

Universidad Católica de Santa María

“IN SCIENTIA ET FIDE ERIT FORTITUDO NOSTRA”

Facultad de Odontología

Escuela Profesional de Odontología



“Estudio Comparativo in vitro de resistencia mecánica a las fuerzas de compresión del Cemento Resinoso Odontopediátrico (CROP), Cemento Resinoso Odontopediátrico Modificado (CROPm) y del Cemento de Ionómero de Vidrio de restauración Ketac Molar™.

Arequipa, 2015”

Tesis presentada por el Bachiller:

CHAMBI OTAZU, MARÍA DEL CARMEN

Para obtener el título profesional de:

CIRUJANO DENTISTA

Arequipa - Perú

2016

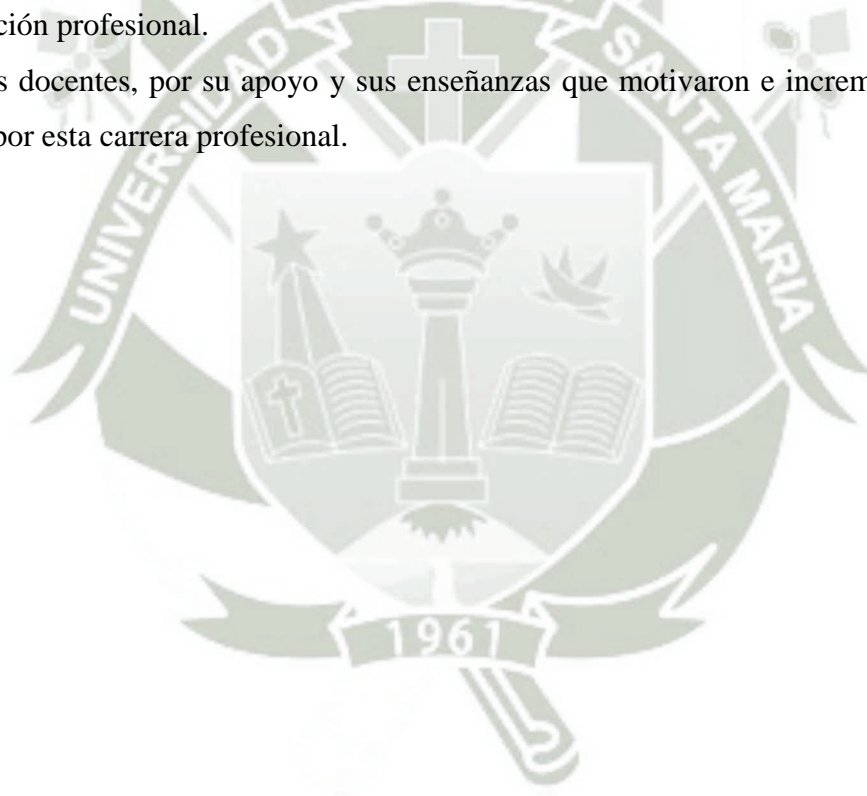
DEDICATORIA

A Dios y la Santísima Virgen por ser mi guía y fortaleza en momentos difíciles

A mis padres, por su sacrificio, comprensión, entrega y sobre todo por su amor y confianza que me impulsan a seguir adelante cada día de mi vida.

A mis hermanos, que son alegría y siempre me han apoyado a lo largo de mi formación profesional.

A mis docentes, por su apoyo y sus enseñanzas que motivaron e incrementaron mi amor por esta carrera profesional.



EPIGRAFE

“Si comienza uno con certezas, terminará con dudas; más si se acepta empezar con dudas, llegará a terminar con certezas”.

