

# Universidad Católica de Santa María

## Facultad de odontología

### Escuela Profesional de odontología



**EXACTITUD DIMENSIONAL DE LAS IMPRESIONES DEFINITIVAS CON Y SIN  
“ESTRUCTURA ANTICONTRACCIÓN” EN MODELOS DE PRÓTESIS FIJA EN  
LOS LABORATORIOS DE PROSTODONCIA DE LA UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE SANTA MARÍA, AREQUIPA- 2018.**

Tesis presentado por el bachiller:

**Riveros Huamán Carlos Humberto**

para optar el Título Profesional de :

**Cirujano Dentista**

Asesora Dra. Gamarra Ojeda Roxanna

**AREQUIPA-PERÚ**

**2018**



UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARÍA  
URB. SAN JOSE SIN - UMACOLLO

DRA EDITH CHAVEZ OBLITAS

BOLETA DE DICTAMEN DE BORRADOR DE TESIS Nro 71

Vista la solicitud que presenta don (ña CARLOS HUMBERTO RIVEROS HUAMAN sobre el dictamen de la Tesis titulada "EXACTITUD DIMENSIONAL DE LAS IMPRESIONES DEFINITIVAS CON Y SIN " ESTRUCTURA ANTICONTRACCION" EN MODELOS DE PROTESIS FIJA EN LO LABORATORIOS DE PROSTODONCIA EN LA UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARIA AREQUIPA 2018" y en concordancia con la Ley Universitaria 30220, y el Art. 13 del Reglamento de Grados y Títulos de la Facultad de Odontología, se nombra el JURADO DICTAMINADOR para que en el lapso de ocho a diez días, se sirvan evaluar el dictamen correspondiente

DRA EDITH CHAVEZ OBLITAS  
DRA VICTORIA PERALTILLA APAZA  
DRA MARIA EUGENIA GAMA CONTRERAS

Arequipa, 10 de JULIO del 2018

UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARÍA  
*[Signature]*  
DR. HERBERT CALLEGOS VARGAS  
Decano de la Facultad de Odontología

INFORME

*He revisado el trabajo de investigación presentado por el Sr. Carlos Humberto Riveros Huaman, sobre su observación y se le subanada se da para para que según el trámite correspondiente*

*[Signature]*

Arequipa, 2018 *agosto 9.*

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA  
URB. SAN JOSÉ SIN FUERZAS

DRA VICTORIA PERALTILLA APAZA

**BOLETA DE DICTAMEN DE BORRADOR DE TESIS Nro 71**

Vista la solicitud que presenta don (ña) CARLOS HUMBERTO RIVEROS HUAMAN sobre el dictamen de la Tesis titulada "EXACTITUD DIMENSIONAL DE LAS IMPRESIONES DEFINITIVAS CON Y SIN " ESTRUCTURA ANTICONTRACCION" EN MODELOS DE PROTESIS FIJA EN LO LABORATORIOS DE PROSTODONCIA EN LA UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARIA AREQUIPA 2018" y en concordancia con la Ley Universitaria 30220, y el Art. 13 del Reglamento de Grados y Títulos de la Facultad de Odontología, se nombra el JURADO DICTAMINADOR para que en el lapso de ocho a diez días, se sirvan evaluar el dictamen correspondiente

DRA EDITH CHAVEZ OBLITAS  
DRA VICTORIA PERALTILLA APAZA  
DRA MARIA EUGENIA GAMA CONTRERAS

Arequipa, 10 de JULIO del 2018

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA

DR. HERBERT CALLEGOS VARGAS  
Decano de la Facultad de Odontología

INFORME

El alumno CARLOS HUMBERTO RIVEROS HUAMÁN,  
HA CUMPLIDO CON ABSOLVER TODAS LAS CORREC  
CIONES INDICADAS EN EL TRABAJO DE INVESTIGA  
CIÓN " EXACTITUD DIMENSIONAL DE LAS IMPRESIONES  
DEFINITIVAS CON Y SIN " ESTRUCTURA ANTICONTAC  
CIÓN " EN MODELOS DE PROTESIS FIJA EN LOS LABO  
RATORIOS DE PROSTODONCIA " EN LA UNIVERSIDAD  
CATOLICA SANTA MARIA 2018", POR LO TANTO  
DEY PASE A LA COMISION DE GRADOS Y TITULOS PARA  
EL TRÁMITE QUE CORRESPONDA.

Arequipa, 2018 03 DE AGOSTO,



UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARIA  
UNIVERSITY OF SANTA MARIA

DRA VICTORIA PERALTILLA APAZA

**BOLETA DE DICTAMEN DE BORRADOR DE TESIS Nro 71**

Vista la solicitud que presenta don (ña CARLOS HUMBERTO RIVEROS HUAMAN sobre el dictamen de la Tesis titulada "EXACTITUD DIMENSIONAL DE LAS IMPRESIONES DEFINITIVAS CON Y SIN " ESTRUCTURA ANTICONTRACCION" EN MODELOS DE PROTESIS FIJA EN LO LABORATORIOS DE PROSTODONCIA EN LA UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARIA AREQUIPA 2018" y en concordancia con la Ley Universitaria 30220, y el Art. 13 del Reglamento de Grados y Títulos de la Facultad de Odontología, se nombra el JURADO DICTAMINADOR para que en el lapso de ocho a diez días, se sirvan evaluar el dictamen correspondiente

DRA EDITH CHAVEZ OBLITAS  
DRA VICTORIA PERALTILLA APAZA  
DRA MARIA EUGENIA GAMA CONTRERAS

Arequipa, 10 de JULIO del 2018

UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARÍA  
  
DR. H. A. GALLEGOS VARGAS  
Decano de la Facultad de Odontología

INFORME

- 1) Revisar justificación
- 2) Revisar reducción
- 3) Revisar Similitud Investigativa
- 4) Revisar Anexos
- 5) Revisar Cronograma

Se han realizado las observaciones indicadas por el jurado para su sustitución 08/08/2018

Arequipa, 2018 07 de Agosto.

Este trabajo está dedicado

A NUESTRO SEÑOR JESUCRISTO.

Por las bendiciones que a lo largo he recibido por  
misericordia y amor del señor

A MIS PADRES.

Por el sacrificio hecho a lo largo de su vida para yo  
obtener la posibilidad de estudiar

A MI HERMANO.

Por su amistad, momentos familiares y discusiones  
que de ellas aprendo a diario

## INTRODUCCION

En el ámbito odontológico, específicamente en el área de rehabilitación oral, se ha avanzado a pasos acelerados tanto en el ámbito tecnológico como químico más se ha dejado de lado la creatividad del odontólogo que ni bien puede ser empleada en facilitar métodos de trabajo como técnicas que aseguren el éxito en los diferentes trabajos del área.

Los profesionales odontólogos trabajamos en vuestras áreas de especialización, nos esmeramos por una correcta preparación dentaria como en el caso de tallados dentinarios para la confección de coronas ¿pudiendo garantizar un tratamiento a futuro? Claro está que si la técnica de tallado es buena, nos asegura una aumentada probabilidad de éxito pero es en la toma de impresión donde no sólo la habilidad puede asegurar la impresión y consecuentemente el trabajo , sino la técnica más adecuada sumada a este procedimiento camino al éxito. Debido a los avances para este nuevo siglo de acontecimientos, el uso de elastómeros está en su mejor momento, siendo estos uno de los materiales más utilizados debido a sus propiedades para una mejora en la exactitud dimensional de sus impresiones, estabilidad dimensional, tiempo de trabajo, manipulación, presentándose en muchas marcas disponibles en el mercado, muchas con mejores resultados que otras.

En el ámbito laboral como estudiantil, la silicona más resaltante es la silicona de condensación marca Speedex® por sus mejores propiedades a comparación de otras siliconas, por su rentabilidad, costo.

Las siliconas de condensación marca Speedex® en más del 50% del total presentó modelos con dimensiones menores de las reales<sup>1</sup>.

Es por eso que se debe tener en cuenta la importancia de una adecuada técnica para conseguir una correcta conservación de exactitud dimensional de los pilares al cual tomamos impresiones, por ello se pretende estudiar y verificar estructuras que mejoren la fidelidad de dimensiones que se obtiene en la impresión y preservar sus dimensiones de mejor manera hasta su correspondiente vaciado por lo que se realizó el presente trabajo de investigación : Exactitud de las impresiones definitivas con y sin estructura anti contracción en modelos de prótesis fija en laboratorios de prostodoncia de la U.C.S.M. , Arequipa- 2018.

## RESUMEN

El presente trabajo de investigación tiene como objetivo principal comparar la medida de las impresiones definitivas con y sin las estructura de anti contracción en modelos de prótesis fija en laboratorios de prostodoncia de la UCSM. Arequipa 2018

El presente estudio es cuasi experimental, de corte transversal comparativo y de campo, de nivel descriptivo. Se confeccionó un patrón metálico de acero inoxidable, cuya característica asemeja a dos pilares de un puente fijo de tres piezas, en donde el pilar 1 y 2 representa a dos molares.

El estudio se realizó con 42 impresiones con silicona de condensación marca Speedex®, conformándose dos grupos de 21 de estos modelos donde el primer grupo fueron tomados con silicona de condensación de la marca mencionada y un aparato anti contracción ,que permite una impresión más exacta, a lo que después se tomó otros 21 modelos que fueron tomadas con la misma silicona de condensación y sin la estructura siendo estos el grupo control; después son medidos por un micrómetro de tres cifras digital , tomando como referencia los siguientes parámetros: una distancia de cervical de un pilar a cervical del otro pilar y distancia de la zona oclusal de un pilar a otro.

Con las medidas obtenidas se realizó un registro para posteriormente efectuar una matriz de datos, la cual nos ayudó a confeccionar tablas y gráficos.

Los resultados demuestran que existe una diferencia de exactitud dimensional copiadas del patrón entre las impresiones que fueron tomadas con la estructura

anti contracción y el grupo control. Se comprobó que la estructura mejora y conserva de mejor manera la copia de dimensiones del patrón original mejorando así la exactitud dimensional obtenida en la impresión del patrón metálico en comparación con las impresiones control de doble fase tomadas solo con la única silicona de condensación utilizada en este estudio.

Palabras claves: estructura anti contracción, siliconas de condensación, exactitud dimensional.



## SUMMARY

The main objective of this research work is to compare the measurement of definitive impressions with and without the anti contraction structure in fixed prosthesis models in the prosthodontics laboratories of the UCSM Arequipa 2018.

The present study is quasi-experimental, of comparative cross-section and of field, of descriptive level. A stainless steel metallic pattern was made, whose characteristic resembles two pillars of a three-piece fixed bridge, where pillar 1 and 2 represent two molars.

The study was carried out with 42 impressions with Speedex® condensation silicone, forming two groups of 21 of these models where the first group were taken with condensation silicone of the aforementioned brand and an anti-contraction device, which allows a more accurate impression, to which later he took another 21 models that were taken with the same condensation silicone and without the structure being these the control group; then they are measured by a digital three-digit micrometer, taking as reference the following parameters: a cervical distance from one pillar to the other pillar cervical and distance from the occlusal area of one pillar to another. With the measurements obtained, a registry was made to subsequently make a data matrix, which helped us to make tables and graphs.

The results show that there is a difference in dimensional accuracy copied from the pattern between the impressions that were taken with the anti contraction structure and the control group. It was found that the structure improves and better conserves the copy of the original pattern's dimensions, thus improving the

dimensional accuracy obtained in the printing of the metallic pattern in comparison with the double-phase control prints taken only with the only condensation silicone used in this study.

Keywords: anti shrink structure, condensation silicones, dimensional accuracy.



