Evaluación de la resistencia a la fractura de bases protésicas en prótesis total utilizando insertos metálicos

Leonardo Mantilla Nieto

Davier David Romero Redondo

Universidad Antonio Nariño

Sede Bucaramanga

Programa de Odontología

Bucaramanga

2020

Evaluación de la resistencia a la fractura de bases protésicas en prótesis total utilizando insertos metálicos

Leonardo Mantilla Nieto

Davier David Romero Redondo

Área de investigación

Ciencias de la salud

Línea de investigación

Materiales odontológicos

Tutor Temático

Esp. Exiomara Aguilar

Tutor Metodológico

Ps. Cesar Bautista, Mg.

Universidad Antonio Nariño

Sede Bucaramanga

Programa de Odontología

Bucaramanga

2020

Tabla de contenido

Introducción **8**

1. Pregunta de investigación / hipótesis **13**

1.1. Pregunta de investigación 13

1.2. Hipótesis 13

- Hipótesis de investigación 13
- Hipótesis nula 13
- Hipótesis alterna 13

2. Objetivos **14**

2.1. Objetivo general 14

2.2. Objetivos específicos 14

3. Marco Teórico **15**

3.1 Marco Referencial 15

3.2. Marco teórico 16

3.2.1. Prótesis dental 16

3.2.2. Prótesis total 18

3.2.3. Prótesis Parcial removible 18

3.2.4. Prótesis parcial acrílica 18

3.2.5. Resina acrílica 19

3.2.6. Fracturas en bases protésicas acrílicas 22

3.2.7. Refuerzos para bases prótesis acrílicas. 23

4. Metodología 26

4.1 Tipo de estudio 26

4.2 Criterios de inclusión 26

4.3 Población o muestra 27

4.4 Consideraciones éticas. 27

4.5. Procedimiento 28

5. Resultados 36

5.1. Resultados estadísticos descriptivos 36

5.2. Resultados estadísticos inferenciales. 38

6. Discusión. 41

7. Conclusión. 45

8. Recomendaciones 46

9. Bibliografía. 47

Lista de tablas y figuras

Tabla 1. *Fuerza de mordida en valores promedio.* 10

Tabla 2. *Áreas de la odontología.* 17

Tabla 3. *Clasificación de las resinas acrílicas por grupos.* 19

Tabla 4. *Clasificación de los polímeros de acuerdo a la norma NTC 1590.* 22

Tabla 5. *Componentes de la resina acrílica de termopolimerizacion.* 22

Tabla 6. *Composición química de los refuerzos en acero (malla).* 24

Tabla 7. *Criterios de inclusión y exclusión.* 26

Tabla 8. *Formato recolección datos.* 36

Tabla 9. *Resultados estadísticos descriptivos.* 37

Tabla 10. *Diferencia estadística en muestras sin refuerzo vs. Refuerzo rejilla* 39

Tabla 11. *Diferencia estadística en muestras sin refuerzo vs. Refuerzo malla.* 40

Tabla 12. *Diferencia estadística en muestras con refuerzo malla vs. Refuerzo Rejilla.* 40

Figura 1 *Malla* 24

Figura 2 *Rejilla* 24

Figura 3 *Alambre Wipla media caña* 24

Figura 4 *Matriz guía en acero inoxidable.* 28

Figura 5 *Mufla para elaboración de prótesis acrílicas termopolimerizacion***.** 29

Figura 6 *Duplicación de matriz de acero.* 29

Figura 7 *Impresión en yeso de la matriz.* 30

Figura 8 *Recipientes de medición* 30

Figura 9. *Balanza digital, 5 mg de líquido, 1° mg de polvo.* 31

Figura 10. *Pasos para la polimerización.* 31

Figura 11. *Muestra sin refuerzo, con refuerzo rejilla, con refuerzo malla.* 32

Figura 12. *Banco de deflexión.* 33

Figura 13. *Posición de la base en el banco de deflexión* 34

Figura 14. *Posición de la base modificada en el banco de deflexión.* 35

Figura 15. *Realización de pruebas.* 35

Figura 16. *Muestras con separación, muestra con fractura, pero con continuidad*. **¡Error! Marcador no definido.**

Figura 17 *Resultados de las muestras después de ser sometidas al banco de deflexión* 39

Resumen

Objetivos: Evaluar la resistencia a la fractura de las resinas acrílicas de termocurado utilizadas para la elaboración de las bases protésicas para prótesis totales, utilizando insertos metálicos**. Materiales y métodos:** Se realizaron 30 muestras, en PMMA de termocurado,Veracryl referencian VR1 de New Stetic, distribuidas en tres (3) grupos de 10 cada una, identificadas SR (sin refuerzo), RM (refuerzo malla), RR(refuerzo rejilla). Se sometieron a fuerza vertical en un banco de deflexión, a una fuerza constante en Kgf, hasta alcanzar una fractura. El presente estudio es cualitativo in vitro**. Resultados :** Al comparar las muestras de acrílico para base protésicas de termocurado distribuidos en tres grupo de las muestras en sin inserto metálico (10), inserto tipo malla(10) e inserto con rejilla (10) y someterlas a pruebas de carga en un banco de deflexión, se determinó que no existe diferencia estadística significativa por estar fuera del rango $p = 0.05$, en cuanto a la resistencia flexural, pero si diferencias observacionales de conservación estructural por parte de las muestras con inserto (malla y rejilla) de aquellas que no los contenían y las cuales se dispersaron. **Conclusiones:** Se puede concluir, basados en los resultados de la herramienta estadística aplicada que la resistencia de la fractura no presenta diferencias significativa en los grupos muestra de los ensayos analizados, determinando que las muestras que contenían insertos (malla y/o rejilla), comparadas con aquellas que no contenían ningún tipo de inserto, la resistencia a la fractura para cada una de las muestras no son muy diferentes, existiendo valores ligueramente superiores en el grupo sin refuerzo**.**

Palabras claves: prótesis, base acrílica, inserto, deflexión

Abstract

Objectives: To evaluate the fracture resistance of thermocuring acrylic resins used for the production of prosthetic bases for total prostheses, using metal inserts. **Materials and methods:** Thirty (30) samples, in heat-curing PMMA, Veracryl referenced VR1 by New Stetic, distributed in three (3) groups of 10 each, identified SR (no reinforcement), RM (mesh reinforcement), RR (grid reinforcement). They were subjected to vertical force on a deflection bench, at a constant force in Kgf, until a fracture was reached. The present study is qualitative in vitro. **Results :** When comparing the acrylic samples for thermocuring prosthetic base distributed in three groups of the samples in without metallic insert (10), mesh insert (10) and insert with grid (10) and subjecting them to load tests in a deflection bench, it was determined that there is no significant statistical difference because they are out of the range p = 0. 05, in terms of flexural strength, but there were observational differences in structural conservation by the samples with insert (mesh and grid) from those that did not contain them and which were dispersed. **Conclusions:** It can be concluded, based on the results of the applied statistical tool that the fracture resistance does not present significant differences in the sample groups of the analyzed tests, determining that the samples that contained inserts (mesh and/or grid), compared with those that did not contain any type of insert, the fracture resistance for each one of the samples are not very different, existing slightly superior values in the group without reinforcement.
Keywords: prosthesis, acrylic base, insert, deflection

Introducción

En los hallazgos clínicos orales, donde el odontólogo debe estar capacitado en su diagnóstico y tratamiento, se encuentran el edentulismo (total o parcial); que desde la perspectiva medica se define como una amputación, lo que origina en el paciente, la deficiencia en su funciones masticatorias según la OMS, se estima actualmente que las tasas de edentulismo a nivel internacional se encuentre entre el 7% y el 69% de la población adulta, (Felton, y otros, 2011) con diversos tipos de manejo en el reemplazo de las piezas dentales perdidas; consistentes en prótesis parciales removible acrílicas o combinadas con metal, prótesis totales acrílica para aquellos que han perdido todos sus dientes (Agudelo, y otros, 2017).

Desde esta praxis, el objetivo de rehabilitar estos pacientes es devolver las funciones masticatorias, mejorar su estética, su bienestar físico y psicológico, ya que la pérdida de dientes afecta el desarrollo social y laboral de estos pacientes, bien por presentación personal o su aceptación por los cambios en su fisionomía, en fin, brindarles calidad de vida.

De esta manera, en Colombia, con base en estudio realizado por el IV Estudio Nacional de Salud Bucal, ENSAB 2014, el edentulismo total bimaxilar presenta una prevalencia del 7,4% en la población de 45 a 64 años, y un 33% para el grupo de 65 a 79 años) (Colombia. Minsiterio de Salud y Proteccion Social, 2014).

El diagnóstico y la elaboración de prótesis completas suele ser un área difícil para el odontólogo, especial por el estado físico y mental del paciente edéntulos

Aunque los elementos constitutivos para la elaboración de la prótesis total son mínimos (base protésica-dientes acrílicos) es necesario que se integren los conocimientos tantos técnicos como clínicos que se adquirieron durante el desarrollo de la formación académica como odontólogos (Castillo, Herrera, Jaramillo, Mejia, & Rey, 2011).

Para restablecer las funciones del sistema estomatognático, la prótesis total se debe diseñar procurando determinar el plano de oclusión, la forma y contorno de la cara, así como la configuración y forma de los rebordes edéntulos tanto en el maxilar superior y mandibular, ya que estos nos determinarán la extensión y calidad de la base protésica que se debe utilizar y por último determinar el tamaño, forma y color de los dientes artificiales (acrílico) (Acosta, y otros, 2013).

Las fases de tratamiento se deben de realizar paso a paso, desde una buena anamnesis hasta la inserción definitiva de la prótesis total, así como determinar claramente la importancia del cuidado permanente de las mismas, ya que, al momento de instalarse la prótesis en la boca del paciente, se perciben cambios inmediatos a nivel funcional (fonación, masticación, deglución) que el paciente había perdido por la ausencia total de los dientes. (González & Tasende, 2012).

La construcción de la base protésica debe adaptarse perfectamente a las formas anatómicas individuales de cada paciente para no ocasionar lesiones orales localizadas que perturben la estabilidad emocional del paciente, así como la utilización de la prótesis.