Sir Francis Bacon

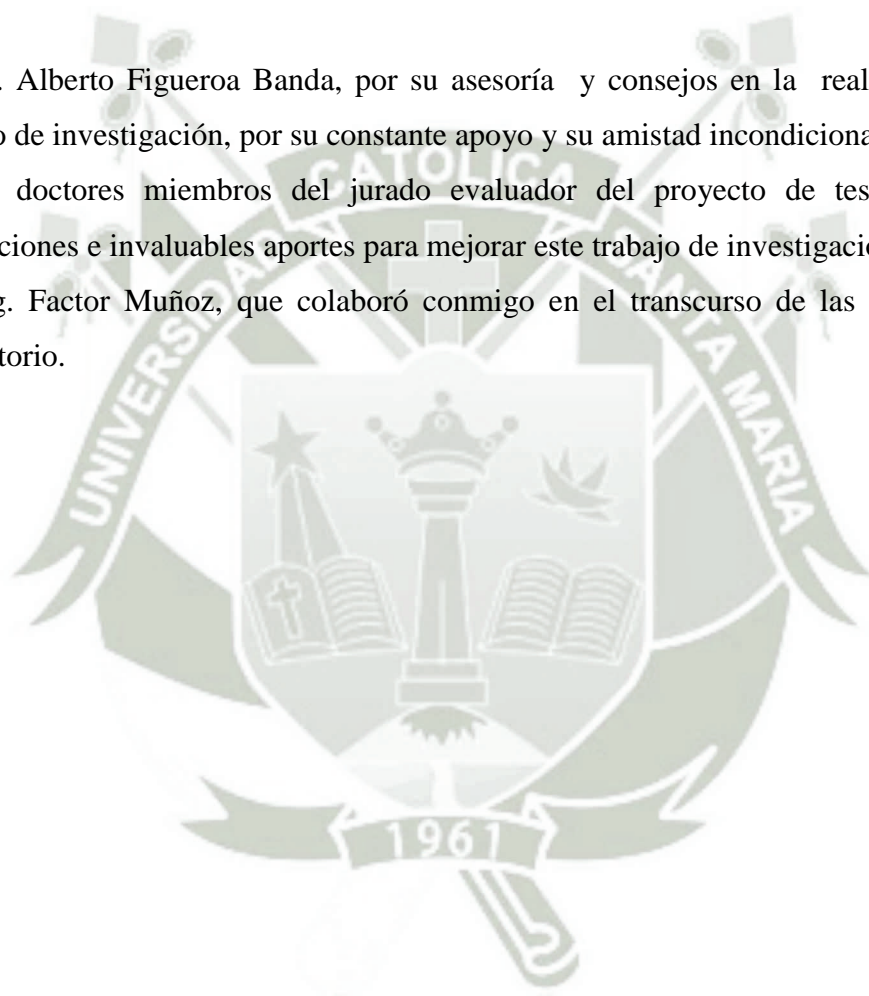


AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Alberto Figueroa Banda, por su asesoría y consejos en la realización del trabajo de investigación, por su constante apoyo y su amistad incondicional.

A los doctores miembros del jurado evaluador del proyecto de tesis por sus correcciones e invaluable aportes para mejorar este trabajo de investigación.

Al Ing. Factor Muñoz, que colaboró conmigo en el transcurso de las pruebas de laboratorio.



RESUMEN

El presente trabajo de investigación tuvo como objetivo comparar la resistencia mecánica a la compresión de un nuevo material de restauración, el CROP (Cemento Resinoso Odontopediátrico), su modificación, el CROPm (Cemento Resinoso Odontopediátrico Modificado) y el cemento de ionómero de vidrio autopolimerizable Ketac Molar Easymix, con el objetivo de determinar cuál de estos es más resistente a dicha propiedad.

Las unidades de estudio se dividieron en tres grupos: El Grupo experimental A conformado por 12 probetas correspondientes a los ensayos con el CROP (Cemento Resinoso Odontopediátrico), el Grupo Experimental B de 12 probetas correspondientes al CROPm (Cemento Resinoso Odontopediátrico Modificado) y el grupo experimental C de 10 probetas correspondientes a los ensayos con el cemento de ionómero de vidrio autopolimerizable Ketac Molar Easymix. Las muestras fueron sometidas a resistencia a la compresión, para ello se utilizó la máquina universal de ensayos. Los datos fueron obtenidos por medio de un sistema computarizado conectado a la máquina, obteniéndose así la resistencia a la compresión en Kilo Newton (KN)/ Carga Sometida, y luego transformados a Mega pascales (MPa).

La mezcla del Grupo Experimental A obtuvo un promedio de 499,10 MPa, el grupo experimental B presentó un menor promedio que fue de 454,65 MPa, por último el promedio del grupo experimental C fue de 240,29 MPa, aún más bajo comparado con el primer grupo experimental.

Este resultado nos muestra la diferencia del grupo experimental A sobre los otros dos grupos, obteniendo dicho grupo una mayor resistencia mecánica a la compresión con valores promedios superiores a los grupos experimentales B y C.