## ÍNDICE

### INTRODUCCION

### RESUMEN

### SUMMARY

<b>1.- CAPITULO I: PLANEAMIENTO TEÓRICO.....</b>	<b>1</b>
1.1 Determinación Del Problema.....	2
1.2 Enunciado Del Problema.....	3
1.3 Descripción Del Problema.....	3
1.3.1 Campo ,Área y línea .....	3
1.3.2 Cuadro de análisis de variables.....	4
<b>2.- JUSTIFICACION.....</b>	<b>5</b>
2.1.- Interrogantes básicas .....	7
<b>3.- OBJETIVOS.....</b>	<b>7</b>
<b>4. MARCO TEORICO.....</b>	<b>8</b>
4.1 ANTECEDENTES BIBLIOGRÁFICOS.....	8
4.2. MARCOCONCEPTUAL.....	9
4.1.2 Exactitud Dimensional.....	9
4.1.3. Siliconas.....	11
4.1.4 Yesos Odontológicos.....	16
4.1.5 Estructura Anticontracción.....	20
<b>5. HIPÓTESIS.....</b>	<b>23</b>
<b>1. CAPITULO II :PLANEAMIENTO OPERACIONAL.....</b>	<b>24</b>
1.1 Técnica.....	25
1.2 Instrumentos.....	28
1.3 Materiales.....	29

2. CAMPO DE VERIFICACION	
2.1 Ubicación espacial.....	30
2.2 Ubicación Temporal.....	30
2.3 Unidades de estudio.....	30
3. ESTRATEGIA DE RECOLECCION	
3.1 Organización.....	32
3.2 Recursos.....	32
3.3 Prueba Piloto.....	32
4. ESTRATEGIA PARA MANEJAR LOS RESULTADOS	
4.1 Plan de Procesamiento de datos .....	33
4.2 Plan de Análisis de datos.....	34
4.3 A nivel de conclusiones.....	35
4.4 A nivel de recomendaciones.....	35
<b>CAPITULO III : RESULTADOS.....</b>	<b>36</b>
RESULTADOS.....	37
DISCUSIÓN.....	50
CONCLUSIONES.....	51
RECOMENDACIONES.....	52
BIBLIOGRAFIA.....	53
ANEXOS.....	57

## ÍNDICE DE TABLAS

TABLA N°1 FICHA REGISTRO IMPRESIONES CON ESTRUCTURA ANTICONTRACCIÓN .....	37
TABLA N°2 FICHA REGISTRO IMPRESIONES SIN ESTRUCTURA ANTICONTRACCIÓN .....	38
TABLA N°3 TABLA DE COMPARACIÓN DEL ALAMBRE ORTODÓNTICO 0.8 MM A TEMPERATURA AMBIENTE Y A TEMPERATURA CORPORAL.....	39
TABLA N°4 INDICADOR DE CONTRACCIÓN, EXACTITUD O DILATACIÓN DIMENSIONAL A NIVEL MUÑÓN CON Y SIN ESTRUCTURA.....	40
TABLA N°5 INDICADOR DE CONTRACCIÓN, EXACTITUD O DILATACIÓN DIMENSIONAL A NIVEL CERVICAL CON Y SIN ESTRUCTURA A.C.....	42
TABLAN°6 DIFERENCIAS DE DIMENSIONES A NIVEL MUNÓN ENTRE LOS DOS GRUPOS DE IMPRESIONES CON Y SIN A.C.....	44
TABLA N°7 DIFERENCIAS DE DIMENSIONES A NIVEL CERVICAL ENTRE LOS DOS GRUPOS DE IMPRESIONES CON Y SIN A.C.....	46
TABLA N°8 COMPARACION EN LA MEDICION CON Y SIN ESTRUCTURA.....	48
 <b>ÍNDICE DE GRÁFICOS</b>	
GRÁFICO DE TABLA N°4.....	41
GRÁFICO DE TABLA N° 5.....	43
GRÁFICO DE TABLA N° 6 .....	45
GRÁFICO DE TABLA N° 7.....	47
GRÁFICO DE TABLA N° 8.....	49



# CAPITULO I

## PLANTEAMIENTO TEORICO

## I. PLANTEAMIENTO TEÓRICO

### 1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

#### 1.1. Determinación del problema

A lo largo del recorrido laboral del odontólogo, se ha buscado en la toma de impresiones una reproducción exacta de los tallados de puentes con el fin de llevar a cabo un trabajo con precisión y menor empleo de los ajustes necesarios para el encaje de la prótesis fija. Este siendo un paso crítico en prótesis fija el odontólogo ha llegado a la exploración de muchos métodos y materiales para reducir la diferencia de las dimensiones de la impresión en negativa con las dimensiones reales en boca del paciente. Es así que en estos tiempos el material preferido para este tipo de impresiones son las siliconas, elastómeros que tienen muy alta fidelidad de reproducción cumpliendo casi en su totalidad los objetivos del odontólogo para fidelizar la impresión a sus dimensiones reales. Se sabe que la impresión proporciona una reproducción negativa de los tejidos, que se pueden vaciar con yeso piedra u otro material para modelos y obtener un modelo positivo retirando el material una vez que haya endurecido.<sup>2-3</sup> pero realmente esta impresión va a modificarse según el contexto que determina su cuidado es así que la precisión del vaciado no va a depender solo de la marca de la silicona y su índice de contracción menor sino también de los medios que ayudarán a evitar esta reacción y, de vital importancia, de la técnica de impresión que en este caso se utilizará para evitar este tipo de inconveniente y mejorar la

precisión del vaciado y para hallar esta precisión utilizaremos la “estructura anti contracción”, un objeto cuya función principal será la de asemejar mucho más la exactitud dimensional de la impresión con la real y conservarlos hasta el tiempo de vaciado.

Por ello en esta investigación se pretenderá medir la contracción que tengan las impresiones tomando como subindicador principal la distancia entre pilares para ver resultados y compararlos cuando se utiliza y no se utiliza “estructura anticontracción”.

## **1.2. Enunciado del problema**

Exactitud dimensional de las impresiones definitivas con y sin “estructura anticontracción” en modelos de prótesis fija en los laboratorios de prostodoncia de la Universidad Católica De Santa María, Arequipa-2018.

## **1.3. Descripción del Problema**

### **1.3.1.Campo ,Área y línea**

Área General: Ciencias de la salud

Área Específica: Odontología

Especialidad: Rehabilitación Oral

Línea o Tópico: Materiales de Impresión de Odontología

1.3.2. Cuadro de Análisis de variables.

Variables	Indicadores	Subindicadores
DEPENDIENTE  <b>Exactitud Dimensional de las impresiones</b>	Dilatado	Mayor de 25µm de medida de patrón según la A.D.A
	Exacto	De 0 a 25µm de medida de patrón según la A.D.A
	Contraído	Menor de 25 µm de medida de patrón según la A.D.A
INDEPENDIENTE  <b>Impresiones definitivas</b>	Con estructura anti contracción	
	Sin estructura anti contracción	

## 1.4 JUSTIFICACIÓN

El presente trabajo de investigación se justifica por la siguiente razón:

En prótesis fija toda etapa del tratamiento cumple una importancia considerable siendo la toma de impresión una etapa crítica donde la dimensión real del trabajo, sin un manejo adecuado, puede verse comprometida.

En la actualidad el material más utilizado en procedimientos de impresiones definitivas de prótesis fija es la silicona de Condensación.

El problema radica en que las siliconas de condensación tienden a formar en su última etapa de polimerización un subproducto que es el alcohol etílico y está presente en la impresión que tornará a evaporarse contrayendo y afectando la exactitud dimensional.

Teniendo en cuenta la posibilidad de contracción, este estudio busca asegurar esta etapa utilizando una estructura anti contracción que ayudará a reducir la contracción provocada en la silicona, específicamente en la distancia entre pilares de la impresión y conseguir un modelo de trabajo que tenga las dimensiones reales del trabajo exactas.

En la actualidad se utiliza tecnología CAD/CAM ( Computer Aid Desing/Computer Aid Manufacturing) que significan en español : Diseño Asistido por ordenador/ Fabricación asistida por ordenador que básicamente permite a través de un escaneo óptico y táctil, obtener un

negativo del modelo sobre las cuales se confeccionaran diferentes tipos de estructuras para el ordenador pero, el escaneo tomara las dimensiones de un modelo que pudo haberse comprometido. Lo que deduce que teniendo tecnología de última generación se ha visto comprometida por una etapa antecesora. Así que en este caso no se está excluyendo este método de la problemática de esta tesis. Esta investigación contribuirá a evitar una contracción comprometedora en las siliconas de condensación mediante el uso de estructuras que poco a poco irán mejorando si el lector se incluye en el perfeccionamiento de este tipo de trabajo.

Cabe mencionar que en este estudio no suman antecedentes sobre la contracción y dilatación del alambre ortodóntico (uno de los componentes de la estructura anti contracción) ante la temperatura bucal; es por ello que se investigó justificando el uso de este aparato haciendo pruebas comparativas del alambre fuera y dentro de boca.

#### 1.4.1. Interrogantes básicas.

- ¿Cómo son las medidas en los vaciados de las impresiones definitivas sin la estructura anticontracción en los laboratorios de la Universidad Católica de Santa María, Arequipa – 2018?
- ¿Cómo son las medidas en los vaciados de las impresiones definitivas con la estructura anticontracción en los laboratorios de la Universidad Católica de Santa María, Arequipa – 2018?
- ¿Cuál es la diferencia de exactitud dimensional entre las impresiones definitivas con y sin estructura anticontracción en los laboratorios de prostodoncia de la Universidad Católica de Santa María?

#### 2. OBJETIVOS.

- ✓ Determinar las medidas en los vaciados de las impresiones definitivas sin la estructura anticontracción en los laboratorios de la Universidad Católica de Santa María, Arequipa – 2018.
- ✓ Determinar las medidas en los vaciados de las impresiones definitivas con la estructura anticontracción en los laboratorios de la Universidad Católica de Santa María, Arequipa – 2018.
- ✓ Comparar las medidas en los vaciados de las impresiones definitivas con y sin la estructura anticontracción en los laboratorios de la Universidad Católica de Santa María, Arequipa – 2018.

### 3. MARCO TEÓRICO

#### 3.1 Revisión de Antecedentes Investigativos.

1) Autor : **NECOCHEA R. , MILDRED D. (2014)** EN COMPARACIÓN IN VITRO DE LA ALTERACIÓN DIMENSIONAL DEL MODELO DEFINITIVO SEGÚN EL TIEMPO DE VACIADO DE LA SILICONA POR CONDENSACIÓN:

En esta investigación se evaluó solo a la silicona de condensación de la marca Zetaplus, por el tiempo de vaciado, a las 0, 0,5 y 72 horas. En este estudio los modelos definitivos obtenidos con la silicona por condensación vaciados a las 0.5 horas de haber tomado la impresión, presentaron menor alteración dimensional en comparación con los otros grupos

2) Autor **ARÉVALO R; RODRÍGUEZ T. (2007)** en COMPARACIÓN IN VITRO DE LA ESTABILIDAD Y EXACTITUD DIMENSIONAL ENTRE TRES MARCAS DE SILICONAS POR CONDENSACIÓN.:

Encuentra menor estabilidad y exactitud dimensional en la silicona de condensación de marca Speedex. Por ello en nuestro trabajo buscaremos mejorar a base de técnica la exactitud dimensional de esta marca.

3) Autor: **GARCÍA I.( 2014)** en Estudio experimental comparativo de elastómeros de impresión “digitalizables” vs. “no digitalizables”:

Según la A.D.A. (especificación 19), el material de impresión debe permitir la reproducción de detalles de 25 micras o menores.

La exactitud dimensional de un material se define como el mantenimiento de su tamaño y su forma en un tiempo más o menos prolongado y se puede alterar durante la toma de la impresión, especialmente durante la desinserción, o durante su conservación.

### **3.2. Marco conceptual**

#### **3.2.1 EXACTITUD DIMENSIONAL**

Es la fidelidad de reproducción, la capacidad de reproducir pasivamente y sin compresión los detalles y dimensiones, aún en áreas extensas<sup>4</sup>

Con respecto a nuestro trabajo de tesis la exactitud implica que las dimensiones obtenidas en la impresión lleguen a dar los valores muy similares a comparación de las dimensiones reales de donde se obtuvo.

Según la A.D.A. (especificación 19), el material de impresión debe permitir la reproducción de detalles de 25 micras o menores. Estas sustancias deben ser lo suficientemente fluidas o livianas como para registrar detalles finos de las estructuras intraorales y, a su vez

deben ser suficientemente viscosas como para mantenerse en la cubeta y ejercer presión sobre las estructuras a reproducir. La fluidez también es necesaria para que el material pueda introducirse en áreas pequeñas o retentivas. Los materiales más fluidos son habitualmente denominados livianos y los muy viscosos, pesados, existiendo entre ambos extremos materiales con fluidez o viscosidad diversa.<sup>5</sup>

La especificación N°8 de la ADA, menciona que se permite un desajuste (una diferencia positiva) del orden de los 30- 50  $\mu\text{m}$  en las regiones correspondientes al tercio medio y oclusal/incisal, ya que este espacio interno permitirá la ubicación de la película de cemento.<sup>6</sup>

Según Lepe y Johnson: los cambios dimensionales permitidos en sentido antero posterior y mesiodistal presentan un rango desde 24 a 37  $\mu\text{m}$ , esta medida aproximadamente se compara con dos capas de espaciador y puede ser compensado<sup>7</sup>

Algunos materiales son hidrofóbicos y al contacto con la saliva van a dar lugar a la formación de burbujas que quedan en la superficie de la impresión. En estos casos hay que tener la precaución de secar la zona de la boca que queremos reproducir antes de tomar la impresión. Sin embargo, los materiales hidrofílicos no necesitan este tipo de precauciones. El material de impresión ideal no solo debe reproducir adecuadamente las estructuras orales,

también es importante que sea flexible para facilitar la remoción de los materiales sin deformarse, ni desgarrarse al ser retirados de la cavidad oral, a su vez debe ser capaz de recuperar la morfología previa a la desinserción.<sup>8</sup>

### 3.2.2 SILICONAS

Históricamente O'Brian en uno de sus artículos publicados en 1999 mencionó que a causas de las incomodidades ofrecidas en los materiales de impresión de esos tiempos como los polisulfuros con olor desagradable, manchas producidas, tiempo de fraguado y contracontracción , Se tuvo que investigar de manera apresurada un material que mejore estas desventajas y así comenzó el periodo de investigación para obtener un materiales con desventajas reducidas como la silicona.