En casos especiales, existen pacientes edéntulos totales unimaxilares, es decir, su antagonista posee dientes naturales, es por ello que el odontólogo debe tomar en cuenta las fuerzas que se generan en estas condiciones para poder diseñar la prótesis, con el fin de que los elementos constitutivos de la prótesis total (dientes y base acrílica) puedan soportar dichas fuerzas; se ha determinado por estudios de mordida que existen valores determinantes según la edad, clasificaciones de la dentición (decidua y permanente) y clase de prótesis utilizadas por los pacientes, como se puede observar en la tabla 1 a continuación (Angeles, Alfaro, Nuñez, Osorio, & Romero, 2012).

Tabla 1. *Fuerza de mordida en valores promedio.*

Pacientes	**Fuerza de mordida Valor promedio (Kgf)**
Hombre adulto jóvenes	727 N (74.15 Kgf)
Niños dentición permanente (oclusión Normal	425 N (43.35 Kgf)
Niños dentición temporal (sanos)	186.20 N (18.99 Kgf)
Niños dentición mixta (mordida cruzada)	114 N (11.62 Kgf)
Mujeres jóvenes (enfermedad periodontal)	370 N (37.74 Kgf)
Adultos mayores (prótesis parciales removibles o prótesis totales)	181 N (18.46 Kgf)

Nota: Elaboración propia 2020.

La estrecha relación entre el laboratorio dental y el odontólogo, es la unión que puede llevar bien sea a el éxito o al fracaso de una prótesis total ya que cada uno tiene una responsabilidad en el tratamiento, el odontólogo en el manejo clínico y de planificación del tratamiento y el laboratorio dental en seguir los parámetros establecidos por el profesional tales como forma, color, y tamaño de dientes, forma y extensión de la base protésica así como en el manejo de los materiales específicos para la realización de las prótesis totales, adaptándose a los parámetros del fabricante, indicaciones clínicas y capacitación en el desarrollo de este tipo de prótesis (Perez, 2001).

El fracaso de este tipo de tratamiento generalmente radica en que no se han especificado las condiciones de cada paciente o porque los elementos constitutivos de estas prótesis sean elegidos de forma erróneas o no se ha aplicado la técnica correspondiente para cada una de ellas.

La fractura de las prótesis totales y/o parciales se constituye en una afectación al paciente en diversos aspectos tales como económico, funcional y estético, que requieren reparación o en algunos casos la elaboración de una nueva prótesis (Agudelo, y otros, 2017).

En diversos estudios se hace referencia a las fracturas en las prótesis dentales, están clasificadas en dos tipos de fuerzas, una es la fatiga a la flexión y la otra es al impacto. La fatiga a

la flexión es generada por movimientos repetitivos denominados flexiones (doblamiento) de un material, estas cargas son tan pequeñas que una aplicación aparentemente no perjudicial llega a dañar al componente, y en relación al impacto esta se determina por golpes y caídas repentinas de las prótesis, debido al desalojo de la cavidad oral o esta se recibe al momento del lavado por parte del paciente (El-Sheikh & Al-Zahrani, 2006).

Dentro de las fracturas en prótesis totales, estudios revelan que el mal ajuste de la prótesis total era la principal causa de fractura de la misma, en especial las superiores; estas prótesis se flexionan en la cavidad oral al realizar sus funciones especialmente hacia la línea media y debido a las pequeñas cargas repetitivas durante la masticación llevan a que se produzca una fractura por fatiga. Se presenta más en prótesis superiores que en comparación con prótesis inferiores llegando a una proporción de 3:1, como factor determinante se asocia a, una deficiente adaptación (40%), mala relación oclusal (21%). Con respecto a las fracturas hacia la línea media como el tipo de fractura más común (59%), se describe también que la mayoría de las prótesis fracturadas (56%) eran de hombres (Khalid, 2011).

El cambio térmico a nivel de la cavidad oral también se considera como un factor predisponente que afectan el comportamiento de las prótesis dentales al presentar alteraciones en la temperatura por ingestión de alimentos y bebidas tanto frías como caliente, transmitiendo estos cambios a la prótesis favoreciendo la modificación del comportamiento de las bases acrílicas que tiene como componente el polimetilmetacrilato de termocurado (Guerrero I, Osorio N, & Santos E, 2014).

Con el fin de aumentar la resistencia a la fractura y buscar un mejor comportamiento protésico que le permita al paciente gozar seguridad frente a la prótesis utilizada, se han utilizado tanto por el odontólogo como el laboratorio dental los insertos metálicos en bases protésicas con el único fin de aumentar la resistencia de las mismas, se ha demostrado que existen fracturas de la

bases con y sin insertos metálicos, algunos estudios relacionados con la resistencia de las bases en pacientes portadores de prótesis totales han determinado que las fracturas no solo dependen de la constitución de la base protésica si no también tipo de oclusión, materiales utilizados y en desconocimientos de los paciente en los límites estructurales de los elementos que constituyen las prótesis (DeBoer, Vemilyea, & Brady, 1984).

1. Pregunta de investigación / Hipótesis.

1.1. Pregunta de investigación

¿La utilización de insertos metálicos en la base protésica para prótesis total aumentara la resistencia a la fractura?

1.2. Hipótesis

- **Hipótesis de investigación**

  El uso de insertos metálicos en base protésicas aumenta la resistencia a la fractura de las bases acrílica de las prótesis totales.

- **Hipótesis nula**

  El uso de insertos metálicos en bases protésicas acrílicas para prótesis total disminuirá la resistencia a la fractura.

- **Hipótesis alterna**

  El uso de insertos metálicos en bases protésicas acrílicas para prótesis total no modifica la resistencia a la fractura.

2. Objetivos

2.1.Objetivo general

Evaluar la resistencia a la fractura de las resinas acrílicas de termocurado utilizadas para la elaboración de las bases protésicas para prótesis totales, utilizando insertos metálicos.

2.2.Objetivos específicos

- Determinar la resistencia a la fractura flexural del acrílico de termocurado para las bases protésicas reforzadas con insertos metálicos.
- Establecer las diferencias en cuanto a la resistencia del acrílico de termocurado para bases acrílicas con y sin insertos metálicos.
- Analizar la magnitud de la fuerza utilizada para generar fractura en la resina acrílica de termocurado para bases protésicas con y sin insertos metálicos.

3. Marco Teórico

Dentro del contexto de análisis, discusión y comprensión de los resultados de este estudio, se exponen diferentes marcos teóricos y conceptuales para tal fin; así mismo, se realizó un estudio del estado del arte en este campo; a continuación, se presentan investigaciones de referencia para este trabajo y teorías de base científica.

3.1 Marco Referencial

En el campo de la rehabilitación oral, los estudios sobre funcionalidad y estructura de las prótesis dentales, hacen referencia a las propiedades tensionales de resinas acrílicas de termocurado en la construcción de las bases de las prótesis, como es el caso del estudio de la Universidad del Valle en Colombia (Castillo, Herrera, Jaramillo, Mejia, & Rey, 2011), con un estudio in vitro que buscaba la evaluación de las resistencia de tensión de dos materiales utilizados en la fabricación de prótesis totales y comparar sus propiedades mecánicas.

En latino-américa también se han desarrollado estudios correspondientes a este tema, comparando la resistencia flexural de las resinas acrílicas actuales de tratamiento corto (Autopolimerización) y tratamiento largo (termopolimerización) por método clásico de inmersión (baño maría) o por microondas, realizado por la universidad nacional de Córdoba, Argentina por el departamento de rehabilitación bucal de la facultad de odontología (Atala, Cabral, Ibañez, Ocampo, & Lagnarini, 2017).

Así mismo en la universidad central de Ecuador, la facultad de odontología, adelantaron estudios en que tenían como objetivo determinar si la alteración de la temperatura presente en la cavidad oral tendría efecto en la resistencia flexural de las resina acrílicas de termocurado,

utilizado para la elaboración de las bases protésicas en prótesis totales que contenían o no insertos metálicos, realizando por pruebas de termociclado y de flexión (Cabezas, 2017).

De la misma forma, se han desarrollado estudios a nivel internacional referente a comparar la resistencia a la fractura utilizan refuerzo metálicos y de fibra de vidrio, el publicado por Gangneung-Wonju National University, República de Korea, cuyo objetivo fue indagar sobre los diferentes materiales que son utilizados para evitar las fracturas de las prótesis totales con insertos de fibra de vidrio y metálico (Cho, Huh, Im, & Park, 2017).

De modo similar, en la investigación desarrollada por el instituto de investigación dental del ejército de los Estados Unidos, se determinó que la posición la fibra de carbono en las bases protésica en prótesis totales, es determinante en el aumento en la resistencia flexural y a la fatiga por flexión cuando estas se ubican de manera perpendicular, o que no ocurre cuando estas se encuentras dispersas (DeBoer, Vemilyea, & Brady, 1984).

3.2. Marco teórico

La pérdida parcial o total de los dientes, conlleva a una deficiencia masticatoria, causando a la vez alteraciones, tanto funcionales como orgánicas, por lo cual es importante prevenir su pérdida. La ausencia dental es causada por múltiples factores, como caries y enfermedad periodontal y también está asociada a factores de desarrollo como la agenesia (ausencia de formación del diente), inclusión dental (la falta de erupción) los traumatismos (accidentes) y a cáncer oral (tumores), que hacen necesario la rehabilitación de los pacientes por medio de prótesis dentales (González & Tasende, 2012).

3.2.1. Prótesis dental

Se define como un elemento artificial que reemplaza a uno o más dientes, tanto a nivel maxilar como mandibular, así como los tejidos duros de soporte (hueso) y el tejido de

revestimiento (mucosa oral) (Bagby & Gladwin, 2001) y cuyo objetivo es restablecer las funciones masticatorias y estéticas del paciente, como se puede observar en la tabla 2.