ABSTRACT

The present research work aimed to compare the mechanical resistance to compression of a new restorative material, Odontopediatric Cement Resinous in two versions (CROP and CROPm) and the self-curing glass ionomer cement Ketac Molar Easymix, in order to determine which of these is more resistant to such property.

Study Units were divided into three groups: Experimental group A included 12 specimens corresponding to the test with pure Portland cement, experimental group B included 12 specimens corresponding to the test with White Cement and the experimental group C of 10 specimens corresponding to the test with self-curing glass ionomer cement Ketac Molar Easymix. The specimens were subjected to compressive strength. It was used for this procedure the universal testing machine. The experimental data were obtained by means of a computer system connected to the universal machine of trials, resulting in resistance to compression at Kilo Newton (KN) / load tested, and then transformed to Mega Pascals (Mpa).

The CROP mixture of Experimental Group A has a greater mechanical resistance with an average of 499,10 MPa, the experimental group B obtained a lower average 454,65 MPa, then experimental group C obtained an average of 240,29 MPa, so lower compared the experimental group A.

This result show us the difference between experimental group A with the others experimental groups, taking the experimental group A a very good mechanical resistance to compression superior to the average values experimental groups B and C.

INTRODUCCIÓN

El uso de materiales de restauración es frecuente en odontología, con diferentes fines que van desde el relleno de cavidades o la elaboración de coronas. Dada la función de las piezas dentarias en el proceso masticatorio, es de gran importancia que el material de restauración utilizado posea propiedades de fuerza, resistencia y durabilidad que le permitan mantener la función dentaria de la manera más parecida posible a la encontrada en el esmalte dentario natural.

En la actualidad se cuenta con gran variedad de materiales de restauración que varían tanto en calidad como en costo. Una forma de lograr un material accesible a pacientes de bajos recursos y de disponibilidad en casi todas las localidades del país, es el uso de modificaciones de cemento resinoso, como el Cemento Resinoso Odontopediátrico (CROP) que consiste en una modificación de una resina empleando además cemento de construcción tipo Portland (Cemento de uso general que cumple con los requisitos de las normas técnicas NTP 334.009 y ASTM C 150), que ha demostrado tener propiedades de dureza adecuadas.

Sin embargo, aunque el material ha demostrado una dureza adecuada, en algunos estudios se ha evaluado su dureza sin un grupo control, y no se ha evaluado su resistencia a la compresión, fuerza a la que están sometidas las piezas dentarias.

Por tal motivo, el presente proyecto busca establecer la resistencia a la compresión del CROP y del CROP modificado (CROPm) comparado con un material habitual de restauración, el ionómero de polimerización Ketac Molar, para demostrar los beneficios del uso de materiales de bajo costo elaborados en nuestro medio.

ÍNDICE GENERAL

	Pág.
RESUMEN	V
ABSTRACT.....	VI
INTRODUCCIÓN	VII
CAPÍTULO I. PLANTEAMIENTO TEÓRICO	1
1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	2
1.1. Determinación del problema.	2
1.2. Enunciado del Problema.....	3
1.3. Descripción del Problema	3
1.3.1. Área del conocimiento.....	3
1.3.2. Operacionalización de Variables	4
1.3.3. Interrogantes básicas	4
1.3.4. Tipo de investigación	5
1.3.5. Nivel de investigación	5
1.4. Justificación del problema.....	5
2. OBJETIVOS	6
3. MARCO CONCEPTUAL	8
3.1. Materiales dentales: Definición.....	8
3.2. Historia de los materiales dentales	8
3.3. Clasificación de los materiales dentales	11
3.3.1. Materiales dentales de prevención.....	11
3.3.2. Materiales de restauración.....	12
3.3.3. Materiales dentales auxiliares.....	13
3.4. Propiedades de los materiales dentales	13
3.4.1. Propiedades químicas	14
3.4.2. Propiedades biológicas	16
3.4.3. Propiedades Físicas	17
3.5. Cemento Portland.....	30
3.5.1. Definición	30
3.5.2. Composición.....	31
	VIII