Material de Impresión odontológico a base de polidimetil siloxanos más utilizados en la rutina laboral odontológica<sup>9</sup> Este material incluye una base y un acelerador, o también llamado catalizador<sup>10</sup> .

Su nombre se ha debido al tipo de reacción de polimerización, le han denominado también silicona RTV, porque su polimerización se ha realizado a temperatura ambiente; ha presentado una liberación permanente de alcohol durante el curado y después de la polimerización, por lo que se ha debido hacer un vaciado de forma inmediata.<sup>11</sup>

Básicamente las siliconas están constituidas por un líquido combinado con un relleno en polvo el cual es la sílice, como ya se

mencionó, la cantidad de este último puede ser modificada para lograr así siliconas de diferentes consistencias es por esto que las siliconas dentales pueden clasificarse en cuerpo liviano, regular, pesado, extra pesado o masilla y de acuerdo a su composición puede clasificarse en siliconas por adición y por condensación.

### **3.2.2.1 TIPOS DE SILICONA**

#### **A) SILICONA POR CONDENSACIÓN**

Su polimerización se da gracias al polidimetilsiloxano de bajo peso molecular en la base, para que produzca la reacción de mezcla con un silicato alquílico tri o tetra funcional (ortosilicato de tetraetilo) en presencia del octanoato de estaño, que es lo que formara al reactor Obteniendo como producto final la silicona ( polidimetil siloxano) y alcohol etílico.

Los componentes de la silicona son :

#### **Como base :**

Polidimetil siloxanos, Silicato ortoalquílicos y sílice.

#### **Como aceleradores y activadores :**

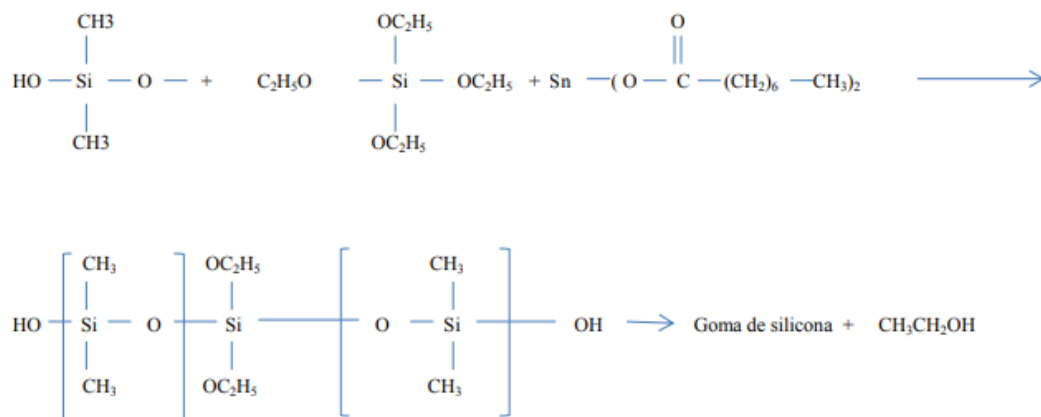
Octoato de estaño, Dialurato de butilo y estaño

Se añaden materiales de relleno como sílice coloidal o también llamado óxido metálico, para dar la consistencia deseada y buena rigidez al producto polimerizado.<sup>12</sup>

Los silicatos ortoetílicos son poco inestables si se mezclan con un compuesto químico de estaño. La vida útil disminuye debido a la degradación de la base, por entrecruzamiento durante el almacenamiento. El problema radica en la estabilidad dimensional a largo plazo y es que el acelerador tiene una vida de almacenamiento muy corta debido a que el octoato sufre una fácil reacción y degradación, y el hidroxipolidimetilsiloxano al poseer una muy baja energía y muy poca cohesión, por lo tanto, no mantiene estables las partículas de relleno, separándose del polímero durante el almacenamiento, y la pasta tiene apariencia como dos componentes separados <sup>13</sup>

Junto con la silicona de adición son los materiales que menor deformación permanente presentan tras un esfuerzo mecánico. Presentan menor estabilidad dimensional que los poliéteres y las siliconas de adición debido a la formación de productos colaterales en la reacción que pueden volatilizarse. Su tiempo de trabajo es controlable con la incorporación de un acelerador, que no modifica las propiedades de la silicona. <sup>14</sup>

#### **Reacción química:**



Fuente: Materiales Dentales propiedades y manipulación.<sup>15</sup>

Polidimetil + Octoato de Estaño  $\xrightarrow{\text{Silicato ortoacuífico}}$  Polidimetil siloxano + Alcohol etílico<sup>16</sup>

El silicato etílico multifuncional produce una estructura entrecruzada que es responsable en cierta parte de los valores tan bajos en la deformación permanente y fluidez. Mientras que el alcohol etílico que se produce, se evapora y es el responsable de la contracción producida a las 24 horas.<sup>17</sup>

**En cuanto a sus propiedades :**

El autor Gúzman menciona que las siliconas son muy hidrófugas, llegando a tener ángulos de contacto por encima de los 88°, por lo que es importante que antes de tomar la impresión, el campo oral se encuentre previamente seco para una mejor calidad de impresión.<sup>18</sup>

**Tiempo de trabajo** de 3 a 4 minutos .

**Tiempo de polimerización:** De 6 minutos, pero éste tiempo puede modificarse con la temperatura, ya que al elevarla acelera la polimerización de los materiales. También a mayor cantidad del acelerador, con respecto a la base, la polimerización se apresura.<sup>19</sup>

**En cuanto a las estabilidad Dimensional:**

Las siliconas experimentan un mayor cambio durante las primeras 24 horas posteriores al fraguado; no obstante, la variación dimensional se reduce cuando se ha aumentado el contenido del relleno como ocurre en las masillas.<sup>20</sup>

Según Jose Luis Cova : las siliconas por condensación se contraen. Se debe a la polimerización del material, a la volatilización del alcohol como producto residual y a las propiedades del compuesto. La mayor contracción ocurre dentro de las primeras 24 horas.<sup>21</sup>

**B) SILICONA POR ADICIÓN**

Las siliconas de adición, también conocidas con el nombre de polivinil siloxano aparecieron en el año 1970. Aunque son los materiales de impresión más costosos, tiene muchas aplicaciones de uso en prótesis fija, prótesis removible y en implantes dentales. La popularidad de estos materiales se debe a sus excelentes propiedades físicas, buenas características de manipulación y una casi ilimitada estabilidad dimensional. Los fabricantes abastecen este sistema de mezcla automático para las

siliconas de adición, porque ofrecen una mezcla consistente y es costo - efectivo, además hay un número reducido de burbujas.<sup>22</sup>

Una característica especial de este material es que no hay productos colaterales en la relación, es decir al darse esta, no se libera ningún producto que afecte las características del material, por lo que la estabilidad dimensional es superior a las siliconas por condensación y aún de los polisulfuros; sin embargo, algunos tipos de material a base de silicona por adición cuando son vaciados de inmediato tienden a formar pequeños orificios con aspecto de cráter sobre la superficie del yeso, esto se debe al desprendimiento de gas hidrógeno, que no necesariamente se relaciona con la reacción de fraguado, este problema se puede eliminar al esperar unos 15 a 30 minutos antes de vaciar la impresión.<sup>23</sup>

Una de las propiedades de mayor importancia de cara al presente estudio es, sin lugar a dudas la estabilidad dimensional. A diferencia de las siliconas de condensación, la mayoría de los elementos causantes de los cambios dimensionales están completamente superados por estos materiales al no generar productos colaterales tras el fraguado. Si se mantienen en un lugar seco, las siliconas de adición, a diferencia de otros elastómeros como los polisulfuros o las siliconas de condensación, pueden mantener su estabilidad prácticamente intacta hasta siete días tras la toma de impresión. Poseen un alto módulo de elasticidad y excelente fluidez.<sup>24</sup>

### 3.2.3. YESO ODONTOLÓGICO TIPO III

Para modelos de estudio, son elaborados por calcinación húmeda, tienen una densidad aparentemente alta y una mejora en la capacidad para ser comprimido. Es frecuentemente utilizado en ortodoncia, siendo también empleado para la elaboración de modelos de trabajo en prótesis removible y algunos procesos de laboratorio.

#### RELACIÓN AGUA/POLVO

Yeso piedra para modelos de estudio, 28 - 35 cc. de agua x 100 g de polvo. Esta dosificación puede variar de acuerdo a las especificaciones del fabricante para cada tipo de yeso.<sup>25</sup>

#### FRAGUADO

**Tiempo de fraguado:** El tiempo de fraguado es el tiempo que transcurre desde la mezcla inicial hasta el endurecimiento total del yeso y se divide en tres fases:

1. **Tiempo de manipulación;** es el periodo que transcurre desde la mezcla con el agua, en la cual puede ser manipulada manual o mecánicamente hasta el depósito o vaciado en la impresión o negativo, sin exceder los 60 segundos.
2. **Tiempo inicial de fraguado;** se refiere al tiempo necesario para que el material adquiera un grado mínimo de consistencia (semi-duro). En este periodo no se puede manipular manual o mecánicamente ya que puede debilitarse el modelo por ruptura de los cristales de fraguado. Este

tiempo se mide hasta la primera hora después del vaciado en el negativo de la impresión.

- 3. Tiempo final de fraguado**, al igual que el anterior el modelo puede sufrir rupturas de sus cristales, por lo tanto, no debe sufrir movimientos bruscos, es el tiempo requerido para que el material se considere suficientemente endurecido, debe haber transcurrido por lo menos 24 horas.<sup>26</sup>

El tiempo de fraguado varía de acuerdo al fabricante, sin embargo, existen métodos por los cuales se puede verificar el grado de endurecimiento, así, el más empleado es el sistema Vicat (mediante agujas de Vicat).

### **EXPANSIÓN DE FRAGUADO**

Todos los tipos de yeso experimentan cierto grado de expansión llamado "expansión de fraguado" y varían según el tipo de yeso utilizado, ésta puede ser modificada con la ayuda de aditivos o modificando la relación de agua/polvo.

En algunos tipos de yeso se reduce al máximo esta expansión evitando así alteraciones dimensionales de los modelos de trabajo sobre todo en prótesis fija.<sup>27</sup>

### **CONSERVACIÓN**

El yeso debe conservarse en recipientes cerrados, desde su envasado, que por lo general es en envases de polietileno o frascos de plástico duro,

herméticamente cerrados, asimismo deben almacenarse libres de humedad.

Los modelos obtenidos de yesos deben ser protegidos y transportados en envolturas algodónadas o en recipientes duros ya que pueden fracturarse y no cumplir su objetivo.<sup>28</sup>

### **3.2.4. YESO ODONTOLÓGICO TIPO IV**

Se obtiene mediante autoclave de 120 a 130° C y su resistencia a la compresión es de 35 megapascales. Tiene los mismos usos odontológicos que el yeso de tipo III, pero con la salvedad de que es un mejor tipo de yeso.<sup>29</sup>

El yeso tipo IV se consigue hirviéndolo en una solución salina como el cloruro de calcio a 30% o bien en autoclave con ayuda de una pequeña cantidad de succinato de sodio. Se utiliza este yeso en casos donde se requiere alta resistencia, gran dureza y baja expansión de fraguado y se les conoce como "yesos de trabajo", siendo utilizados en prótesis fija y para la fabricación de troqueles.<sup>30</sup>

El tiempo de fraguado varía de acuerdo al fabricante, pero generalmente un yeso piedra de alta resistencia, 20 -25 ce. de agua x 100 g de polvo

Manipulación de los yesos:

Antes de manipular se debe tomar en cuenta la relación exacta agua/polvo, evitando sobrepasar el tiempo de espatulado que aproximadamente es de

60 segundos. Asimismo, se debe elaborar la mezcla en recipientes previamente aseados, disminuyendo la posibilidad de mezclar con residuos anteriores, luego debe ser vaciado en impresiones libres de saliva o sangre porque pueden alterar el tiempo de endurecimiento. Durante el tiempo de fraguado no se deben realizar movimientos bruscos porque puede producirse fractura de los cristales y debilitar el resultado.<sup>31</sup>

El yeso debe conservarse en recipientes cerrados, desde su envasado, que por lo general es en envases de polietileno o frascos de plástico duro, herméticamente cerrados, asimismo deben almacenarse libres de humedad. Los modelos deben ser protegidos y transportados en envolturas algodónadas o en recipientes duros ya que pueden fracturarse y no cumplir su objetivo.<sup>32</sup>

### **3.2.5. ESTRUCTURA ANTICONTRACCIÓN**

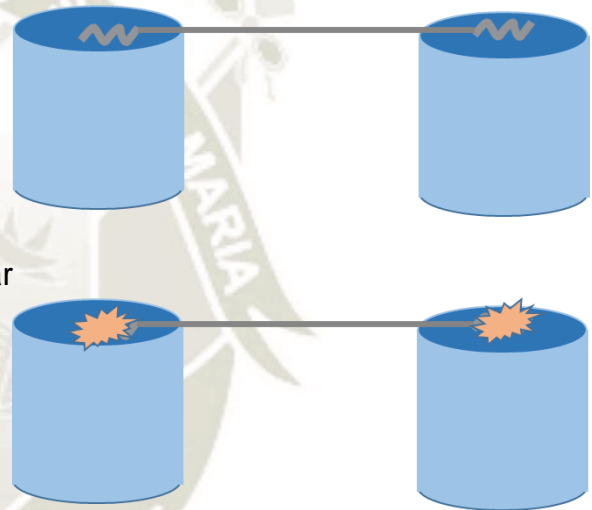
Anti contracción etimológicamente procede del griego "anti" indica "opuesto o que lucha o previene contra algo" y contracción de la gramática castellana, que refiere a un efecto de perder una o varias dimensiones longitudinales o como refiere la Real Academia Española: reducirse a menor tamaño. Como su nombre lo indica, la estructura anti contracción es aparato simple a base de materiales odontológicos (que se explicarán un poco más adelante) que tratará de prevenir la contracción dada en el

proceso de polimerización de silicona de condensación y así aumentar la eficacia de copiar las dimensiones reales del trabajo y volver las medidas más exactas.