Tabla 2. *Áreas de la odontología.*

Área de odontología	**Tipo de prótesis**	**Cantidad de dientes a reemplazar**	**Acoplamiento en cavidad oral**
Rehabilitación oral	Fija	Parcial	Dento-soportada Implanto-soportada
		Total	
	Removible	Parcial	Dento- soportada Dento –muco- soportada Muco -soportada
		Total	Muco -soportada Implanto -soportada
	Maxilofacial		

Nota: Elaboración propia 2020.

En la tabla anterior, se exponen que dentro de los tipos de prótesis dental se clasifican según la forma de rehabilitación y la cantidad de dientes perdidos, es por eso que encontramos la prótesis fija, asentada sobre dientes pilares remanentes o sobre implantes, la prótesis de complementación la cual combina a prótesis fija y prótesis removible mediante el uso de ataches o ajustes de precisión, la prótesis removible, clasificada según la forma como se va a retener en la cavidad oral por medio de retenedores, bien sea de tipo extracoronal, ganchos convencionales, o intracoronal por medio de coronas con preparaciones especiales, o simplemente con una prótesis parcial acrílica. La valoración clínica de los pilares, la expectativa del paciente hacia el tratamiento, así como la parte económica, que hará viable la realización de la rehabilitación oral (Keopgh & Mallat, 1995). En la misma tabla, se enumera dentro de la rehabitacion oral total, las implanto soportadas que son un tipo de protesis ancladas o fijadas por medio de implantes de

osteointegracion, y que le brindan al paciente mayor estabidad y confiabilidad en el uso de protesis dental (Misch, 2007)

3.2.2. Prótesis total

Frente al edentulismo total, el tratamiento indicado es la colocación de la prótesis total acrílica. Su forma de retención en la cavidad oral es por medio de la succión (sellado periférico) que se produce como resultado de la tensión superficial y la presión atmosférica, intermediado por la saliva, ya que esta aumenta la succión (Bagby & Gladwin, 2001).

Esta prótesis está constituida por dos elementos fundamentales, los dientes artificiales (acrílico, resina, cerámica) y la base protésica o acrílica, cuya función es dar soporte y retención a la prótesis. Siendo Está elaborada principalmente en polimetilmetacrilato de metilo (PMMA).

3.2.3. Prótesis Parcial removible

Como alternativa en el tratamiento de pacientes parcialmente edéntulos, la prótesis parcial removible (PPR) debe cumplir ciertos parámetros de biomecánica durante la función protésica. A diferencia de la prótesis parcial acrílica tiene una serie de elementos constitutivos que trabajan entre sí tales como, conector mayor, conectores menores, retenedores directos e indirectos, base acrílica y dientes (Keopgh & Mallat, 1995).

3.2.4. Prótesis parcial acrílica

De igual manera que la prótesis total, está constituida por dientes y base acrílica, se aumenta su retención por medio de la fricción que se produce entre las áreas proximales de los dientes pilares (remanentes) contra los dientes artificiales (acrílicos), en determinados casos se le agregan retenedores elaborados en metal de Cr.-Co. o forjados en alambre tipo Wipla o media caña que ayudan a una mejor retención de la prótesis en cavidad oral (Keopgh & Mallat, 1995).

3.2.5. Resina acrílica

En el año 1937 doctor Walter Wright comienza a elaborar las bases para prótesis en resina acrílica a base de polímeros, y hasta hoy el 98 % de estas bases se sigue empleado el polimetil metacrilato (PMMA) y especialmente las de termocurado (Castillo, Herrera, Jaramillo, Mejia, & Rey, 2011).

El polímero se utiliza en odontología para la elaboración de aparatología ortopédica, mantenedores de espacios y elásticos, obturadores para paladar hendido, cubetas individuales para toma de impresiones, restauraciones provisionales (temporales), retenedores intraradiculares (patrón de núcleos), bases de prótesis y protectores bucales deportivos (Power & Sakaguchi, 2012).

Las resinas acrílicas se pueden clasificar de en cuatro grupos, por su origen, aparición cronológica, reacción al calor, por su tipo de reacción que experimentan los plásticos durante el proceso de polimerización. (Guzmán, 2013).

Tabla 3. *Clasificación de las resinas acrílicas por grupos.*

Origen	Natural	Ámbar, gomalaca, copal, colofonia, sandáraca, damnara			
	sintéticas	Tipo de polimerización (formación de cadenas)	Condensación	Policondensacion	Fenoplástica Aminoplastica Gliceroftalicas Superpoliamida
			Adición		
Aparición cronológica	Celuloide 1870 Bakelita 1968 Acetil-celulosa 1908				
Comportamiento ante el calor	Termoplásticas (Termo formado) Termoestables (termocurado)				
Reacción durante la polimerización	Auto polimerización (activador químico) Termo polimerización (activador – iniciador)				

Nota: Elaboración propia 2020.

La polimerización se puede producir por diversos procesos: autocurado, termocurado, polimerización en microondas y moldeado por inyección (Cortez, Garzon, & Zarate, 2017).

- Autocurado: compuesto de: (1) Polvo: es un polímero de polimetilmetacrilato en forma de esfera o perlas más finas para termocurado. (2) Líquido: es un monómero compuesto de metilmetacrilato, volátil y transparente. La polimerización se activa por medio químico como aminas terciarias o ácidos sulfúricos.
- Termocurado: compuesto de: (1) Polvo: es un polímero de polimetilmetacrilato en forma de esfera o perlas al cual se le adiciona indicador. (2) Líquido: es un monómero compuesto de metilmetacrilato, su punto de ebullición de 100,3°C. Este contiene una pequeña parte de inhibidor que evitar una polimerización prematura. La activación de la polimerización del polimetacrilato de metilo se realiza en un baño de agua y en algunos casos el horno microondas.
- Polimerización en microondas: compuesto de: (1) Polvo: es un polímero de polimetilmetacrilato con un iniciador. (2) Líquido: es un monómero compuesto de metilmetacrilato, se utiliza la amina terciaria como activador. Para elaborar las prótesis se requieres de moldes (muflas) aptos para utilizar en un horno microondas. La polimerización se activa por energía térmica, producida por en el horno microondas. Es un proceso más rápido que los anteriores. Al finalizar este proceso, se observa la no presencia de porosidades, un mejor brillo y una disminución de monómero residual.
- Moldeo por inyección: emplea un copolímero de metacrilato termoplástico de color rosa, en forma de cilindros pre pesados (cartuchos). Estos cilindros se atemperan con el fin de transformarse en una masa plástica el cual se inyecta en un molde a presión la cual debe mantenerse hasta el enfriamiento final. Como

característica especial de estos materiales están buena estabilidad a largo plazo, alta resistencia mecánica y mínima absorción de agua.

Los requisitos de deben cumplir los polímeros para ser utilizados en la cavidad oral se describen así: (Guzmán, 2013).

- ✓ Baja toxicidad e irritabilidad
- ✓ Excelente translucidez y trasparencia
- ✓ Capacidad de poder modificar su color y estabilidad del mismo
- ✓ Estabilidad dimensional: cambios en volumen: distorsión o contracción
- ✓ Propiedades físico – mecánicas (adecuadas a la cavidad oral)
- ✓ Impermeabilidad: fluidos orales (no tomar mal olor o aspecto desagradable)
- ✓ Insolubilidad
- ✓ No tener olor ni sabor
- ✓ Baja densidad
- ✓ Temperatura de ablandamiento térmico (mayor a la de los alimentos y bebidas)
- ✓ Fácil reparación a las rupturas
- ✓ Fácil manipulación en elaboración de prótesis y aparatos ortopédicos

En Colombia, los materiales que se emplear para fabricar las prótesis dentales deben cumplir la norma técnica colombiana NTC 1590 con la cual se clasifican según la tabla 4 (Cortez, Garzon, & Zarate, 2017).

Tabla 4. *Clasificación de los polímeros de acuerdo a la norma NTC 1590.*

Tipo	Clase	Descripción
1	1	Materiales termpolimerizables (termocurado), polvo y liquido
1	2	Materiales termpolimerizable (termocurado), pasta plástica
2	1	Materiales autopolimerizables (autocurado), polvo y liquido
2	2	Materiales autopolimerizables (autocurado), resinas en polvo y de tipo líquido para verter
3	--	Materiales termoplásticos en masilla o en polvo
4	--	Materiales activados con la luz (fotopolimerizables)
5	--	Materiales curados por microondas

Fuente: Norma Técnica Colombiana. Materiales odontológicos. Polímeros para base de dentaduras.

En cuanto a rehabilitación, oral los polímeros más utilizados son los de tipo 1,2 y 5, para las diversas técnicas y procesos odontológicos.

En cuanto a su composición las resinas acrílicas de termo polimerización; término utilizado para inferir que su endurecimiento necesita un medio externo como el calor, están compuesta por los siguientes elementos relacionados en la tabla 5(Anusavice, 2004) :

Tabla 5. *Componentes de la resina acrílica de termopolimerizacion.*

Componente	**Material**	**Composición química**	**Función**
Polvo	**Polímero**	Peróxido de benzoilo 1 % Dióxido de titanio Pigmentos inorgánicos Fibras sintéticas teñidas Plastificantes (ftalato de dibutilo)	Iniciador Incrementar la opacidad Rojo-sulfuro de mercurio Amarillo – sulfuro de cadmio Marrón – oxido férrico Simular vasos sanguíneos Aumentar la solubilidad 8-10%
Liquido	**Monómero**	Metacrilato de metilo Hidroquinona 0.1% Etilenglicol dimetacrilato	 Inhibidor orgánico Aumenta la resistencia

Nota: Elaboración propia 2020.

3.2.6. Fracturas en bases protésicas acrílicas

Las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) como el material ideal utilizado para la elaboración de las bases protésica desde 1940 hasta hoy, contando entre sus propiedades

físico químicas, una excelente apariencia, adaptabilidad a los tejidos orales, facilidad de manipulación, procesamiento y de reparación, tienen a su vez algunas desventajas, baja resistencia, al impacto como a la fatiga. Al impacto cuando la prótesis dental cae accidentalmente sobre una superficie dura, y por fatiga cuando la base protésica donde se alojan los dientes acrílicos se deforma de manera constante y a repetición por la fuerza de oclusión. En consecuencia, la prótesis dental acrílica propende a fracturarse durante el uso en un periodo de tiempo (Haralur, et al., 2015).