3.5.3. Tipos de cemento Portland	32
3.6. Cemento Resinoso Odontopediátrico (CROP).....	33
3.6.1. Definición	33
3.6.2. Composición.....	34
3.6.3. Propiedades.....	35
3.7. Cemento Resinoso Odontopediátrico Modificado (CROPm).....	35
3.7.1. Definición	35
3.7.2. Composición.....	35
3.8. Cemento de Ionómero de Vidrio de restauración Ketac MolarTM.	36
3.8.1. Definición	36
3.8.2. Composición.....	37
3.8.3. Propiedades.....	38
3.8.4. Indicaciones	39
4. ANALISIS DE ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS.....	42
5. HIPÓTESIS	51
CAPITULO II. PLANTEAMIENTO OPERACIONAL	53
1. TÉCNICAS, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN	53
1.1. Técnica:	53
1.1.1. Precisión	53
1.1.2. Esquemmatización.....	53
1.1.3. Descripción de la técnica.....	53
1.2. Instrumentos	54
1.2.1. Instrumento Documental	54
1.2.2. Instrumento Mecánico para la elaboración del Cemento Resinoso Odontopediátrico (CROP y CROPm)	55
1.2.3. Instrumento Mecánico para la medición del Cemento Resinoso Odontopediátrico.....	56
1.3. Materiales	56
1.3.1. Materiales para la fabricación del cemento	56
2. CAMPO DE VERIFICACIÓN.....	57
2.1. Ubicación espacial:	57

2.2. Ubicación temporal:	57
2.3. Unidades de estudio:	57
2.3.1. Opción	57
2.3.2. Identificación de los grupos.....	57
2.3.3. Control o igualación de grupos.....	58
2.3.4. Asignación de Grupos	58
2.3.5. Tamaño de los Grupos:.....	58
2.4. Procedimiento.....	59
2.4.1. Procedimiento para la fabricación del Cemento Resinoso Odontopediátrico y el Cemento Resinoso Odontopediátrico Modificado.....	59
2.4.2. Procedimiento para la fabricación de las probetas de Ionómero de vidrio Ketac Molar de Restauración.....	60
2.4.3. Procedimiento para la prueba de resistencia mecánica a la compresión.....	60
3. ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	60
3.1. Organización	60
3.2. Recursos	61
3.2.1. Recursos Humanos	61
3.2.2. Recursos Físicos	61
3.2.3. Recursos Económicos.....	62
3.2.4. Recursos Institucionales	62
3.2.5. Validación de los instrumentos	62
3.2.6. Aspectos éticos	62
4. ESTRATEGIA PARA MANEJO DE RESULTADOS	62
4.1. Nivel de Sistematización.....	62
4.2. Nivel de estudio de Datos.....	63
4.3. Nivel de Conclusión	63
4.4. Nivel de Recomendaciones	63
5. CRONOGRAMA DE TRABAJO	64
CAPITULO III. RESULTADOS.....	65

DISCUSIÓN	85
CONCLUSIONES	86
RECOMENDACIONES.....	87
BIBLIOGRAFÍA	88
HEMEROGRAFIA.....	89
INFORMATOGRAFÍA.....	91
ANEXOS	92



ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla N° 1. Matriz de diseño y codificación del cemento resinoso Odontopediátrico.....	66
Tabla N° 2. Resultados obtenidos del ensayo de Compresión del cemento resinoso Odontopediátrico	67
Tabla N° 3. Cuadro Resumen del análisis del ensayo de Compresión del cemento resinoso Odontopediátrico	68
Tabla N° 4. Análisis de la varianza para el ensayo de compresión del cemento resinoso Odontopediátrico	72
Tabla N° 5. Coeficiente de regresión para el ensayo de compresión del cemento resinoso Odontopediátrico	73
Tabla N° 6. Matriz de diseño y codificación del cemento resinoso Odontopediátrico modificado.....	74
Tabla N° 7. Resultados obtenidos del ensayo de Compresión del cemento resinoso Odontopediátrico modificado	75
Tabla N° 8. Cuadro Resumen del análisis del ensayo de Compresión del cemento resinoso Odontopediátrico modificado.....	76
Tabla N° 9. Análisis de la varianza para el ensayo de compresión del cemento resinoso Odontopediátrico modificado.....	80
Tabla N° 10. Coeficiente de regresión para el ensayo de compresión del cemento resinoso Odontopediátrico modificado.....	81
Tabla N° 11. Resultados obtenidos del ensayo de compresión del Ionómero de vidrio granulado Ketac molar Easymix.....	82
Tabla N° 12. Comparación de resultados de ensayo de compresión de los grupos experimentales A, B, C y el Ionómero de vidrio granulado Ketac Molar Easymix.....	83