Con este procedimiento barato y simple disminuir el índice de contracción de la silicona de condensación sin aumentar tiempo de preparación y aumentando tiempo máximo de vaciado.

### COMPOSICIÓN DE ESTRUCTURA

La estructura compone: dos copitas de Ripol o cubetas individualizadas dentales a base de acrílico autocurado rápido para cada pilar unidas entre ellas por un alambre ortodóntico Niquel-Titanio marca Morelli® que se pegará a las dos copitas con un poco de acrílico de autocurado rápido en la misma boca del paciente. Cabe resaltar que el alambre debe tener en sus extremos retenciones.



En el siguiente cuadro se registró el comportamiento que tiene el alambre ortodóntico a temperatura ambiente y en boca por 4 minutos( tiempo estimado por la marca speedex®)<sup>33</sup>(investigación propia).

A Temperatura Ambiente	A 37°C / 4 minutos
1.- 31.2 mm	1.- 31.2 mm
2.- 29.9 mm	2.- 29.9 mm
3.- 28.0 mm	3.- 28.0 mm
4.- 30.1 mm	4.- 30.1 mm
5.- 30.2 mm	5.- 30.2 mm
6.- 29.1 mm	6.- 29.0 mm
7.- 29.6 mm	7.- 29.6 mm
8.- 30.5 mm	8.- 30.5 mm
9.- 30.0 mm	9.- 30.0 mm
10.- 29.7 mm	10.- 29.7 mm
11.- 29.8 mm	11.- 29.8 mm
12.- 29.7 mm	12.- 29.7 mm
13.- 28.6 mm	13.- 28.6 mm
14.- 30.2 mm	14.- 30.2 mm
15.- 29.9 mm	15.- 29.9 mm
16.- 30.9 mm	16.- 31.0 mm
17.- 30.9 mm	17.- 30.9 mm
18.- 30.3 mm	18.- 30.3 mm
19.- 30.6 mm	19.- 30.6 mm
20.- 30.0 mm	20.- 30.0 mm
21.- 30.4 mm	21.- 30.5 mm

Se aprecia que, de 21 casos, tres de ellos se modificó por 0.1mm. pero en la mayoría no hubo diferencia significativa.

Fuente: Investigación Propia

#### 4. HIPÓTESIS:

- a) Dado que, en las impresiones definitivas, el objetivo es mantener la exactitud dimensional de pilar a pilar, es probable que con el uso de la estructura anti contracción haya o no alteración en la exactitud de la dimensión.





## **CAPITULO II**

# **PLANTEAMIENTO OPERACIONAL**

## II. PLANEAMIENTO OPERACIONAL

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

#### 1.1 TÉCNICA

##### a) Precisión de la técnica

Se requirió el uso de la Técnica Observacional Experimental

VARIABLE RESPUESTA	TÉCNICA	PROCEDIMIENTO
Exactitud dimensional	Observación Experimental	Medición

##### b) Descripción de la técnica

- Se confeccionó un patrón metálico en acero inoxidable que simulará una preparación dentaria para la confección de un puente con dos pilares a los cuales se les tomará medida con el calibrador Digital .
- Se fabricó estructuras anti contracción que consisten en dos cubetas individualizas de acrílico que encajan a la medida de los pilares que se utilizaran para la impresión unidas por una alambre ortodóntico de 0.8 mm de Niquel-Titanio marca Morelli® para mantener la distancia real de los pilares sin

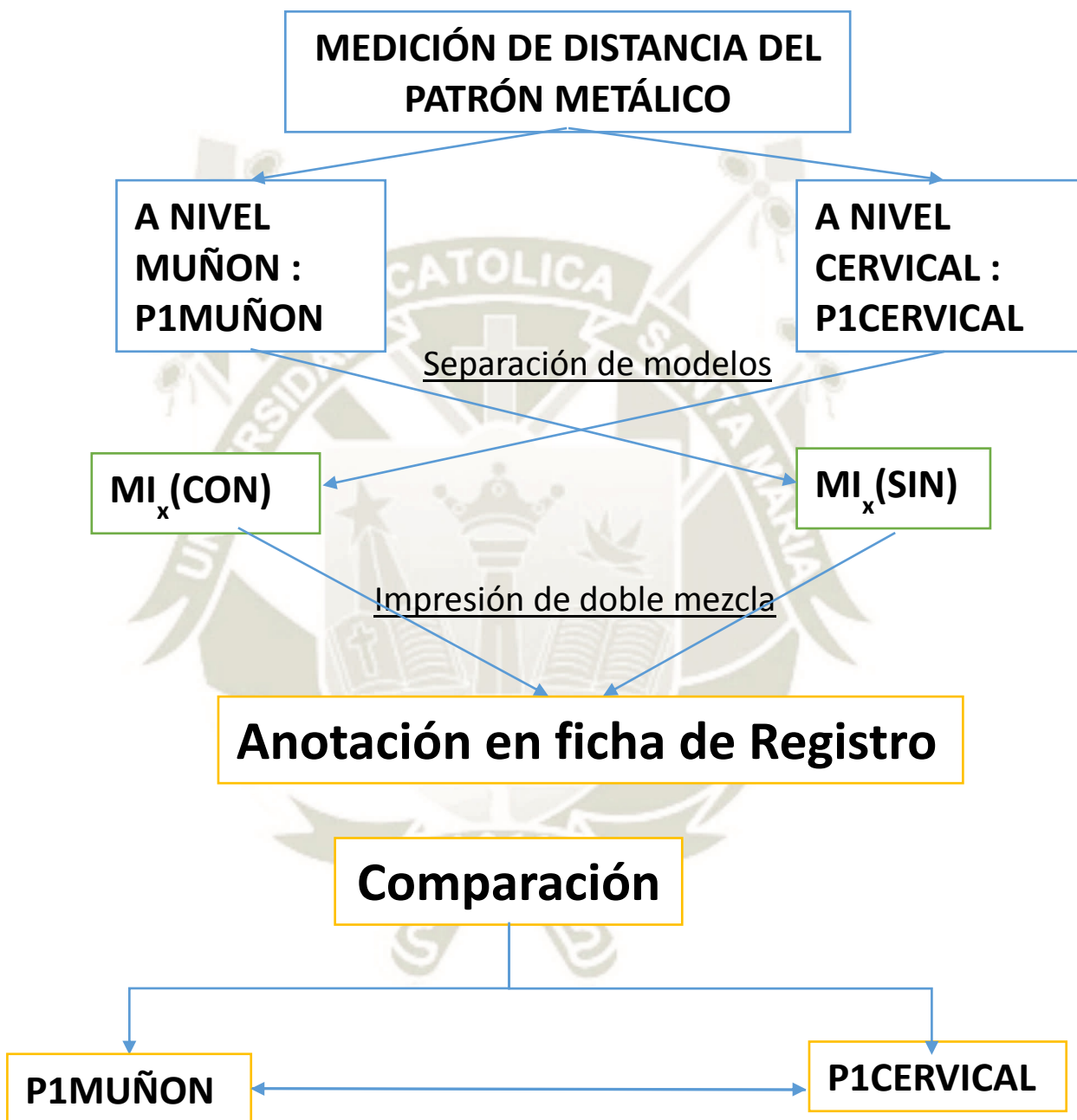
modificarse y conservar las dimensiones hasta el momento del vaciado.

- Las estructuras anti contracción hechas a base de acrílico de auto curado rápido tendrá un desgaste interno no más de mínimo para que la silicona tenga el grosor suficiente y la impresión buscada
- Se tomará el registro con cubetas cribadas parciales para recoger la impresión hecha con las estructuras anticontracción.
- Se utilizará silicona Speedex® de condensación y se empleará la técnica de dos fases.
- Se procederá a hacer el vaciado de las impresiones a las 24 horas con yeso tipo III en una cantidad igual para todas las impresiones con la ayuda de cuchara dosificadora y jeringa de 15 ml ,esperando así una hora para retirar los vaciados ya fraguados.
- Se continuará con la medición de las 2 medidas planteadas: Distancia entre pilares a nivel del muñón y la distancia entre pilares a nivel cervical con el calibrador Digital se anotaran las medidas en la ficha de registro.

c) **Diseño Investigativo**

- **Tipo:** Cuasi experimental.
- Esquema básico

### Diagramación operativa



## 1.2 INSTRUMENTOS

### a.- Precisión del instrumento

Se utilizó un instrumento de tipo documental: Ficha de Registro

### b.- Estructura del instrumento

Respuesta	Numero de muestra	Indicadores (seleccionar)	Subindicadores
Exactitud Dimensional de las impresiones con estructura anti contracción	x	Dilatado: Más de 25 $\mu\text{m}$ de medida de patrón según la A.D.A.	Distancia entre pilares a nivel del muñón.
		Exacto	
		Contraído: Menos de la medida de patrón	Distancia entre pilares a nivel cervical.
Exactitud Dimensional de las impresiones sin estructura anti contracción	x	Dilatado: Más de 25 $\mu\text{m}$ de medida de patrón según la A.D.A.	Distancia entre pilares a nivel del muñón.
		Exacto	Distancia entre pilares a nivel cervical
		Contraído: Menos de la medida de patrón	

## FICHA DE REGISTRO

MODELOS DE IMPRESIÓN	CON ESTRUCTURA A.C.		SIN ESTRUCTURA A.C.	
	A NIVEL MUÑÓN	A NIVEL CERVICAL	A NIVEL MUÑÓN	A NIVEL CERVICAL
MI <sub>1</sub>				
MI <sub>2</sub>				
MI <sub>3</sub>				
MI <sub>4</sub>				
MI <sub>5</sub>				
MI <sub>6</sub>				
MI <sub>7</sub>				
MI <sub>8</sub>				
MI <sub>9</sub>				
MI <sub>10</sub>				
MI <sub>11</sub>				
MI <sub>12</sub>				
MI <sub>13</sub>				
MI <sub>14</sub>				
MI <sub>15</sub>				
MI <sub>16</sub>				
MI <sub>17</sub>				
MI <sub>18</sub>				
MI <sub>19</sub>				
MI <sub>20</sub>				
MI <sub>21</sub>				

## INSTRUMENTOS MECÁNICOS

- Calibrador Digital.
- Cámara Fotográfica
- Patrón metálico
- Vasos descartables
- Espátula de cemento
- Espátula de yeso

- Tasón de goma.

### 1.3 MATERIALES DE VERIFICACIÓN

- Polímero de acrílico de autocurado rápido y monómero de este.
- Alambre Ortodóntic 0.8 Niquel-Titanio marca Morelli®
- Silicona Speedex® de condensación
- Yeso tipo III
- Guantes
- Barbijos
- Campos descartables.
- Agua potable.

## 2. CAMPO DE VERIFICACIÓN

### 2.1 Ubicación espacial

La investigación se desarrollará en los laboratorios de Prótesis de la Facultad de Odontología.

### 2.2 Ubicación temporal

La presente investigación se realizará de abril a mayo del 2018

### 2.3 Unidades de estudio

Patrón metálico

### Criterios de Inclusión

- Impresiones estudiadas en buen estado
- Modelos vaciados a medir en buen estado.
- Vaciado de impresiones exactamente a las 24 horas..

### Criterios de exclusión

- Impresiones con silicona desprendida o rota.

### 2.4 Tamaño de los grupos

Datos:

E/S : Tamaño estandarizado del efecto.