Es importante tener en cuenta que existen factores predisponentes para que se produzca una fractura en las bases protésicas elaboradoras en PMMA. Hay factores inherentes a las bases protésicas , es decir, que se deben tener encueta, como, concentración a la tensión, ausencia del reborde vestibular, polimerización incompleta, reparaciones previas, forma y tamaño de los dientes, deficiente adaptación a los rebordes alveolares, eliminar zonas de presión inadecuadas, y otros factores asociadas directamente con el paciente portador como , factores anatómicos; asociados a sobre inserción de frenillos que llevan a cortes o alivios profundos en la base protésica, cargas oclusales desproporcionadas, (Larrea, 2018) ya que es distinto el comportamiento de la oclusión de prótesis maxilares y oclusión de prótesis unimaxilares contra dientes naturales, estudios referentes a esta situación han determinado que una prótesis acrílica alcanza una fuerza de oclusión de 60 a 80 N., y de una dentición natural un promedio de 200N (Eckert, Hobkirk, Jacob, & Zarb, 2013).

3.2.7. Refuerzos para bases prótesis acrílicas.

En múltiples estudios sobre resistencia a la flexión para bases protésicas acrílicas, se ha determinado que esta resistencia se puede aumentar con la inclusión de elementos modificadores

químicos para el PMMA con caucho, la inclusión de refuerzos a base de metal como acero inoxidable, o por medio de aleaciones coladas Cr.Co., o reemplazo por policarbonatos y poliamidas. (Haralur, et al., 2015). Se han utilizado para reforzar prótesis acrílicas metales no corrosivos, preciosos, semi-preciosos o aleaciones durante muchos años. Los metales por su alta maleabilidad y mayor resistencia sirven como armazón a las bases acrílicas para soportar la fatiga por flexión y la concentración de tensión y por ende reforzar la prótesis. Diversas formas se pueden agregar las bases prótesis tales como mallas (figura 1), rejillas (figura 2) o barras u alambres (figura 3),; en la tabla 6 se exponen ejemplo de la composición química de los refuerzo metálicos.

Tabla 6. *Composición química de los refuerzos en acero (malla).*

Composición química de mallas en acero de uso odontológico (%)									
Fe	**C**	**Si**	**Mn**	**P**	**S**	**N**	**Cr**	**Ni**	**Mo**
72.6393	0.097	0.40	1.15	0.025	0.0027	0.0026	16.66	8.64	0.36

Fuente: https://interdent.cc/eng/akrilati/reinforcing-net.html

Figura 2 *Malla*

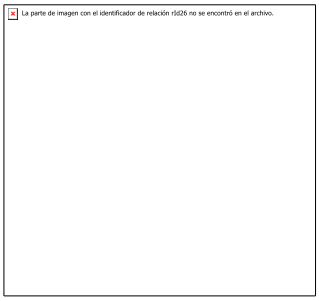


Figura 1 *Rejilla*

Figura 3 *Alambre Wipla media caña*

Esto elementos le confieren a las mallas en acero propiedades tales como maleabilidad, resistencia a la corrosión, así como el efecto fortalecedor del metal da un mayor beneficio a la resistencia a las fracturas de las bases protésicas a base de PMMA (Keopgh & Mallat, 1995).

4. Metodología

4.1 Tipo de estudio

El tipo de estudio realizado fue experimental In-vitro.

4.2 Criterios de inclusión

Los criterios de inclusión y exclusión se basan en el costo de los materiales que existen actualmente en el mercado, entre ellas Ivoclar, Lucitone, o aquellas características de manipulación y de costo se salen del presupuesto y que no están acordes con los parámetros utilizados en la clínica de odontología de la Universidad Antonio, sede Bucaramanga.

De la misma manera, los insertos metálicos utilizados en la presente investigación son de tipo prefabricado en acero inoxidable y aluminados, planos no pre-formados, más utilizados y de fácil consecución en el mercado.

Teniendo en cuenta que la resina acrílica más utilizada para la elaboración de las prótesis totales y removibles en la clínica de la universidad Antonio Nariño, sede Bucaramanga es de la casa New Stetic, Veracryl referencia VR-1. En la tabla 7 se hace relación de los criterios de inclusión y exclusión que se consideraron.

Tabla 7. *Criterios de inclusión y exclusión.*

Criterio de inclusión y exclusión	
Inclusión	**Exclusión**
• Placas acrílicas en elaboradas en termocurado Veracryl-vr1 (New Stetic) • Placas acrílicas elaboradas por un mismo laboratorio y con espesores de 2.5 mm • Placas acrílicas libres de burbujas, rugosidades, lisas, sin líneas de fractura. • Placas acrílicas que contengan mallas y /o rejillas en acero y aluminadas prefabricadas planas.	• Placas acrílicas con presencia de burbujas, rugosas, y con líneas de fractura. • Placas acrílicas con rejillas o mallas prefabricas preformadas

Fuente: Elaboración propia 2020.

4.3 Población o muestra

La muestra fue tomada por muestreo no probabilístico por conveniencia, ya que la elección de elementos no depende de la probabilidad sino de las características de la investigación. Se realizaron 30 muestras, distribuidas en tres (3) grupos de 10 cada una, identificadas SR (sin refuerzo), RM (refuerzo malla), RR(refuerzo rejilla)

4.4 Consideraciones éticas.

Según la resolución 8430 del ministerio de salud de Colombia para este trabajo estaremos regidos por el capítulo I en sus artículos:

> ARTICULO 11. Para efectos de este reglamento las investigaciones se clasifican en las siguientes categorías: a. Investigación sin riesgo: Son estudios que emplean técnicas y métodos de investigación documental retrospectivos y aquellos en los que no se realiza ninguna intervención o modificación intencionada de las variables biológicas, fisiológicas, sicológicas o sociales de los individuos que participan en el estudio, entre los que se consideran: revisión de historias clínicas, entrevistas, cuestionarios y otros en los que no se le identifique ni se traten aspectos sensitivos de su conducta (Ministerio de Salud y proteccion social, 1993).

En cuanto a los aspectos éticos que rigen una investigación tales como autonomía, justicia, no maleficencia, y beneficencia, están discriminados así:

AUTONOMIA: se toma la decisión de forma libre por parte de los investigadores, ya que el tema es de interés en el desarrollo de los procesos de rehabilitación oral utilizados en la odontología actual.

JUSTICIA: Se determina la utilización de elementos más comunes en la elaboración de las prótesis dentales, sin discriminar otros productos ni casas comerciales, ni.

NO MALEFICIENCIA: se utilizarán los elementos necesarios para la protección de los investigadores y personal adjunto a esta investigación de acuerdo a normas de seguridad industrial, así como los criterios de protección específicos en la manipulación de los materiales dentales proporcionados por las casas comerciales.

BENEFICIENCIA: Entregar todos y cada uno de los datos obtenidos en esta investigación con el fin de ser compartidos a la comunidad académica sin ningún sesgo o limitación a la información obtenida.

4.5. Procedimiento

Se elaboraron 30 muestras en acrílico de termocurado de referencia VR-1, Veracryl de casa comercial New Stetic (New Stetic, 2009), a partir de una matriz en acero inoxidable de dimensiones de 6.5 cm x 6 cm x 2.5. mm, con el fin de minimizar variaciones de espesor y tesitura de la superficie a evaluar. (Figura 4).

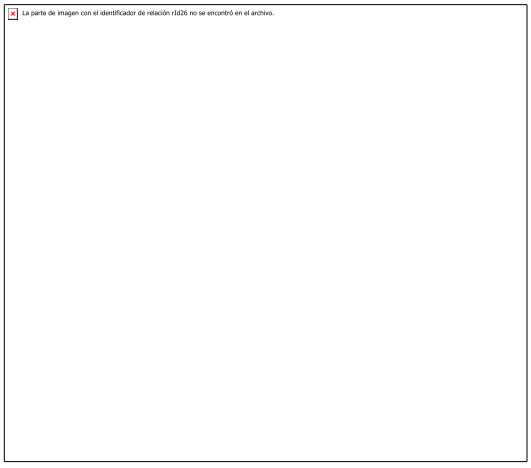


Figura 4 *Matriz guía en acero inoxidable.*
Fuente propia 2020

Para realizar las muestras se utilizó una mufla para acrílicos de termocurado en bronce que consta de una base (mufla), una contra mufla (parte central) y una tapa, las cuales se sujetan con tres tornillos. (Figura 5.)

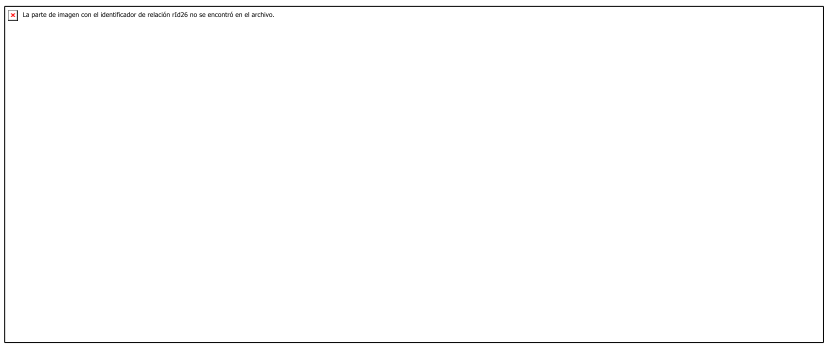


Figura 5 *Mufla para elaboración de prótesis acrílicas termopolimerizacion.*
Fuente: elaboración propia 2020.

En la contra mufla; previamente aislada con vaselina, se aplica una capa de yeso tipo IV, ya que es un yeso duro y que permite copiar con mayor confiabilidad la forma y contorno de la matriz de acero, que a su vez también estará aislada vaselina, se coloca de forma centrada en la mufla sin dejar bordes o superficies rugosas, que puedan alterar la muestra, esperamos el fraguado del yeso tipo IV, a continuación se coloca la contramufla, confirmando su asentamiento en la base, de manera que este en contacto metal con metal sin ninguna interferencia, se llena de una primera capa de yeso tipo IV comprobando que la matriz quede totalmente cubierta de manera uniforme, y se termina en llenado con yeso tipo III, haciendo un vibrado manual con el fin de eliminar burbujas de aire presente en la mezcla de yeso, se coloca la tapa, verificando que el exceso de yeso salga por lo orificios presentes en ella. Se espera el fraguado final. (Figura 6).