ÍNDICE DE GRÁFICAS

	Pág.
Gráfico N° 1. Diagrama de Pareto para el ensayo de Compresión del cemento resinoso Odontopediátrico	69
Gráfico N° 2. Grafica de efectos principales para el ensayo de Compresión del cemento resinoso Odontopediátrico	70
Gráfico N° 3. Grafica de interacción para el ensayo de compresión del cemento resinoso Odontopediátrico	71
Gráfico N° 4. Diagrama de Pareto para el ensayo de Compresión del cemento resinoso Odontopediátrico modificado	77
Gráfico N° 5. Grafica de efectos principales para el ensayo de Compresión del cemento resinoso Odontopediátrico modificado	78
Gráfico N° 6. Grafica de interacción para el ensayo de compresión del cemento resinoso Odontopediátrico modificado	79
Gráfico N° 7. Diagrama de ensayo de compresión de resultados de los grupos experimentales A, B, C y el Ionómero de vidrio granulado Ketac Molar Easymix	84



CAPÍTULO I

I. PLANTEAMIENTO TEÓRICO

1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. Determinación del problema.

El presente trabajo de investigación ha sido determinado debido a una búsqueda continua por la mejora de las propiedades físicas de nuestros materiales de restauración, aquellos que permitan otorgar a nuestros pacientes trabajos de calidad y bajo costo, con el fin de promover salud y bienestar.

La resistencia a la compresión es una de las propiedades mecánicas más importantes que debe tomarse en cuenta para la elaboración de un material dental restaurativo, debido a que este será sometido a las fuerzas de Oclusión funcional, exponiendo a las piezas dentarias a un desgaste fisiológico que pone a prueba el tiempo de vida de una restauración.

Así surge nuestro interés por comparar un material de restauración basado en el uso de modificaciones de cemento resinoso, como el Cemento Resinoso Odontopediátrico (CROP) que consiste en un material de restauración nuevo, el cual está empleando además cemento de construcción tipo Portland reconocido por su resistencia a la compresión mundialmente. Es importante además señalar con exactitud que el cemento utilizado es el cemento Portland tipo I libre de Puzolana, lo que se piensa

mejorará sus propiedades, en la búsqueda de esto se ha realizado una modificación que también ha de ser evaluado y comparada.

Es importante también que ambos materiales sean comparados con el cemento de ionómero de vidrio de restauración “Ketac Molar” , para evaluar la resistencia a fuerzas de compresión y ya que el ionómero de vidrio es un material de restauración utilizado en restauraciones clase II, III, V y en piezas deciduas, que ofrece buenas propiedades mecánicas y que ha sido utilizado por muchos años en Odontología, para el tratamiento odontológico en niños. Todo ello con el fin de encontrar un material de restauración óptimo y que demuestre tener propiedades de resistencia a la compresión adecuadas.

1.2. Enunciado del Problema

Estudio Comparativo in vitro de Resistencia Mecánica a las Fuerzas de Compresión del Cemento Resinoso Odontopediátrico (CROP), Cemento Resinoso Odontopediátrico Modificado (CROPm) y del Cemento de Ionómero de Vidrio de restauración Ketac MolarTM - Arequipa 2015

1.3. Descripción del Problema

1.3.1. Área del conocimiento

- Área general: Ciencias de la Salud
- Área específica: Odontología
- Especialidad: Materiales dentales - Odontopediatría
- Línea: Resistencia a la Compresión

1.3.2. Operacionalización de Variables

Variable	Indicador	Subindicador
Variable independiente		
Tipo de material	Constitución del material	Grupo A: CROP Grupo B: CROPm Grupo C: Ketac Molar™
Variable dependiente		
Resistencia a la compresión	Medición de resistencia	Unidades de resistencia a compresión (MPa). ISO 9917-2 Muy Bueno 171 – 200 Bueno 141 – 170 Regular 111 – 140 Malo 81 – 110 Muy malo 51 – 80

1.3.3. Interrogantes básicas

- ¿Cuál es la resistencia mecánica in vitro a la fuerza de compresión del Cemento Resinoso Odontopediátrico (CROP). Arequipa, 2015?
- ¿Cuál es la resistencia mecánica in vitro a la fuerza de compresión del Cemento Resinoso Odontopediátrico modificado (CROPm). Arequipa, 2015?
- ¿Cuál es la resistencia mecánica in vitro a la fuerza de compresión del inómero de restauración Keta Molar™.