E/S: 0.90

$\alpha$ : 0.01 a 0.10

$\alpha$ : 0.05  $\rightarrow$  5% (unilateral)

$\beta$ : 0.05 a 0.20

$\beta$ : 0.10

Cruce de Valores en la tabla

E/S

$\beta$ :0.10

$\alpha$ : 0.05 (unilateral)

↓

↓

0.90  $\rightarrow$

M= 21 Modelos de estudio por grupo

### 2.5 . Formalización de los Grupos

GRUPOS	Nº
Con estructura anticontracción	21
Sin estructura anticontracción	21

### 3. ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN

#### 3.1 Organización

- a) Autorización del Decano de la Facultad de Odontología
- b) Autorización del Decano de la Facultad de Ingenierías
- c) Adquisición de Materiales

#### 3.2 Recursos

- a) **Recursos humanos :**  
Investigador: Bachiller Carlos Humberto Riveros Huamán.  
Asesora: Roxanna Gamarra Ojeda
- b) **Recursos Físicos :** se procederá a utilizar los laboratorios de prótesis de la Facultad de Odontología de la UCSM
- c) **Recursos Económicos:** Autofinanciada

#### 3.3 Prueba piloto

**A.- Tipo de prueba:** Incluyente

**B.- Muestra Piloto:** 5% de cada grupo

**C.- Recolección piloto:** administración del instrumento de la muestra piloto.

#### 4. ESTRATEGIA PARA MANEJAR LOS RESULTADOS

##### 4.1 Plan de procesamiento de datos :

- a) **Tipo de procesamiento:** Será de tipo computarizado utilizando el programa Excel 2013
- b) **Plan de Operaciones :**
- **Clasificación:** Los datos que se recolectarán serán vaciados en una matriz de Registro y Control.
  - **Plan de codificación:** Las variables e indicadores serán codificados de acuerdo al paquete estadístico.
  - **Plan de Recuento:** Será tipo computarizado.
  - **Plan de Tabulación:** Tablas de simples y doble entrada.
  - **Plan de graficación:** Se elaborarán graficas acorde a su respectiva tabla.

## 4.2 Plan de Análisis de datos

a) Tipo de Análisis :\_ Cuantitativo , unifactorial y univariado

b) Tratamiento estadístico :\_SSPS21 , Excel 2013

Variables	Carácter Estadístico	Escala de Medición	Estadística descriptiva	Estadística inferencial
Exactitud Dimensional	v. cuantitativa	Proporcional o de razón	Medidas de tendencia central y variabilidad	T de student y ANOVA
	V. cualitativa	Nominal	Frecuencias absolutas	$\chi^2$

## 4.3. Plan de operaciones

**Plan de Tabulación:** Las tablas fueron numéricas, acompañadas de frecuencias absolutas y porcentuales, cuadros de simple entrada utilizando la estadística descriptiva.

**Plan de Graficación:** Se empleó barras, para establecer la relación de las variables utilizando la regresión lineal.

#### **4.4. En el ámbito de estudio de los datos**

##### **4.4.1. Metodología de la interpretación:**

Los datos expresados en los cuadros fueron de acuerdo a los objetivos

##### **4.4.2. Modalidades interpretativas**

La interpretación, discusión se realizó en forma subsecuente a cada cuadro

##### **4.4.3. Operaciones para interpretar datos**

Se aplicó el análisis, la síntesis, inducción y deducción

##### **4.4.4. Niveles de interpretación**

Se utilizó la metodología descriptiva.

#### **4.5. En el ámbito de conclusiones**

Las conclusiones fueron precisas de acuerdo a los objetivos, hipótesis e interrogantes planteadas.

#### **4.6. A nivel de recomendaciones**

- A. Forma: mediante sugerencias
- B. Orientación: Promover la toma de impresiones con aparato anti contracción para mejorar la exactitud de dimensiones de las impresiones en boca para mejorar confección de prótesis fija.



## **CAPITULO III RESULTADOS**

### III. RESULTADOS

#### 1. TABLAS Y GRÁFICAS

**TABLA N°1 FICHA REGISTRO IMPRESIONES CON ESTRUCTURA A.**

MODELOS DE IMPRESIÓN	CON ESTRUCTURA A.C.			
	A NIVEL MUÑÓN (mm)	INDICADOR	A NIVEL CERVICAL(mm)	INDICADOR
MI1	38.8	EXACTO	39.4	EXACTO
MI2	38.8	EXACTO	39.7	DILATADO
MI3	38.8	EXACTO	39.7	DILATADO
MI4	38.8	EXACTO	39.5	EXACTO
MI5	38.8	EXACTO	39.7	DILATADO
MI6	38.3	CONTRAÍDO	39.4	EXACTO
MI7	38.8	EXACTO	39.6	EXACTO
MI8	38.7	EXACTO	39.5	EXACTO
MI9	39.1	DILATADO	39.4	EXACTO
MI10	38.8	EXACTO	39.7	DILATADO
MI11	38.8	EXACTO	39.4	EXACTO
MI12	38.6	EXACTO	39.5	EXACTO
MI13	38.9	EXACTO	39.5	EXACTO
MI14	38.9	EXACTO	39.4	EXACTO
MI15	38.6	EXACTO	39.3	EXACTO
MI16	38.6	EXACTO	39.3	EXACTO
MI17	38.8	EXACTO	39.4	EXACTO
MI18	38.6	EXACTO	39.4	EXACTO
MI19	38.7	EXACTO	39.4	EXACTO
MI20	38.7	EXACTO	39.4	EXACTO
MI21	38.7	EXACTO	39.4	EXACTO

Observamos que las muestras contraídas o dilatadas excedieron el margen de error permitido por el ADA

Exacto	$38.5 < x < 39.1$ (muñón)	$39.1 < y < 39.7$ (cervical)
Dilatado	$x \leq 39.1$	$y \leq 39.7$
Contraído	$x \geq 38.5$	$y \geq 39.1$
Medidas del Patrón	Muñón 38.8 mm	Cervical 39.4 mm

TABLA N°2

FICHA REGISTRO IMPRESIONES SIN ESTRUCTURA ANTICONTRACCIÓN

MODELOS DE IMPRESIÓN	SIN ESTRUCTURA A.C.			
	A NIVEL MUÑÓN(mm)	INDICADOR	A NIVEL CERVICAL(mm)	INDICADOR
MI1	38.9	EXACTO	39.7	DILATADO
MI2	39.2	DILATADO	40	DILATADO
MI3	41.6	DILATADO	40.1	DILATADO
MI4	39.6	DILATADO	40.1	DILATADO
MI5	38.6	EXACTO	39.1	CONTRAÍDO
MI6	39.2	DILATADO	40.1	DILATADO
MI7	39.5	DILATADO	40.6	DILATADO
MI8	39.4	DILATADO	41.4	DILATADO
MI9	38.9	EXACTO	39.4	EXACTO
MI10	39	EXACTO	39.6	EXACTO
MI11	39.1	DILATADO	39.5	EXACTO
MI12	39	EXACTO	39.4	EXACTO
MI13	38.7	EXACTO	39.4	EXACTO
MI14	38.6	EXACTO	39.2	EXACTO
MI15	38.6	EXACTO	39.2	EXACTO
MI16	38.6	EXACTO	39.1	CONTRAÍDO
MI17	38.8	EXACTO	39.2	EXACTO
MI18	38.5	CONTRAÍDO	39.3	EXACTO
MI19	38.3	CONTRAÍDO	39.1	CONTRAÍDO
MI20	38.5	CONTRAÍDO	39.1	CONTRAÍDO
MI21	39	EXACTO	39.5	EXACTO

Exacto	$38.5 < x < 39.1$ (muñón)	$39.1 < y < 39.7$ (cervical)
Dilatado	$x \leq 39.1$	$y \leq 39.7$
Contraído	$x \geq 38.5$	$y \geq 39.1$
Medidas del Patrón	Muñón 38.8 mm	Cervical 39.4 mm

**TABLA N° 3**

**TABLA DE COMPARACIÓN DEL ALAMBRE ORTODÓNTICO 0.8 MM A  
TEMPERATURA AMBIENTE Y A TEMPERATURA CORPORAL**

A Temperatura Ambiente	A 37°C / 4 minutos
1.- 31.2 mm	1.- 31.2 mm
2.- 29.9 mm	2.- 29.9 mm
3.- 28.0 mm	3.- 28.0 mm
4.- 30.1 mm	4.- 30.1 mm
5.- 30.2 mm	5.- 30.2 mm
6.- 29.1 mm	6.- 29.0 mm
7.- 29.6 mm	7.- 29.6 mm
8.- 30.5 mm	8.- 30.5 mm
9.- 30.0 mm	9.- 30.0 mm
10.- 29.7 mm	10.- 29.7 mm
11.- 29.8 mm	11.- 29.8 mm
12.- 29.7 mm	12.- 29.7 mm
13.- 28.6 mm	13.- 28.6 mm
14.- 30.2 mm	14.- 30.2 mm
15.- 29.9 mm	15.- 29.9 mm
16.- 30.9 mm	16.- 31.0 mm
17.- 30.9 mm	17.- 30.9 mm
18.- 30.3 mm	18.- 30.3 mm
19.- 30.6 mm	19.- 30.6 mm
20.- 30.0 mm	20.- 30.0 mm
21.- 30.4 mm	21.- 30.6 mm

Fuente: Investigación propia

Observamos que el alambre ortodóntico utilizado en la estructura anti contracción no modifica su medida considerablemente como para afectar a la impresión.

**TABLA N°4**

**INDICADOR DE CONTRACCIÓN, EXACTITUD O DILATACIÓN DIMENSIONAL  
A NIVEL MUÑÓN CON Y SIN ESTRUCTURA**

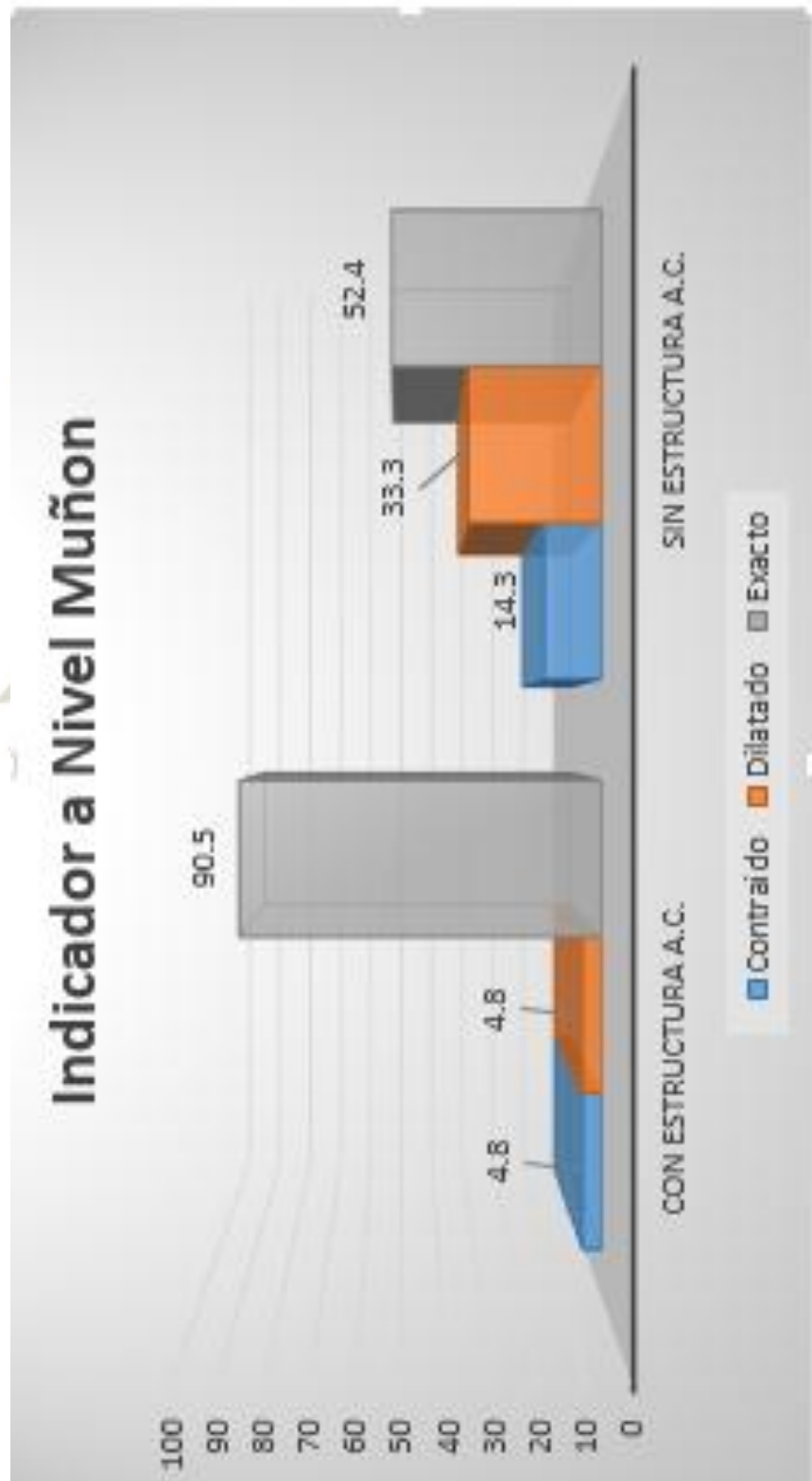
Indicador	Con Estructura A.C.		Sin Estructura A.C.	
	Nº	%	Nº	%
Total	21	100.0	21	100.0
Contraído	1	4.8	3	14.3
Dilatado	1	4.8	7	33.3
Exacto	19	90.5	11	52.4

Fuente : Investigación propia

Observamos que, en el muñón con estructura, el 90.5% presento el indicador exacto, el 4.8% contraído y dilatado respectivamente. En muñón sin estructura, el 52.4% presento indicador exacto, el 33.3% dilatado y el 14.3% contraído.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el indicador a nivel muñón con y sin estructura.