Figura 6 *Duplicación de matriz de acero.*
Fuente: Fuente propia 2020

Se procese a abrir la mufla, haciendo palanca a lado y lo de la misma, se verifica que no se presente fractura de los yesos, se retira la matriz y se verifica la integridad de la muestra, sin burbujas, sin líneas de fisura. Se aplica una capa de separador de yeso con un pincel en ambas partes de la mufla que contiene el molde de la muestra con el fin de evitar que la resina acrílica se adhiera en el molde. (Figura 7)

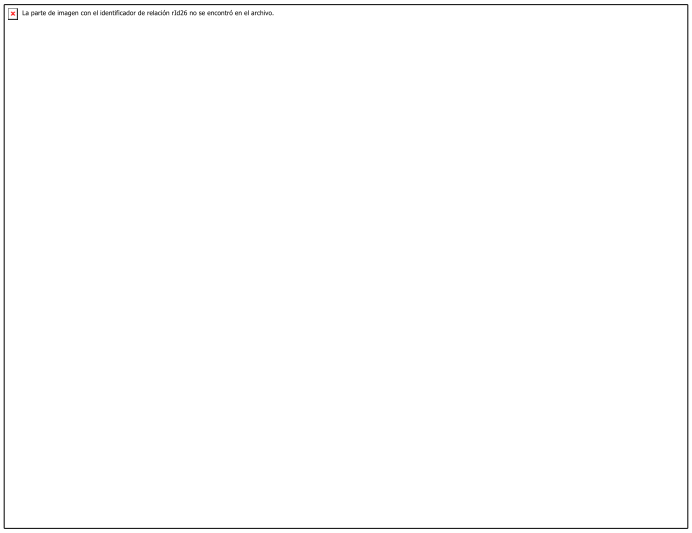


Figura 7 *Impresión en yeso de la matriz.*
Fuente: Elaboración propia 2020.

Para la elaboración de las muestras, se siguieron los parámetros establecidos por el fabricante, aplicando la técnica de 2:1 en volumen, es decir, 2 partes de polímero por 1 parte de monómero que para esta muestra se necesitan 10 mg de polvo por 5 mg de líquido (New Stetic, 2009).

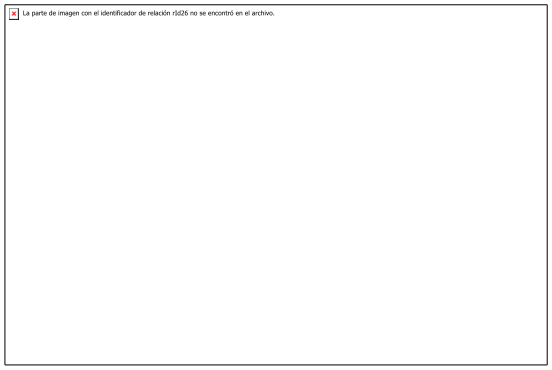


Figura 8 *Recipientes de medición*
Nota : *elaboración propia 2020*

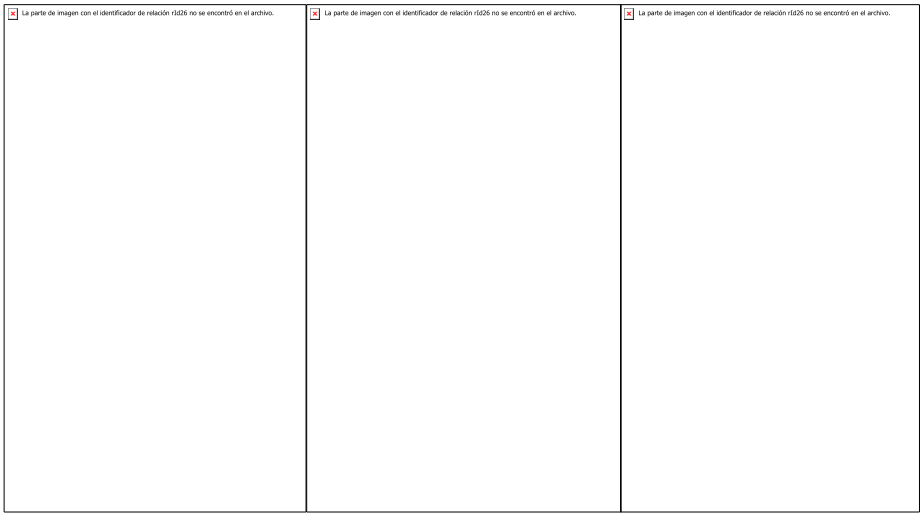


Figura 9. *Balanza digital, 5 mg de líquido, 10 mg de polvo.*
Nota: Elaboración propia 2020.

En un vaso adicional cerámico se mezclan los elementos, primero el líquido y después el polvo, se mezclan con una espátula plástica en forma de cruz según instrucciones el fabricante (New Stetic, 2009). Se empaca el material en etapa plástica, cerramos la mufla y se prensa de manera manual hasta logar el acople completo de las partes de la mufla, se lleva al baño maría para iniciar la termo polimerización.

Pasos para logra la termopolimerización óptima según especificaciones del fabricante (New Stetic, 2009).

Figura 10. *Pasos para la polimerización.*
Fuente: Tomado de la ficha tecnica para acrilico termocurado veracryu vr1 new stetic

Se realizaron series de 5 matrices por cada molde, desechado este molde después de realizar dicha serie, con el fin de minimizar cambios tanto en la textura y el grosor de las

muestras, ya que el yeso es vulnerable a desgaste y deformidades por la presión que se ejerce al empacar el material acrílico.

Se elaboraron 30 muestras en resina acrílica de termocurado distribuidas así:

- 10 lisas sin refuerzo (SR)
- 10 lisas con refuerzo tipo rejilla (RR)
- 10 lisas con refuerzo tipo malla (RM)

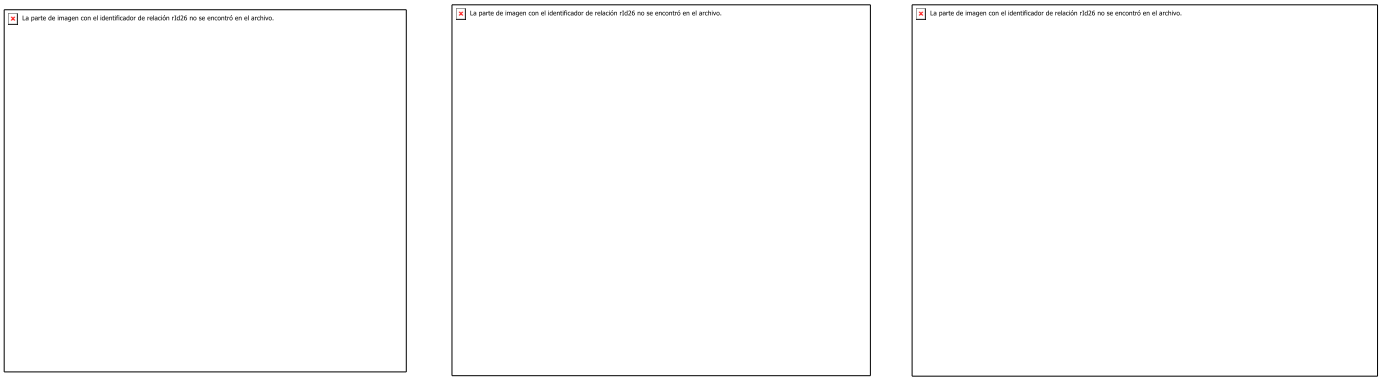


Figura 11. *Muestra sin refuerzo, con refuerzo rejilla, con refuerzo malla.*
Fuente: Elaboración propia 2020.

Las pruebas de deflexión se realizaron en el laboratorio de materiales de la universidad en el banco deflexión construido por estudiantes de la facultad de ingeniería electromecánica de la Universidad Antonio Nariño sede Bucaramanga, como desarrollo del proyecto de tesis denominado INCIDENCIA DE LA CORROSIÓN EN LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DEL ACERO AISI-SAE 1020;y que tenía como objetivo investigar el material antes diferentes formas de deflexión en un estado diferente de corrosión del material; se elaboró con 3 módulos que son: módulo de potencia, estructural y de medición; con el fin de utilizar los equipos disponibles en la universidad, se realizó una modificación, adaptándola a las muestras realizadas para las pruebas necesarias en la obtención de datos necesario para el análisis de esta investigación (Cardenas, Florez, & Orejuela, 2017).