Arequipa, 2015?

- ¿Existen diferencias en la resistencia a la fuerza de compresión de entre los materiales evaluados?

1.3.4. Tipo de investigación

La presente investigación es un estudio laboratorial.

1.3.5. Nivel de investigación

ABORDAJE	TIPO DE ESTUDIO					DISEÑO	NIVEL
	Por la técnica de recolección	Por el tipo de dato	Por el número de mediciones de variables	Por el número de grupos	Por el ámbito de recolección		
Cuantitativo	Observacional	Prospectiva	Transversal	Comparativa	De laboratorio	Comparativa / prospectiva	Comparativa

1.4. Justificación del problema

El presente estudio busca establecer diferencias en la resistencia a la fuerza de compresión del Cemento Resinoso Odonto Pediátrico (CROP) y CROP modificado comparado con un ionómero de restauración. Se han evaluado antes las propiedades de nuevos materiales elaborados con recursos locales como el CROP, pero sólo en cuanto a sus propiedades de dureza, y no su resistencia a la compresión, por lo que el presente estudio es **original**.

Tiene **relevancia científica**, ya que se establecerá las propiedades de materiales de restauración originales comparados con materiales de uso

habitual para establecer sus propiedades mecánicas. Tiene **relevancia práctica** porque permitirá identificar los materiales con mejores propiedades de resistencia para su aplicación en la práctica clínica. Tiene **relevancia social**, ya que se podrá disponer de materiales de calidad y de propiedades mecánicas adecuadas y de bajo costo para su uso en la atención de pacientes de bajos recursos.

El estudio es **contemporáneo** ya que es de interés actual el contar con materiales de restauración adecuados para su uso en aplicaciones clínicas odontológicas.

El estudio es **factible** de realizar por tratarse de un diseño experimental en el que se cuenta con los materiales y laboratorios disponibles.

Además de satisfacer la **motivación personal** de realizar una investigación en el área de materiales dentales, lograremos una importante **contribución académica** al campo de las ciencias de la salud, y por el desarrollo del proyecto en el área de pregrado, cumplimos con las **políticas de investigación** de la Universidad en esta etapa importante del desarrollo profesional.

2. OBJETIVOS

- 1) Determinar la resistencia a la fuerza de compresión del Cemento Resinoso Odontopediátrico (CROP).
- 2) Determinar la resistencia a la fuerza de compresión del Cemento Resinoso Odontopediátrico modificado (CROPm).

- 3) Determinar la resistencia a la fuerza de compresión del inómero de restauración Keta Molar™.
- 4) Establecer diferencias en la resistencia a la fuerza de compresión de entre los materiales evaluados.



3. MARCO CONCEPTUAL

3.1. Materiales dentales: Definición

El objetivo principal de la odontología es mantener o mejorar la calidad de vida del paciente. Este objetivo puede lograrse previniendo enfermedades, aliviando el dolor, mejorando la eficacia masticatoria, la dicción y la apariencia¹. El logro de muchos de estos objetivos requiere de la restitución o alteración de la estructura dental. Por esta razón, durante siglos el principal desafío ha sido desarrollar y seleccionar materiales protésicos biocompatibles, de larga duración, de restauración dental directa y materiales protésicos procesados indirectamente que soporten las condiciones adversas de la cavidad oral.

Los materiales dentales son, en la mayoría de casos, compuestos resultantes de la unión de varios átomos, que tienen características diferentes y que se trata de aprovechar en su aplicación en la práctica clínica y en el laboratorio dental.

3.2. Historia de los materiales dentales

Históricamente, se han empleado gran cantidad de materiales como coronas dentarias y en sustitución de la raíz, incluyendo dientes de animales, huesos, dientes humanos, marfil, conchas marinas y metales². En los últimos siglos la evolución de los materiales de restauración empleados

¹ PHILLIPS. Ciencia de los Materiales Dentales. Undécima Edición. Pág. 4

² Ibid. Pág. 6

para restituir la estructura dentaria ha sido más lenta.

Comienza en el antiguo Egipto con el primer dentista en la historia que fue Hesi-Re (3000 a.C.), estaba encargado de resolver y mitigar los dolores dentales de los faraones. Los egipcios también inventaron el primer tratamiento para la halitosis, hecho a base de incienso, canela, mirra y miel.