GRÁFICO DE TABLA N°4



**TABLA N°5**

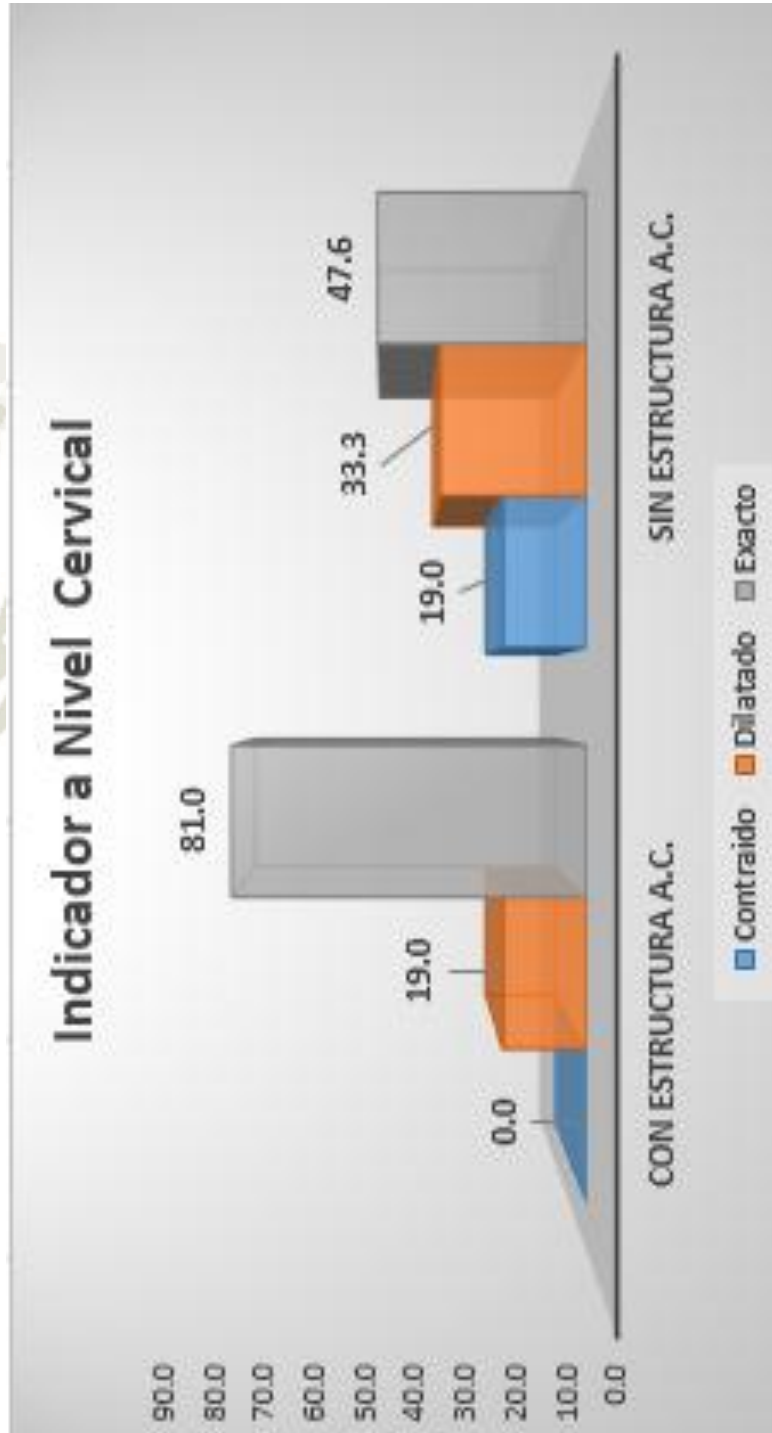
**INDICADOR DE CONTRACCIÓN, EXACTITUD O DILATACIÓN DIMENSIONAL  
A NIVEL CERVICAL CON Y SIN ESTRUCTURA A.C.**

Indicador	Con Estructura A.C.		Sin Estructura A.C.	
	Nº	%	Nº	%
Total	21	100.0	21	100.0
Contraído	0	0.0	4	19.0
Dilatado	4	19.0	7	33.3
Exacto	17	81.0	10	47.6

Fuente : Investigación Propia

Observamos que en el cervical con estructura, el 81.0% presento el indicador exacto, el 19.0% dilatado. En cervical sin estructura, el 47.6% presento indicador exacto, el 33.3% dilatado y el 19.0% contraído. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el indicador a nivel cervical con y sin estructura.

GRÁFICO DE TABLA N°5

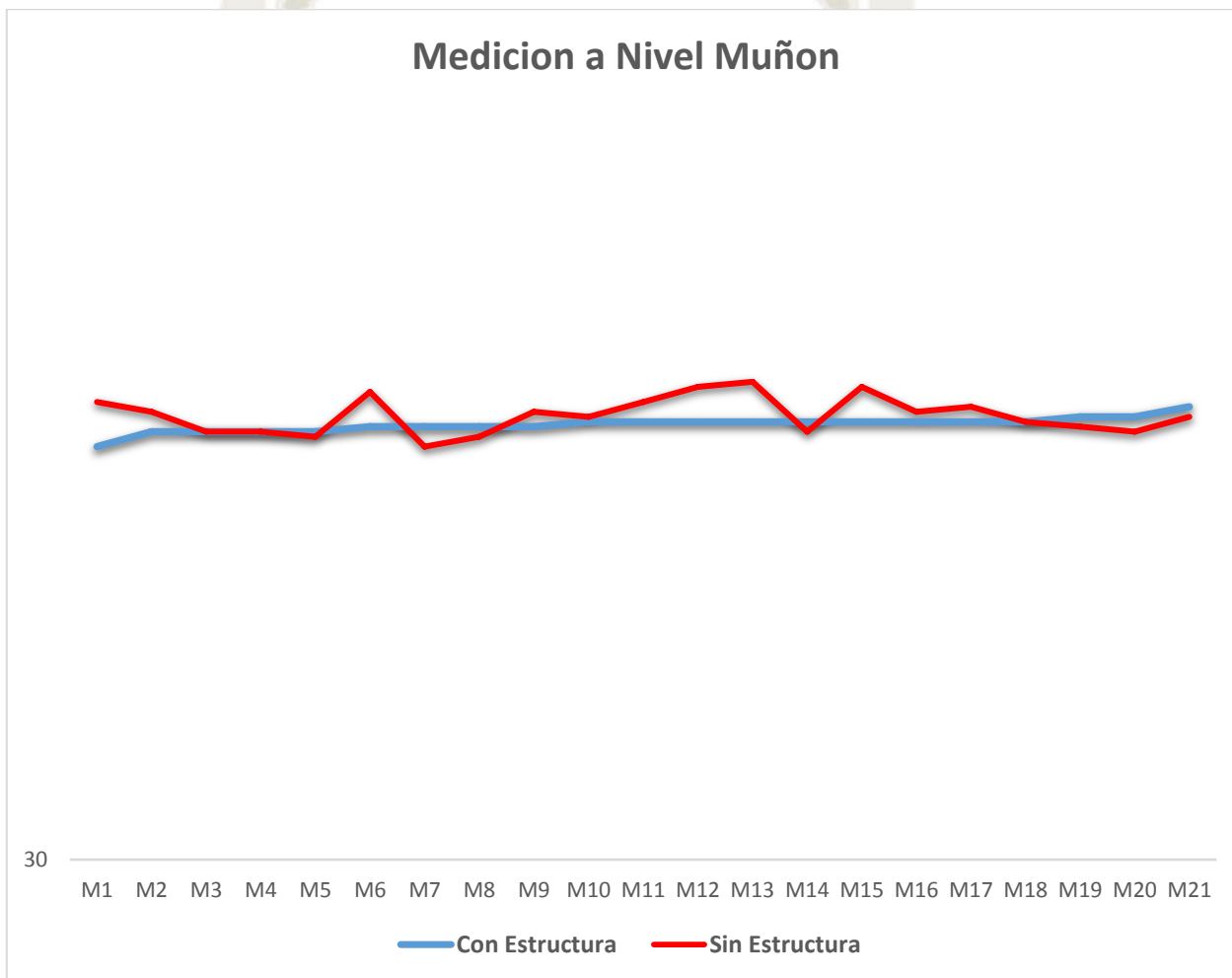


**TABLA N°6**  
**DIFERENCIAS DE DIMENSIONES A NIVEL MUNÓN ENTRE LOS DOS**  
**GRUPOS DE IMPRESIONES CON Y SIN A.C.**

Modelos	Con Estructura	Sin Estructura	Diferencia Sin Estructura - Con Estructura
M1	38.3	39.2	0.9
M2	38.6	39.0	0.4
M3	38.6	38.6	0.0
M4	38.6	38.6	0.0
M5	38.6	38.5	-0.1
M6	38.7	39.4	0.7
M7	38.7	38.3	-0.4
M8	38.7	38.5	-0.2
M9	38.7	39.0	0.3
M10	38.8	38.9	0.1
M11	38.8	39.2	0.4
M12	38.8	39.5	0.7
M13	38.8	39.6	0.8
M14	38.8	38.6	-0.2
M15	38.8	39.5	0.7
M16	38.8	39.0	0.2
M17	38.8	39.1	0.3
M18	38.8	38.8	0.0
M19	38.9	38.7	-0.2
M20	38.9	38.6	-0.3
M21	39.1	38.9	-0.2
<b>Promedio</b>	<b>38.743</b>	<b>38.929</b>	<b>0.186</b>
<b>D. Estándar</b>	<b>0.157</b>	<b>0.373</b>	
<b>Valor Mínimo</b>	<b>38.3</b>	<b>38.30</b>	
<b>Valor Máximo</b>	<b>39.1</b>	<b>39.6</b>	

Observamos que en la tabla N°6 los modelos de las impresiones tomadas sin estructura han tenido una desviación estándar mayor que los modelos de las impresiones con estructura. Fuente : Investigación propia

### GRÁFICO DE TABLA N°6



Se Observa que la línea azul, compuesta por impresiones a nivel muñón1 con estructura, tiene menor variación en sus dimensiones que la línea roja, compuesta por las impresiones a nivel muñón sin estructura.