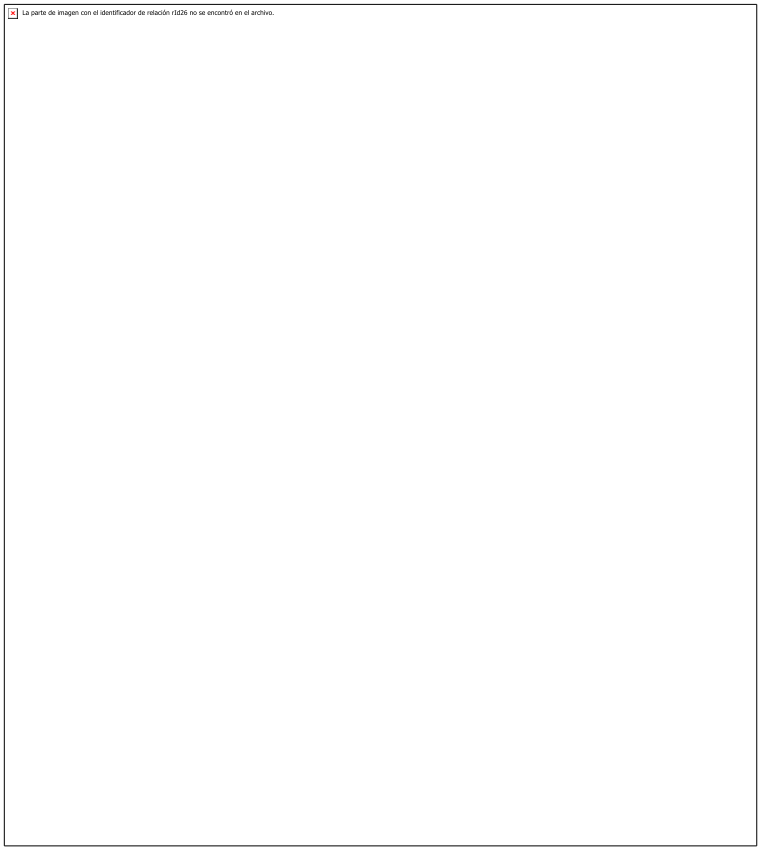


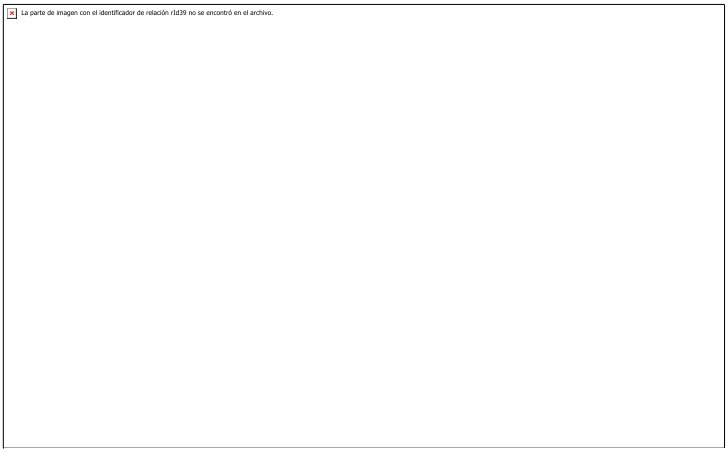
Figura 12. *Banco de deflexión.*

Módulo de potencia: consta de un gato hidráulico montado sobre una estructura metálica móvil que permite el desplazamiento de un eje de presión sobre los soportes para las muestras.

-Modulo estructural: Base, mesa (soportes para las muestras y el visualizador de carga) estructura media (módulo de potencia) una porción superior (módulo de medición – celda de carga).

-Módulo de medición: Consta de una celda de carga, y un visualizador de carga, nos indica la cantidad de fuerza ejercida por el mecanismo hidráulico a las muestras.

Con el propósito de ajustar el banco de deflexión para la prueba de laboratorio, se diseñó una base metálica cilíndrica de 27 cm de alto x 2,5 pulgadas de diámetro, a la cual se le elaboraron tres (3) soportes de carga para apoyar las muestras de forma que semejan el soporte anatómico de la base protésica en el maxilar superior tomando un punto de apoyo anterior y dos a nivel posterior. (Figura 13).



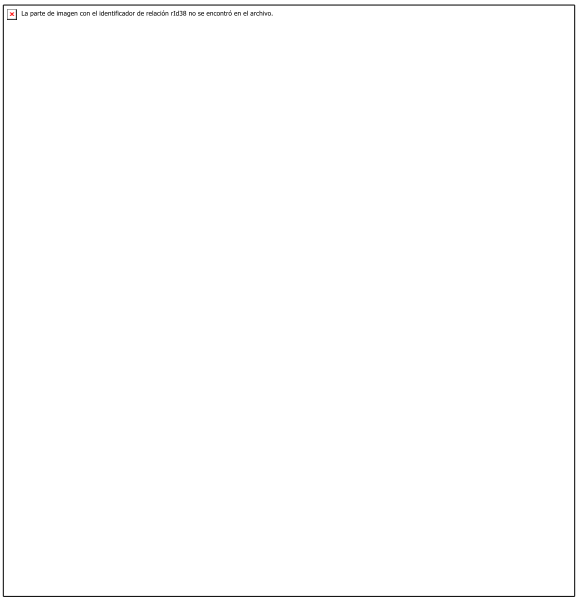


Figura 13. *Posición de la base en el banco de deflexión*
Fuente: Elaboración propia 2020

Se ubica la base modificada debajo del embolo de presión a el cual se le adiciono una esfera de acero, con el fin de determinar un punto fijo de carga, central a las muestras, colocamos la muestra en la base, logrando tres puntos de soporte, uno anterior y dos posteriores, de hace descender el embolo de presión hasta logra un leve contacto y sin aplicar carga, para no modificar el medidor de carga. Haciendo descender de forma constante y lenta, determinado por la presión ejercida por el mecanismo hidráulico con cada bombeo hasta logar la fractura de las muestras. El diseño del banco de deflexión permite que al momento en que la muestra se está realizando el ensayo se fracture, el medidor digital de manera automática deja de tomar medida, y muestra esa última como resultado del ensayo.

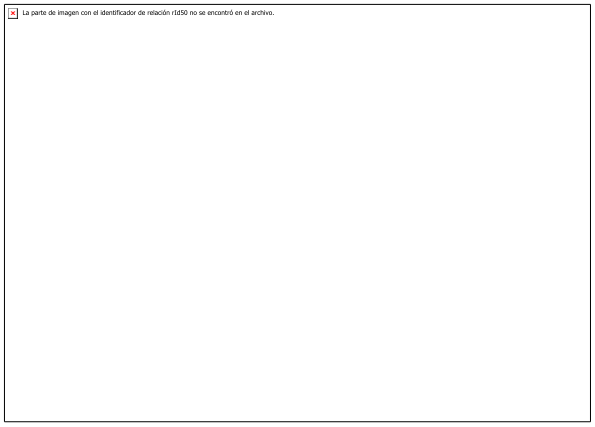


Figura 14. *Posición de la base modificada en el banco de deflexión.*

Figura 15. *Realización de pruebas.*

5. Resultados

Se llevó control sobre las muestras en una tabla de Excel en la cual se registró el día, hora y el dato resultante en la fuerza en cada una de las 30 pruebas, con el fin de tener una mejor tabulación de datos que posteriormente se llevaron a una tabla de distribución T-de student.

Una vez realizadas las pruebas en el laboratorio y registradas en la tabla diseñada para la obtención de datos estos fueron analizados y discriminados estadísticamente así:

Tabla 8. *Formato recolección datos.*

Nota : Elaboración propia 2020.

En la presente tabla podemos observar los datos de obtenidos de las pruebas de los acrílicos para las bases protésicas donde se aprecia el espesor de cada grupo de muestra (sin esfuerzo, refuerzo malla y refuerzo rejilla) y el tipo de fuerza aplicada dada en Kgf y Newton.

5.1. Resultados estadísticos descriptivos

Los resultados estadísticos descriptivos de este estudio como se representa en la tabla No.9, revela una media aritmética de 13,10 Kgf, en la muestra sin refuerzo, así mismo se halla

una media aritmética de 12,30 Kgf en la muestra con refuerzo malla y una media aritmética de 11,4 Kgf en las de refuerzo rejilla.

Tabla 9. *Resultados estadísticos descriptivos.*

	Sin Refuerzo	Malla	Rejilla
N Válidos:	10,00	10,00	10,00
N Faltantes:	0,00	0,00	0,00
Media:	13,10	12,30	11,40
Mediana:	12,00	11,00	9,50
Moda:	20,00	12,00	7,00
Desviación Estándar:	4,04	4,19	5,70

Fuente: Elaboración propia 2020.

Estos resultados, permiten analizar que después de haber realizado los ensayos de los diferentes grupos con y sin refuerzo, la muestra de bases protésicas acrílicas sin refuerzo, tuvieron una resistencia a la fractura más alto comparándolo con los grupos que tenían refuerzo metálico, desde este análisis descriptivo de las magnitudes de fuerza obtenida, las bases prótesis sin refuerzo resisten más a la fuerza aplicada; a continuación, en el grafico 1 se ilustra los promedios por grupos obtenidos en los ensayos.

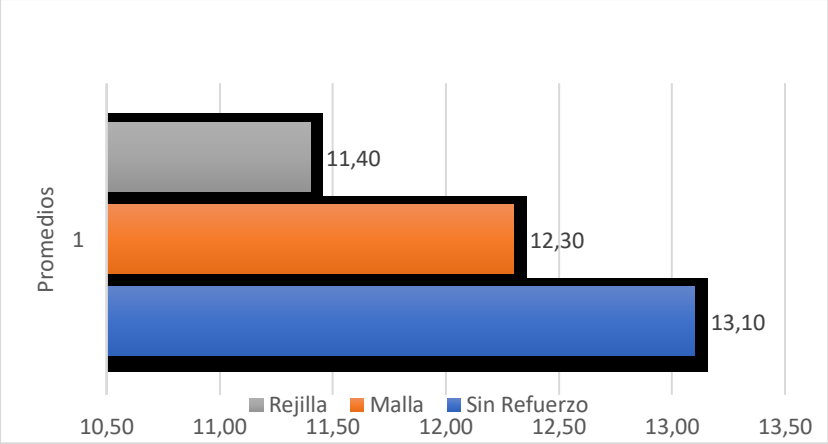
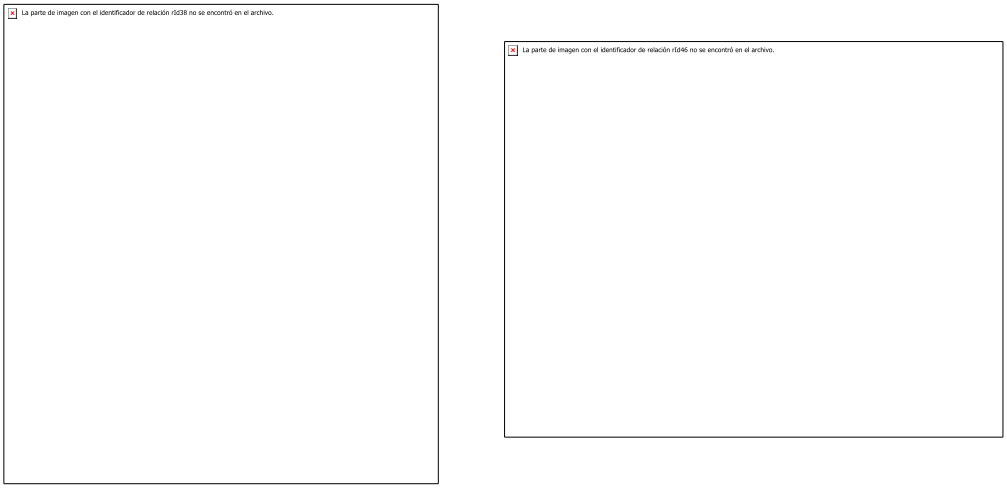


Gráfico 1. *Promedio de resultados.*
Fuente: Elaboración propia 2020.

