indian Prosthodontic Society.* 2006; 6(1): 51-53.
7. Osorio A, Guerrero J, Santos, A. Influencia de los cambios térmicos en la deflexión transversa de acrílicos para la base de dentaduras con y sin insertos metálicos. *Revista Odontológica Mexicana.* 2014; 18(3): 170-74.
8. Alignani G, Pantoja J, Takahashi J, Vasconcellos A, Mesquita M, Miranda M. Effect of thermocycling in a hard denture liner and acrylic resin after different chemical and mechanical polishing. *RGO.* 2015; 63(4):397-404.
9. Ribeiro JR, Ferraz MF, Nóbilo MA, Pessanha GE. Evaluation of varying amounts of thermal cycling on bond strength and permanent deformation of two resilient denture liners. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(3):288-93.
10. Golbidi F, Mousavi T. Transverse Strength of Repaired Denture Base Material with Wire and Two Auto Polymerized Acrylic Resin. *Journal of Dentistry Tehran University of Medical Sciences.* 2007; 4(4): 183-187.
11. Savabi G, Savabi O, Dastgheib B, Nejatidaneh F. Effect of the processing cycle on dimensional changes of heat-polymerized denture base resins. *Dent Res J* 2015; 12(4):301-6.
12. Shah SA, Khan S, Gulzar S, Khazir M. A research study to compare the flexural strength and impact strength of different heat cure and chemical cure acrylic resins under various conditions. *Int J Health Sci Res.* 2015; 5(6):325-29.
13. Kiran KS, Ananda SR, Ramesh K, Patil NP. A Comparative Study of the Effectiveness of Metal Surface Treatment in Controlling Microleakage of Two Different Metal and Acrylic Resin Interface. En: *Research and Reviews: Journal of Dental Sciences.* 2013; 1(2):7-12.
14. Rathod N, Pawar S, Naitam DN, Pasam N. Metal denture base an approach to overco-

- me the failure of acrylic denture bases. *Ijrid*. 2015; 5(2): 69-75.
15. Harsha Rh, Preetham MP. Metal mesh dentures- A case report. *IJDR*. 2012; 67-68.
 16. Bhandari S. Outcome of single maxillary complete dentures opposing mandibular teeth: A need to introspect on the prosthodontic treatment protocol. *J Indian Prosthodont Soc* 2016; 16(1):15-19.
 17. Silva C, Machado A., Chaves C., Pavarina A., Vergani C. effect of thermal cycling on denture base and autopolymerizing relines resins. *J Appl Sci*. 2013; 21(3):219-24.
 18. Seo R, Murata H, Hong G, Vergani C, Hamada T. Influence of thermal and mechanical stresses on the strength of intact and relined denture bases. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006; 96(1):59-67.