En el imperio Etrusco alrededor del año 700 a.c. se hacían trasplantes y sustitución de órganos por piezas de oro. También realizaron la primera prótesis parcial fija la cual estaba constituida por una banda de oro a la cual se incrustaron dientes de animales para reemplazar piezas faltantes³.

En Grecia comenzaron haciendo dentaduras con dientes de marfil o de madera tallados.

En el Imperio Romano encontramos a Escribonius Largus quien inventó en siglo I a.C. la primera pasta de dientes; su contenido era: vinagre, miel, sal y cristal molido⁴.

En el Imperio Chino trataban las dolencias dentales con puntos de acupuntura y moxibustión en el año 2700 a.C. También confeccionaban coronas de oro con espigas de bambú insertadas en el conducto radicular, lo que ahora conocemos como endopostes.

³ PHILLIPS. Ob. Cit. Pág.6

⁴ http://materialesdentalesfes.blogspot.pe/2012/09/historia-de-los-materiales-dentales_30.html

En el hemisferio occidental, en el Imperio Maya observamos que fueron los primeros en determinar la etiología de las enfermedades bucales. También realizaron el primer implante endóseo de 3 dientes tallados en concha. Llevaban a cabo una práctica denominada mutilación prehispánica la cual utilizaban como un medio ornamental, una expresión de duelo, o un rito de iniciación y lo realizaban con un limado de las piezas dentales y les colocaban incrustación dentaria de jade y turquesa.

En Europa, Ambroise Paré, que vivió de 1509 a 1590, fue el primero en empezar a experimentar con algunos materiales como plomo o corcho para realizar obturaciones dentales, aunque estos materiales no funcionaron en la boca de los pacientes.

Otro personaje importante para la Odontología fue Pierre Fauchard (1678-1761) quien con su magistral obra “El Cirujano Dentista”, en donde recopiló toda una serie de experimentos que llevó a cabo y los resultados que obtuvo así como los materiales que sí obtuvieron éxito clínico, es conocido como el Padre de la Odontología Moderna⁵.

La contribución del francés Traveau fue una de las más importantes ya que fue el primero que utilizó la denominada “pasta blanca” para rellenar cavidades dentales. La pasta blanca es la precursora de lo que hoy conocemos como Amalgama. Esta contribución se llevó a cabo en Francia pero los hermanos Crakow robaron la fórmula de la pasta blanca y la

⁵ PHILLIPS. Ob. Cit. Pág.7

introdujeron a Estados Unidos.

Actualmente, los cuatro grupos de materiales empleados en odontología son metales, cerámicas, polímeros y composites. A pesar de las recientes mejoras en las propiedades físicas de estos materiales ninguno de ellos es permanente. En el siglo XXI los odontólogos y científicos de los materiales dentales continuarán la búsqueda del material de restauración ideal. Un material de restauración ideal 1) sería bicompatible, 2) se adheriría a la estructura dentaria o al hueso de manera permanente, 3) tendría el aspecto natural de la estructura dentaria y de los tejidos visibles, 4) tendría propiedades similares a las del esmalte, la dentina y otros tejidos dentales, y 5) podría restaurar tejidos o regenerar aquellos que faltan o que están dañados.

3.3. Clasificación de los materiales dentales

Los materiales dentales pueden clasificarse en: materiales de prevención, materiales de restauración o materiales auxiliares⁶.

3.3.1. Materiales dentales de prevención

Son selladores de fosas y fisuras, agentes selladores que previenen filtraciones; materiales que se emplean principalmente por sus efectos antibacterianos; forros, bases, cementos y materiales de restauración que se emplean sobre todo por pueden liberar fluoruro

⁶ PHILLIPS. Ob. Cit. Pág. 5

(compómero, ionómero híbrido, cemento de ionómero de vidrio, cemento de silicofosfato de zinc), clorhexidina u otros agentes terapéuticos empleados para prevenir o inhibir la progresión de la caries dental. En algunos casos el material de prevención también puede utilizarse como material de restauración a corto plazo (por un periodo de varios meses), durante un periodo relativamente largo (entre 1 a 4 años), o por tiempos más largos (5 años o más). Los materiales de restauración dental, cuyos beneficios terapéuticos son escasos o nulos, también pueden emplearse a corto plazo (provisionalmente) o aplicarse en aquellos casos en los que se requiere una durabilidad moderada o a largo plazo; por ejemplo, los materiales de restauración que no contienen fluoruro pueden emplearse en pacientes con poco riesgo de padecer caries.