Cabe resaltar, que los ensayos revelaron que los grupos muestra con refuerzo, no observaron dispersión del material de la base protésica, en contraste con el grupo sin refuerzo donde esta se fractura dispersándose en partes. En la figura 16 se expone un registro fotográfico de los resultados obtenido en laboratorio.



. Figura 16 *Muestras con fractura completa, muestra con fractura pero con continuidad*
Nota: *Elaboración propia 2020*

5.2. Resultados estadísticos inferenciales.

El análisis de los resultados frente a las diferencias en los ensayos realizados a las muestras, objeto de este estudio, aplicado el estadístico *t student,* se hallaron los siguientes resultados.

Aunque el valor de *P* no es significativo, ya que están superiores al valor de referencia de 0,05,la diferencia de los resultados observados y analizados cualitativamente deja observar que las muestras sin refuerzo fueron más susceptibles a la separación de superficies que las que presentaron refuerzo metálico dejando observar que, aunque las muestras con refuerzo metálico también presentaron línea de fisura no se presentó separación de superficies lo cual hace más segura las bases protésicas que presentan este tipo de insertos metálicos debido a que evita la posible aspiración de los fragmentos.

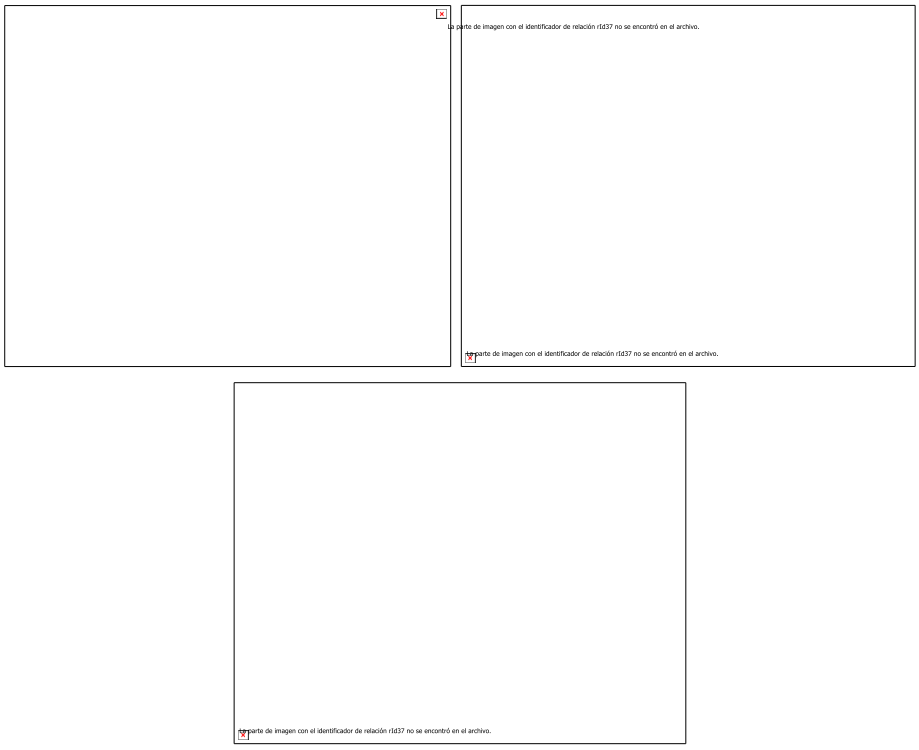


Figura 17 *Resultados de las muestras después de ser sometidas al banco de deflexión*

Tabla 10. *Diferencia estadística en muestras sin refuerzo vs. Refuerzo rejilla*

	Sin Refuerzo	**Rejilla**	
Media	13,10	11,40	
Desviación Estándar	4,04	5,70	
N de Pares			10,00
Diferencia de las Medias			1,70
Error Estándar de la Diferencia			1,00
Puntaje T			0,7758
Valor P			0,4577

*Nota:*Elaboracion propia 2020.

Tabla 11. *Diferencia estadística en muestras sin refuerzo vs. Refuerzo malla.*

	Sin Refuerzo	Malla	
Media	13,10	12,30	
Desviación Estándar	4,04	4,19	
N de Pares			10,00
Diferencia de las Medias			0,80
Error Estándar de la Diferencia			0,188
Puntaje T			0,4356
P			0,6734

Nota : Elaboracion propia 2020.

Tabla 12. *Diferencia estadística en muestras con refuerzo malla vs. Refuerzo Rejilla.*

	Malla	Rejilla	
Media	12,30	11,40	
Desviación Estándar	4,19	5,70	
N de Pares			10,00
Diferencia de las Medias			0,90
Error Estándar de la Diferencia			1,678
Puntaje T			0,456
P			0,659

Nota : Elaboracion propia 2020.

En las diferencias establecidas entre las muestras sin refuerzo y refuerzo tipo malla el valor *p* fue de 0,673, siendo superior al valor *p* referencia de 0,05, por lo cual no es estadísticamente significativo. Así mismo en la diferencia entre las muestras sin refuerzo y refuerzo tipo rejilla el valor p fue 0,458, siendo superior al vapor p referencia de 0,05 por cual no es estadísticamente significativo al igual que las diferencias comparativas entre los refuerzos tipo malla y rejilla cuyo valor p fue de 0,659 siendo superior al valor de p de referencia de 0,05 por lo cual no es estadísticamente significativo.

6. Discusión.

Este estudio, evaluó la resistencia a la fractura de bases protésicas elaboradora en PMMA; como material ideal en las elaboraciones de prótesis total, realizadas las pruebas en el laboratorio y registradas en la tabla diseñada para la obtención de datos, analizados bajo la herramienta T de student y discriminados estadísticamente, según los valores promedio en kgf, y ordenados descendentemente, muestras sin refuerzo de 13,10, con refuerzo malla de 12,30 y refuerzo rejilla de 11,40. De igual manera se analizó el estado de las muestras después de las pruebas de laboratorio, encontrando que las muestras sin refuerzo presentaron fracturas completas y dispersión de las mismas, no así las muestras con refuerzo (malla y/o rejilla) que aunque presentan fracturas completas o parciales no así la dispersión de las mismas.

Si se comparan los resultados obtenidos de otros estudios referenciados en este trabajo, encontraremos coincidencias de tipo estadístico y de apreciación visual, no así las técnicas ni tipos de muestras realizadas, ya que en algunos utilizaron probetas tipo viga, para pruebas de flexión transversa, influencia de los cambios términos y comparativos con otros tipos de refuerzo diferentes a la malla o rejilla acerada utilizado en esta investigación.

En cuanto a la influencia de los cambios térmicos en la deflexión transversa, (Guerrero I, Osorio N, & Santos E, 2014), determinaron que estos si afectan las propiedades físicas de la resina acrílica de termocurado, que la colocación de insertos metálicos permite disminuir la deflexión de los acrílicos para base protésica, ya que se presentó diferencia significativa entre las muestras de acrílicos Lucitone sin y con refuerzo a 3500g con un valor $p< .001$, al igual que las muestras de acrílico ProBase con y sin refuerzo también obtuvo una valor $p<.001$, pero al comparar las muestras sin refuerzo en ambos acrílicos no hay diferencia significativa con valores $p=0.889$, al igual que las muestras con refuerzo de ambos acrílicos con valores $p=0.209$, así

mismo concluyeron que las muestras que contenían refuerzo metálico no presentaron perdida de continuidad, pero si líneas de fractura, no así con las encontradas en este estudio ya no se encontró diferencia significativa en las muestras sin refuerzo de aquellas de los tenían porque los valores p fueron superiores en todos los grupos de muestra sin tener una influencia térmica.

Si comparamos los estudios de (Khalid, 2011),con relaciona al tipo y la causa de la fractura en prótesis totales, de 290 casos analizados se determinó que, El tipo de fractura más común hacia la línea media 171 (59%), más en prótesis superior 111 (65%) y en prótesis inferior fueron sólo 60 (25%), con relación a la causa, con relación a las prótesis superiores fue, primer lugar el mal ajuste de la prótesis en 124 casos (40%), seguido de la mala relación oclusal en 61casos (21%),con relación a las prótesis inferiores 31(10%) fue por mala relación oclusal, por caída accidental, como la principal causa en prótesis inferiores 96 (33%), seguida de un mal ajuste de la dentadura inferior 84 (29%), hubo una diferencia significativamente alta entre las causas de las fracturas en las dentaduras superiores e inferiores, y que estas son multifactoriales, no así los resultados de este estudio, ya que no hay ninguna fractura de las muestras que coincida con la línea media, todas (30) fueron multidireccionales, lo que conlleva a realizar estudios in vivo, que lleguen a determinar cuál es la causa de las fracturas de este tipo.

En el estudio de (DeBoer, Vemilyea, & Brady, 1984), donde demostró que la resistencia a la flexión por fatiga en las bases protésicas aumenta si esta tiene un inserto en fibra de carbono y este se localiza longitudinal a la carga, haciéndolas 7 u 8 veces más resistente de aquellas que sus fibras se localizaban transversalmente cuando son sometidas a ciclos de prueba con cargas iniciales de 0,4 kg hasta 5,4 kg a una velocidad de 330 ciclos /minuto o hasta logar una fractura. A diferencia de este estudio porque las muestras fueron sometidas a cargas verticales en un solo ciclo constante hasta que se presentó la fractura o pérdida de resistencia en el banco de deflexión,

donde la orientación de los refuerzos (malla y/o rejilla) no determina un aumento en la resistencia de la base acrílica.