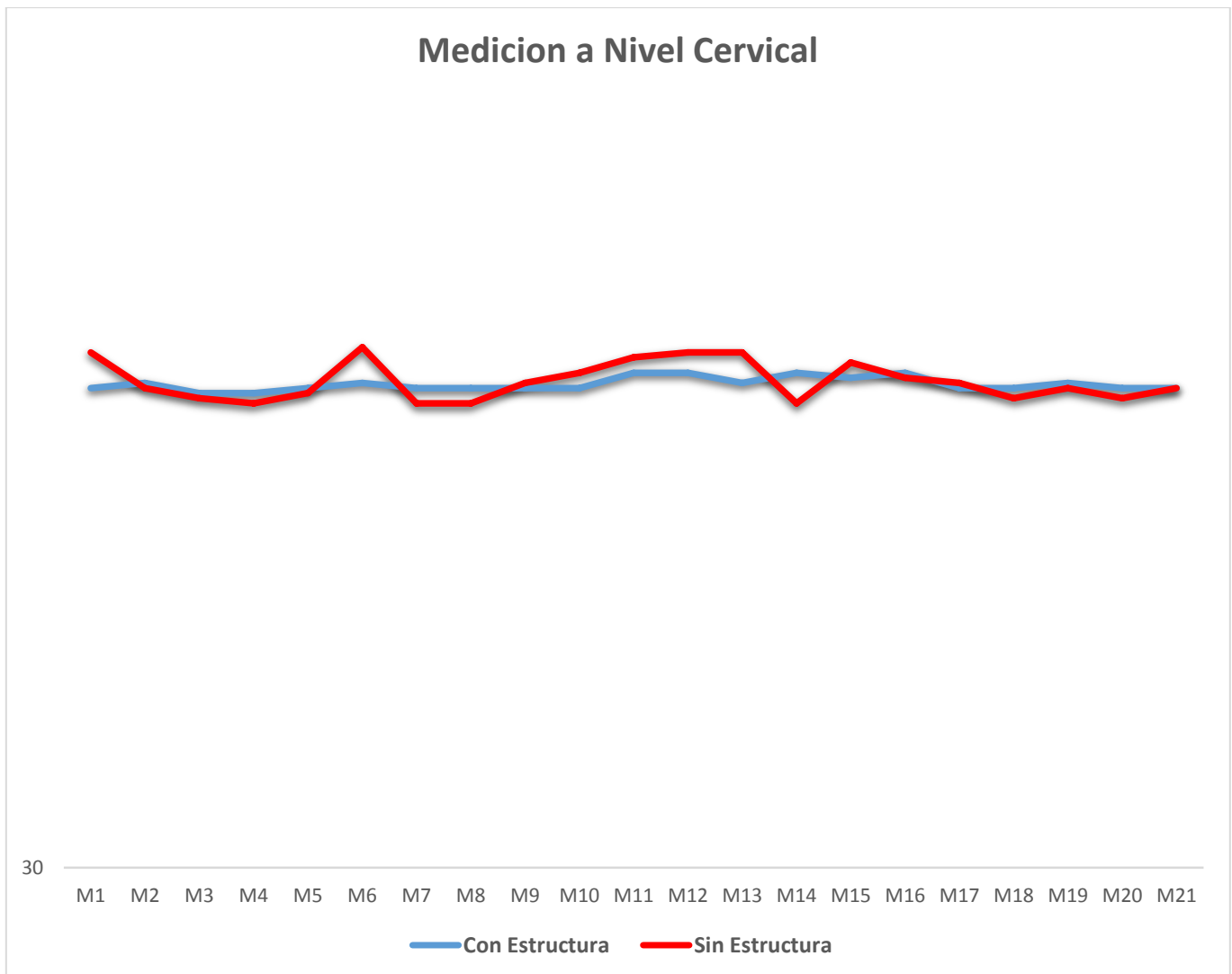
**TABLA N°7**

**DIFERENCIAS DE DIMENSIONES A NIVEL CERVICAL ENTRE LOS DOS  
GRUPOS DE IMPRESIONES CON Y SIN A.C.**

Modelos	Con Estructura	Sin Estructura	Diferencia Sin Estructura - Con Estructura
M1	39.4	40.1	0.7
M2	39.5	39.4	-0.1
M3	39.3	39.2	-0.1
M4	39.3	39.1	-0.2
M5	39.4	39.3	-0.1
M6	39.5	40.2	0.7
M7	39.4	39.1	-0.3
M8	39.4	39.1	-0.3
M9	39.4	39.5	0.1
M10	39.4	39.7	0.3
M11	39.7	40.0	0.3
M12	39.7	40.1	0.4
M13	39.5	40.1	0.6
M14	39.7	39.1	-0.6
M15	39.6	39.9	0.3
M16	39.7	39.6	-0.1
M17	39.4	39.5	0.1
M18	39.4	39.2	-0.2
M19	39.5	39.4	-0.1
M20	39.4	39.2	-0.2
M21	39.4	39.4	0
<b>Promedio</b>	<b>39.476</b>	<b>39.533</b>	<b>0.057</b>
<b>D. Estandar</b>	<b>0.130</b>	<b>0.386</b>	
<b>Valos Minimo</b>	<b>39.3</b>	<b>39.1</b>	
<b>Valor Maximo</b>	<b>39.7</b>	<b>40.1</b>	

Fuente : Investigación propia

GRÁFICO DE TABLA N°7



Se Observa que la línea azul, compuesta por impresiones a nivel cervical con estructura ,tiene menor variación en sus dimensiones que la línea roja, compuesta por las impresiones a nivel cervical sin estructura.

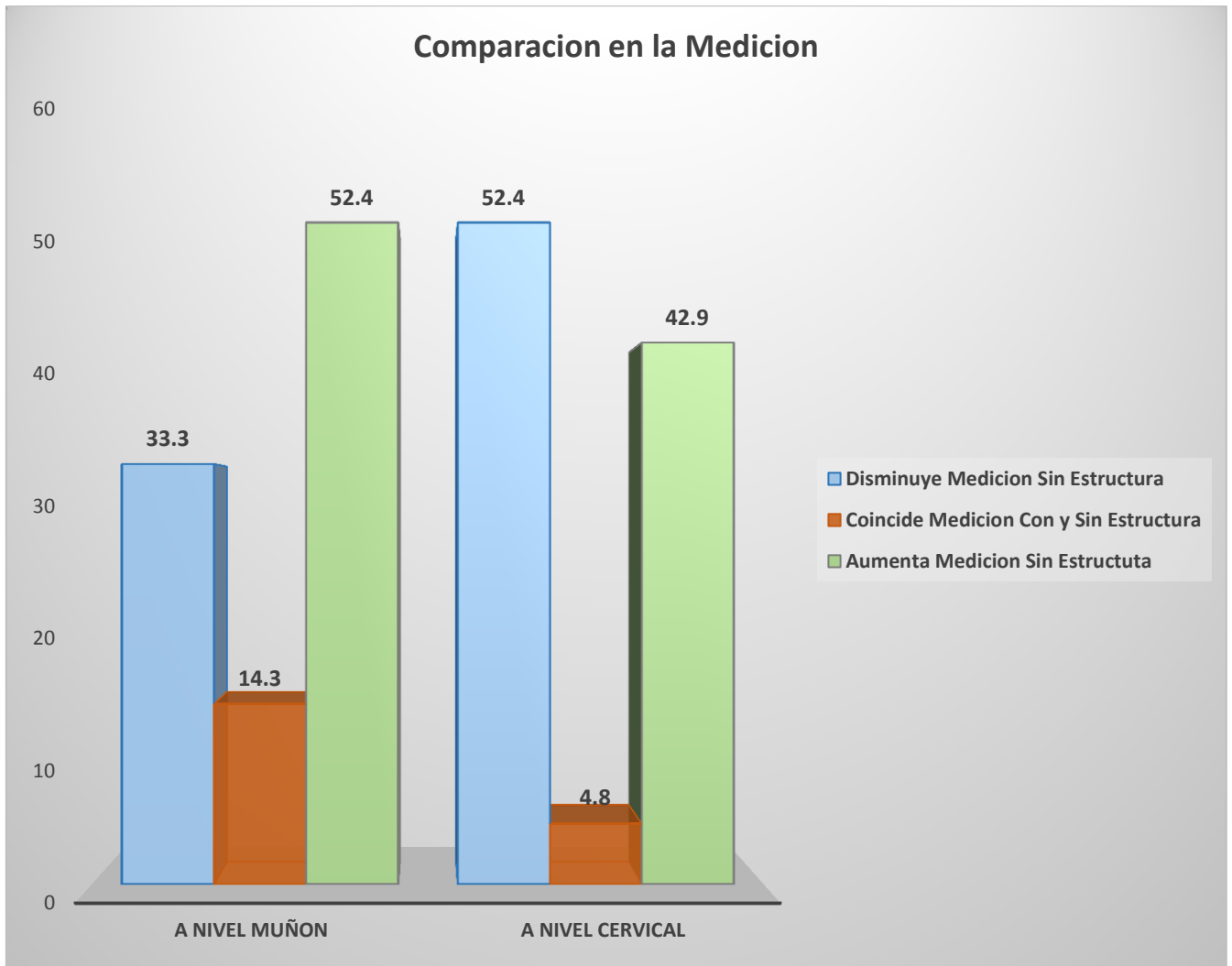
**TABLA N°8**  
**COMPARACION EN LA MEDICION CON Y SIN ESTRUCTURA**

Comparación	A Nivel Muñon		A Nivel Cervical	
	Nº	%	Nº	%
Total	21	100.0	21	100.0
Disminuye Medición Sin Estructura	7	33.3	11	52.4
Coincide Medición Con y Sin Estructura	3	14.3	1	4.8
Aumenta Medición Sin Estructura	11	52.4	9	42.9

Fuente : Investigación propia

Se puede observar que a nivel muñon en el 52.4% de muestras la medición con y sin estructura se observa un aumento en la medición sin estructura, en comparación con la con estructura. En el 33.3% de muestras, disminuye la medición sin estructura en comparación con la medición sin estructura y en el 14.3% hay coincidencia en la medición con y sin estructura. A nivel cervical puede observar que en el 52.4% de muestras la medición con y sin estructura se observa una disminución en la medición sin estructura. En el 42.9% de muestras, aumenta la medición sin estructura en comparación con la medición sin estructura y en el 4.8% hay coincidencia en la medición con y sin estructura.

GRÁFICO DE TABLA N°8



## DISCUSIÓN

Esta Investigación tiene por objetivo el comprobar la eficacia de la estructura anti contracción ante procesos de variación en las dimensiones de los modelos de yeso vaciados a las 24 horas, resultado de impresiones hecha con silicona de condensación tomadas a un patrón metálico clasificando las muestras en dos grupos : un grupo control o tomada sin estructura anti contracción y otro grupo tomada con la estructura anti contracción .

Se encontró que en un 47.6% los modelos del grupo control o sin estructura anti contracción variaron de su dimensión específicamente a nivel de muñón, como también un 52.3% variaron en su dimensión cervical. Hallándose que hubo, en tanto a nivel muñón, una mayor cantidad de modelos dilatados con un 33.3% a comparación de los modelos contraídos (14.3%). De la misma manera, a nivel cervical, hubo una mayor inclinación por modelos dilatados con un 33.3% a comparación del 19 % de modelos que se registraron contraídas.

Hubo más éxito con la estructura llegando a copiar exactas dimensiones del patrón en un 90.5% a nivel muñón como un 81% a nivel cervical.

Además de prevalecer la dilatación en los modelos, se apreció que la estructura disminuye la desviación estándar del grupo de los modelos tomados con este a pesar de ser vaciados 24 horas después, dando una diminuta diferencia máxima de 0.157 mm a nivel muñón y unos 0.130 mm a nivel cervical. En cambio, el grupo

control mostro una desviación estándar apreciable siendo un 0.373 mm a nivel muñón y unos 0.386mm a nivel cervical.

## CONCLUSIONES

### PRIMERA:

Las medidas en los vaciados de las impresiones definitivas sin la estructura anti contracción varían en su exactitud dimensional en un 47.6 % del total teniendo 14.3% contraídas y 33.3 % dilatadas a nivel muñón y un 52.3% de las impresiones sin estructura a nivel cervical de los cuales un 19.0% estaban contraídas y un 33.3% estaban dilatadas.

### SEGUNDA

Las medidas de los vaciados con estructura anti contracción son más exactas en un 90.5% a nivel muñón y en un 81% a nivel cervical

### TERCERA:

Existe una diferencia considerable entre las impresiones tomadas con estructura que copian lo considerado exacto por la ADA de un 38.1% más a nivel muñón y un 33.4% más a nivel cervical.

### CUARTA:

Se concluye finalmente que el uso de la estructura anti contracción en las impresiones definitivas aumenta la probabilidad de copia de exactitud dimensional.

## RECOMENDACIONES

### PRIMERA:

Se recomienda a la Facultad de Odontología de la Universidad Católica de Santa María que dé actualizaciones sobre materiales dentales.

### SEGUNDA:

Se sugiere a los docentes de la Escuela Odontológica de la Universidad Católica de Santa María que instruya a los alumnos sobre técnicas innovadoras en la toma de impresiones.

### TERCERA:

Se propone a los alumnos estudiantes de la clínica pregrado de la facultad de odontología de la Universidad Católica de Santa María que integre esta técnica de impresión con aparato anti contracción en la labor académica.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 2-8. MACCHI RL. MATERIALES DENTALES. 4ª ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2007.
3. ANUSAVICE KJ. Phillips Ciencia de los materiales dentales. 11ª ed. Barcelona: Elsevier; 2004
4. MEZZOMO E, FRAZCA L. IMPRESIONES EN PRÓTESIS PARCIAL FIJA. En: Mezzomo E. Rehabilitación Oral Para el Clínico. 2da ed. Sao Paulo: Santos; 1997.p. 383 – 94.
7. LEPE X. JOHNSON G. Accuracy of polyether and addition silicone after long- term immersion disinfection J Prosthet Dent 1997; 78: 145 – 9
10. ARROYO CA. Materiales de impresión en prótesis fija. Criterios para su selección. La carta odontológica. 2000; 5 (15): 28- 30
11. MEZZOMO E, FRAZCA L. Impresiones en Prótesis Parcial Fija. En: Mezzomo E. Rehabilitación Oral Para el Clínico. 2da ed. Sao Paulo: Santos; 1997.p.37
18. GUZMÁN, J. BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS DE USO CLÍNICO (5º Edición ed.). BOGOTÁ: ECOE Ediciones. (2013).
- 19-21. COVA, L. “Biomateriales Dentales”.Venezuela, Ed. AMOLCA. Segunda edición (2010).
22. CHEE W, DONOVAN T. Polivinil siloxane impression materials: A review of properties and techniques. J Prosthet Dent. 1992; 68 (5): 728-32.
24. COVA J. Biomateriales Dentales. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, CA. 2004.