Durante las pruebas de resistencia a la fractura desarrolladas por (Cho, Huh, Im, & Park, 2017), en 45 prótesis distribuidas en 3 grupos de 15, uno control sin refuerzo, otro con refuerzo malla colada en Cr.Co., y el ultimo con refuerzo en fibra de vidrio, realizaron prueba de carga vertical cíclica de 80 N a 1,6 Hz, al finalizar los ciclos, ninguno de los grupos presento grietas o fracturas por fatiga, pero con respecto a la resistencia a la fractura mostraron diferencias estadísticas significativas de $p<0.05$, en orden descendente primero con refuerzo malla , seguidos por refuerzo en fibra y por ultimo las que no tenían refuerzo, al comparar con los resultados obtenido en la presente investigación, se puede determinar que no hay similitudes en los resultados, ya que no existen diferencias estadísticas significativas entre las muestras, por obtener un valor $p > 0.005$, pero si un comportamiento similar entre las muestras , ya que aquellas que carecían de refuerzo pierden su continuidad de la estructura, pero en aquellas que si tenían algún tipo de refuerzo, (malla o rejilla) conservaron su continuidad.

El alcance de este estudio reside en la importancia del adecuado manejo de los materiales dentales para bases protésicas y la respuesta de estos a la inclusión de refuerzos, metálicos y no metálicos (fibra de carbono y fibra de vidrio), con el fin de aumentar la resistencia, podemos deducir que se observó mayor desplazamiento al momento de la fractura del acrílico sin insertos metálicos, mientras que en aquellos que si tenían insertos metálicos, presenta líneas de fractura mas no un desplazamiento de las piezas, evitando complicaciones al paciente portador de laceraciones, obturaciones de vías respiratorias por aspiración de algún fragmento y lo más importante disminución de la función masticatoria.

A manera de discusión final, se acepta la hipótesis alterna de este estudio el cual expresa que el uso de insertos metálicos en bases protésicas acrílicas para prótesis total no modifica la

resistencia a la fractura, basados en los resultados hallados, analizados y discutidos frente a otras investigaciones realizadas en esta misma área de la odontología.

7. Conclusión.

Una vez analizados los objetivos específicos, la pregunta de investigación y comparado con los resultados obtenidos se puede concluir que:

1. Los resultados demuestran que la diferencia entre los ensayos realizados en este trabajo investigativo no es significativa, ya que los valores *p* en cada grupo comparado fueron superiores a 0,05.
2. De acuerdo con lo anterior, se concluye que se acepta la hipótesis alterna de este estudio donde se planteó que el uso de insertos metálicos en bases protésicas acrílicas para prótesis total no modifica la resistencia a la fractura. Los resultados estadísticamente no son significativos, ya que los valores *p* en cada grupo de muestras son superiores a 0,05
3. Basado en los resultados de la resistencia a la fractura para cada grupo de muestras, tomándolo en forma descendente a la muestra sin refuerzo (13,4) kgf, seguida del refuerzo tipo malla (12,3) kgf, y finalmente al refuerzo tipo rejilla con (11,4) kgf., concluyendo que no hay aumento significativo de la resistencia a la fractura en la colocación de refuerzos para bases acrílicas.
4. Cualitativamente se pudo determinar, que en las muestras que contenían refuerzo (malla y/o rejilla) no se presentaron dispersión de los fragmentos de las muestras, o que no ocurrió con las muestras que no contenían refuerzo.

8. Recomendaciones

1. Plantear nuevos estudios en la resistencia a la fractura de prótesis total IN VITRO, utilizando modelos de pacientes y diversos esquemas de oclusión elaborados por el área de la salud oral en la Universidad Antonio Nariño.
2. Proponer nuevas investigaciones basadas en diferentes materiales que se comercializan para la realización de las prótesis, con el objetivo de mejor la resistencia a la fractura en las prótesis totales.
3. Hacer pruebas y mediciones de bases acrílicas para prótesis totales IN VIVO en pacientes de la clínica odontológica de la Universidad Antonio Nariño.

9. Bibliografía.

Acosta, H., Bernal, G., Fernandez, E., Mardones, F., Monardes, H., Roman, J., & Segovia, J. (2013). Modificaciones de diseño protésico para mejorar estética en prótesis parcial removible metálica. *Avances en odontoestomatologia*, 175-183.

Agudelo, A., Gómez, J., Gómez, M., Paez, M., Silva, M., & Z. F. (2017). Salud bucal y factores relacionados en pacientes portadores de prótesis bimaxilar en una institución docenciaservicio de Medellín, Colombia. *Rev Nac Odontol*, 65-77.

Angeles, F., Alfaro, P., Nuñez, J., Osorio, M., & Romero, G. (2012). Fuerza de mordida: su importancia en la masticación,su medición y sus condicionantes clinicos. Parte I. *Revista ADM*, 53-57.

Anusavice, K. (2004). *Phillips ciencia de los materiales dentales* (undecima ed.). Genova, España: elsevier.

Atala, J., Cabral, R., Ibañez, C., Ocampo, M., & Lagnarini, L. (2017). Comparación de la resistencia de resinas actuales para próteis completas procesadas en tiempos cortos y en tiempos convencionales. *Revista Facultad de odontologia universeidad nacional de cordoba, 27*(2), 36-42.

Bagby, M., & Gladwin, M. (2001). *Aspectos clinicos de los materiales en odontologia.* Mexico: El manual moderno.

Cabezas, C. (mayo de 2017). Influencia de los cambios termicos en la resistencia flexural de los acrilicos de termocurado para la base de dentaduras co i sin insertos metalicos: Estudio in vitro (tesis de pregrado).

Cardenas, C., Florez, J., & Orejuela, M. (2017). Indice de la corrosion en resistencia a la flexion del acero AISI-SAE1020 (tesis pregrado). *universidad antonio nariño*, 1-160.

Castillo, R., Herrera, S., Jaramillo, A., Mejia, C., & Rey, P. (2011). Comparacion de las propiedades tensionales de resinas acrilicas de termocuradopara elaboracion de bases protesicas. *Revista estomatologica*, 20-25.

Cho, L., Huh, Y., Im, S., & Park, C. (2017). Comparison of the fracture resistances of glass fiber mesh- and metal mesh-reinforced maxillary complete denture under dynamic fatigue loading. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 22-30. doi:https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.1.22

Colombia. Minsiterio de Salud y Proteccion Social. (2014). *IV estudio nacional de salud bucal, ENSAB.* Bogota.

Cortez, L., Garzon, Z., & Zarate, L. (2017). estudio comparativo in vitro del efecto de almacenamiento nocturno de la rugosidad superficial de las bases protesicas elaborada con resina acrilica de termopolimerizacion (tesis postgrado). *universidad santo tomas*, 65.

DeBoer, J., Vemilyea, S., & Brady, R. (1984). El efecto de la orientacion de la figra de carbono sobre la resistencia a la fatiga y las propiedades de la flexion de dos resinas para dentaduras postizas. *The Journal of prosthetic dentistry* , 119-121.

Eckert, S., Hobkirk, J., Jacob, R., & Zarb, G. (2013). *Prosthodontic treatment for edentulous patients* (13 ed.). St. Louis. Missouri: Elsevier - Mosby.

El-Sheikh, A., & Al-Zahrani, S. (2006). Causes of denture fracture : A survey. *Saudi Dental Journal*, 149-154.

Felton, D., Cooper, L., Dugum, I., Minsley, G., Haug, S., Meredith, P., . . . Avery, C. (2011). Evidence-based guidelines for the care and maintenance of complete dentures. (A. c. prosthodontics, Ed.) *Journal of prosthodontics*, S1-S11.

González, Z. P., & Tasende, A. (2012). Registro de pacientes portadores de prótesis en unidades de salud bucodental en atencion primaria. *Cadernos de atención primaria, 18*, 26-32.

Guerrero I, J., Osorio N, A., & Santos E, A. (2014). Infl uencia de los cambios térmicos en la defl exión transversa de acrilicos para la base de dentaduras con y sin insertos metalicos . *Revista odontologica mexicana*, 170-174.

Guzmán, H. (2013). *Biomateriales odontologicos de uso clinico* (5 ed.). Bogota: Ecoe editores.

Haralur, S., Khare, S., Murthy, H., Roopa, .., Sachdeva, H., & Shaik, S. (2015). Effect of reinforcement using stainless steel mesh, glass fibers, and polyethylene on the impact strength of heat cure denture base resin - An In Vitro Study. *Journal of International Oral Health*, 71-79.

Keopgh, T., & Mallat, E. (1995). *Protesis parcial removible, Clinica y laboratorio.* Madrid, España: Mosby/doyma libros.

Khalid, H. (2011). Causes and types or complete denture fracture. *Zanco Journal of medical sciences, 15*(3), 36-40.

Larrea, I. (2018). Resistencia flexural del acrilico de termocurado reforzado con nanoplacas de grafeno (tesis pregado). *Universidad central de ecuador*, 104.

Ministerio de Salud y proteccion social. (1993). *Resolucion numero 8430 de 1993.* Bogota: imprenta nacional.

Misch, C. (2007). *Protesis dental sobre implantes.* Madrid: Elsevier.

New Stetic. (2009). *Ficha tecnica Resina acrilica termopolimerizable VERACRIL®, OPTI-CRYL® DPFTPT-025.* Guarne, Colombia. Obtenido de https://newstetic.s3-us-west-2.amazonaws.com/newstetic/document_products/pdfs/127/ft_acrilico_termo.pdf?1582573456

Perez, M. (2001). Variación en el diseño de la prótesis parcial por diferentes laboratorios dentales. *Revista ADM*, 74-79.

Power, J., & Sakaguchi, R. (2012). *Craig's Restorative dental materials.* Philadelphia, estados unidos: elsevier/mosby.