27. COVA J, Biomateriales dentales. 4ta Edición. Editorial AMOLCA. Madrid. 2004; 76-84.
30. KENNETH J. La ciencia de los materiales dentales. 4ta Edición. Editorial Interamericana Me Graw-Hill.2010; 172-184.
- ANUSAVICE, K. (2004). PHILLIPS CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES . Madrid: ELSEVIER
- CHEE W, DONOVAN T. POLIVINIL SILOXANE IMPRESSION MATERIALS: A review of properties and techniques. J Prosthet Dent. 1992; 68 (5): 728-32.
31. PHILLIPS R.W. La ciencia de los materiales dentales. 9na Edición. Editorial Interamericana Me Graw-Hill. Madrid. 1993; 69-93.
32. O'BRIEN W.J., RYGER G. Materiales dentales y su selección. 1ra Edición. Editorial Médica Panamericana. Buenos aires. 1986; 55-64.

## HEMEROGRAFÍA

1. CARPIO F. L. Estudio in vitro de la exactitud dimensional de tres tipos de silicona de condensación en modelos de trabajo de prótesis fija ucsm. Arequipa. (2015). (Tesis de pregrado) UCSM Arequipa
5. GARCÍA I. Estudio experimental comparativo de elastómeros de impresión “digitalizables” vs. “no digitalizables”. TRABAJO FIN DE MÁSTER EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS Universidad Complutense de Madrid .Madrid, 2014. Pág 8
6. HIDALGO I, BALAREZO J. Estudio in vitro de la alteración dimensional de impresiones con silicona por adición sometidas a desinfección . 2017 Revista Estomatológica Herediana .pág. 5
9. TINTIN J, HERNÁNDEZ G. Evaluación de la superficie de muestras de resina bis-acrítica y acrílico autopolimerizable, confeccionados con matrices de siliconas de adición y condensación, sometidos a termociclaje. estudio in vitro. 2015 (Tesis de pregrado) . Quito: UCE
12. CAROL M. GARCÍA B. Efecto del tiempo en la estabilidad dimensional de la silicona de adición y silicona de condensación, en vaciados sucesivos para la obtención de modelos de trabajo de prótesis fija en los laboratorios de prostodoncia de la ucsm, (Tesis de pregrado) Universidad Católica de santa María ( 2016) p.18
13. JONATHAN A. MARÍN G. Exactitud y cambio de la estabilidad dimensional en impresiones realizadas con siliconas de condensación y

adición, y tiempo límite en la realización del vaciado, estudio in vitro. (Tesis de pregrado) .2015 p. 33 .QUITO -ECUADOR

14. MCCROSSON J, SHARKEY SW, SMITH GM, ANDERSON RA.  
Quantification of hydrogen gas released from polyvinylsiloxane impression materials in contact with die stone materials. Journal of dentistry. 1987 Jun;15(3):129-32. PubMed PMID: 3475300.

15-16-17-20. O'BRIAN, C. MATERIALES DENTALES PROPIEDADES Y MANIPULACIÓN. MADRID: HARCOUR. (1999).

## WEB GRAFÍA

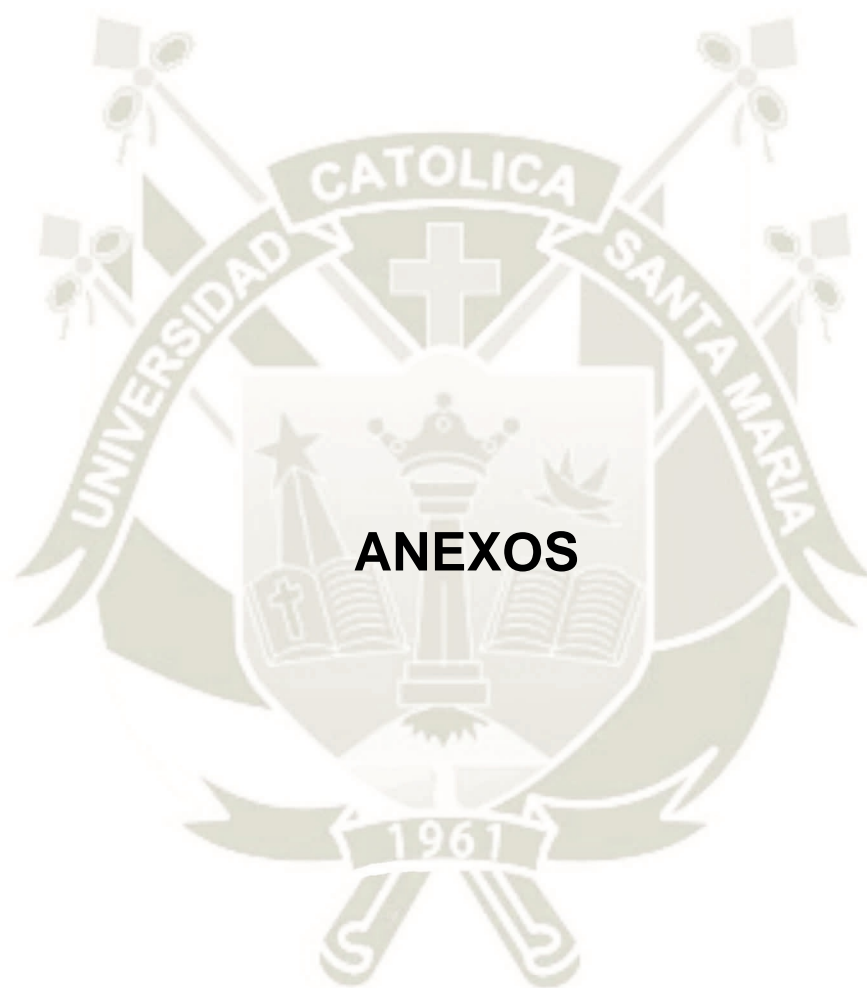
23. VALER., J. L. (2013). INFLUENCIA DEL ALCOHOL ETÍLICO A 70°  
.Obtenido de

<http://www.tvcop.org.pe/bib/tesis/JOSELUISSALAZARVALER.pdf>

29. <https://tiposde.eu/tipos-yesos-dentales/>

33. <https://www.coltene.com/pim/DOC/BRO/docbro60019067-05-14-speedex-ensenaindv1.pdf> , página 2.

25-26-28. <http://www.monografias.com/trabajos88/yesos-dentales-utilizados-odontologia/yesos-dentales-utilizados-odontologia.shtml>



## ANEXO N°1

### Registro de muestras

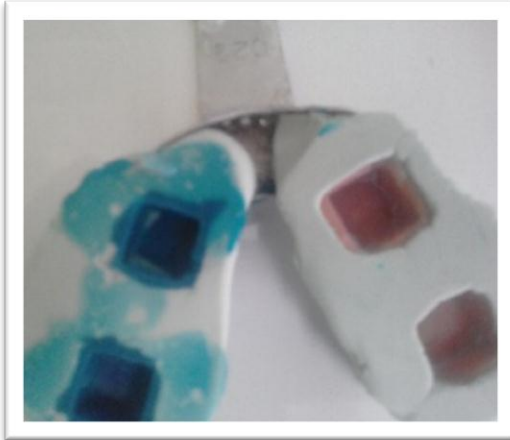
MODELOS DE IMPRESIÓN	CON ESTRUCTURA A.C.		SIN ESTRUCTURA A.C.	
	A NIVEL MUÑÓN	A NIVEL CERVICAL	A NIVEL MUÑÓN	A NIVEL CERVICAL
MI <sub>1</sub>	38.8 mm	39.4 mm	38.9 mm	39.7 mm
MI <sub>2</sub>	38.8 mm	39.7 mm	39.2 mm	40.0 mm
MI <sub>3</sub>	38.8 mm	39.7 mm	41.6 mm	40.1 mm
MI <sub>4</sub>	38.8 mm	39.5 mm	39.6 mm	40.1 mm
MI <sub>5</sub>	38.8 mm	39.7 mm	38.6 mm	39.1 mm
MI <sub>6</sub>	38.3 mm	39.4 mm	39.2 mm	40.1 mm
MI <sub>7</sub>	38.8 mm	39.6 mm	39.5 mm	40.6 mm
MI <sub>8</sub>	38.7 mm	39.5 mm	39.4 mm	41.4 mm
MI <sub>9</sub>	39.1 mm	39.4 mm	38.9 mm	39.4 mm
MI <sub>10</sub>	38.8 mm	39.7 mm	39.0 mm	39.6 mm
MI <sub>11</sub>	38.8 mm	39.4 mm	39.1 mm	39.5 mm
MI <sub>12</sub>	38.6 mm	39.5 mm	39.0 mm	39.4 mm
MI <sub>13</sub>	38.9 mm	39.5 mm	38.7 mm	39.4 mm
MI <sub>14</sub>	38.9 mm	39.4 mm	38.6 mm	39.2 mm
MI <sub>15</sub>	38.6 mm	39.3 mm	38.6 mm	39.2 mm
MI <sub>16</sub>	38.6 mm	39.3 mm	38.6 mm	39.1 mm
MI <sub>17</sub>	38.8 mm	39.4 mm	38.8 mm	39.2 mm
MI <sub>18</sub>	38.6 mm	39.4 mm	38.5 mm	39.3 mm
MI <sub>19</sub>	38.7 mm	39.4 mm	38.3 mm	39.1 mm
MI <sub>20</sub>	38.7 mm	39.4 mm	38.5 mm	39.1 mm
MI <sub>21</sub>	38.7 mm	39.4 mm	39.0 mm	39.5 mm

Fuente: Investigación propia

Medidas originales del patrón metálico

-Muñon :38.8mm

-Cervical :39.4mm

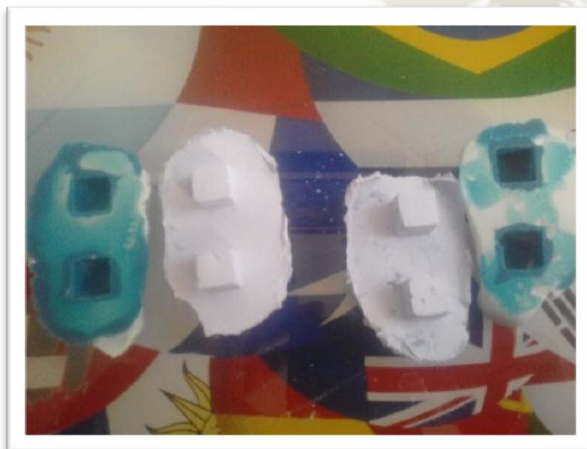


Impresión primero sin la estructura anti  
contracción (lado izquierdo) Muestra n°25

Al lado derecho sólo silicona primera fase  
con estructura anti contracción



Impresiones definitivas sin estructura  
(izquierdo) y con estructura(derecho)  
Muestra n°25



Vaciados sin  
estructura(izquierdo) y con  
estructura(derecho) Muestra n°25



Medición del modelo tomado con  
estructura a nivel muñon Muestra  
con estructura

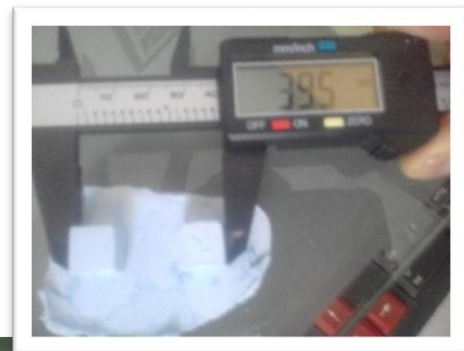


Medición del modelo tomado con  
estructura a nivel cervical Muestra  
n°25 con estructura

Medición del modelo tomado sin estructura a  
nivel muñon  
Muestra n°25 sin estructura



Medición del modelo tomado sin estructura a  
nivel cervical  
Muestra n°25 sin estructura

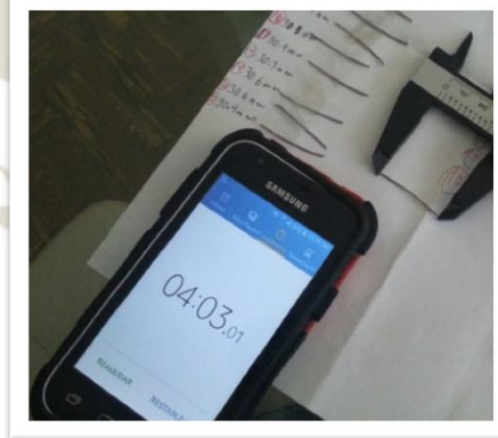


Fotografías de prueba experimental del alambre ortodóntico a temperatura ambiente y a temperatura corporal ( 37°C)

**Antes**



**Durante**



**Después**