3.3.2. Materiales de restauración

Son todos los componentes sintéticos que se pueden utilizar para reparar o restituir la estructura dental, entre los que se incluyen imprimadores, agentes de enlace, forros, bases de cemento, amalgamas, resinas compuestas, compómeros, ionómeros híbridos, metales para colados, metal-cerámicas, cerámicas y polímeros protésicos. Estos materiales pueden emplearse como dispositivos que, de manera controlada, liberan agentes terapéuticos o de diagnóstico. Los materiales de restauración pueden emplearse para tratamientos provisionales a corto plazo (tales como cementos,

coronas provisionales y puentes de resina) o a largo plazo (adhesivos dentinarios, incrustaciones, restauraciones extracoronarias, coronas, prótesis removibles, prótesis fijas y aparatos ortodónticos). Los materiales de restauración se pueden clasificar como materiales de restauración directa o materiales de restauración indirecta, según se empleen 1) de manera intraoral para realizar restauraciones o prótesis directamente en los dientes o en los tejidos, o 2) de manera extraoral, si se fabrican indirectamente sobre modelos u otras réplicas de dientes o tejidos.

3.3.3. Materiales dentales auxiliares

Son sustancias que se emplean en el proceso de fabricación de prótesis dentales y otros aparatos, pero que no forman parte de los mismos. Entre ellos se incluyen: soluciones de grabado ácido, materiales de impresión, revestimientos de modelos, materiales de yeso para modelos y colados, ceras dentales, resinas acrílicas para impresiones y férulas de blanqueamiento, resinas acrílicas para protectores bucales y de oclusión y abrasivos de acabado y pulido.

3.4. Propiedades de los materiales dentales

Son definidas como las cualidades o características que posee un material condicionado por la estructura de la materia que los compone y su estudio representa el análisis de cómo reacciona o se comporta el material ante

diversos agentes⁷.

Según el agente o estímulo las propiedades de los materiales dentales se dividen en las siguientes categorías: químicas, biológicas mecánicas, y otras. Las propiedades de relevantes de cada material dependerán de su aplicación.

3.4.1. Propiedades químicas

A) Solubilidad y sorción

La solubilidad de un material es medido por la extensión en la cual se disuelve dándole un fluido. Sorción es un proceso de difusión controlada que se presenta de dos formas: Absorción y Adsorción.

Hablamos de Absorción al proceso de captación del líquido por el sólido y de Adsorción a la concentración de moléculas en la superficie de un sólido o un líquido. Los procesos de sorción y solubilidad pueden provocar cambios en los materiales afectando así sus propiedades mecánicas, producir cambios de color de la restauración o alterando su biocompatibilidad debido a que los componentes liberados pueden producir daños pulpares⁸.

B) Filtración de los componentes

Muchos materiales cuando son colocados en un medio acuoso absorben agua por el proceso de difusión. Los componentes del

⁷ MACCHI, Ricardo Luis, Materiales Dentales. Cuarta Edición, 2007. Pág.13

⁸ <http://scielo.isiii.es/pdf/Odonto/v19n6/original3.pdf> sorción y solubilidad materiales formuladas con resina

material pueden perderse entre los fluidos orales por el proceso de difusión generando filtración. Esto puede generar un material tóxico o irritante. Muchas veces se usa la filtración para beneficio como en el caso del hidróxido de calcio, generando un ambiente alcalino que lo hace antibacterial, es importante que este proceso no genere efectos de deterioro en las propiedades del material.

C) Erosión

Proceso por el cual se da una pérdida progresiva del material, que combina un proceso químico de disolución junto a un proceso mecánico. Estas propiedades son muy importantes en un material dental, si tiene alta solubilidad y pobre resistencia a la erosión se verá muy limitado el tiempo de vida de la restauración. El pH en boca puede ir de 4 a 8.5, algunos materiales pueden ser estables en un medio neutral pero erosionarse rápidamente en extremos ácidos o básicos. Esto explica por qué ciertos materiales cumplen con ciertas características para cada paciente.

D) Corrosión

Proceso por el cual un material reacciona a agentes del medio, causando el deterioro o debilitamiento del mismo. Se puede clasificar en química y electroquímica⁹. La primera, podría afectar a dientes y a cualquier tipo de restauración, y se debe al ataque y

⁹ STEENBECKER, Oscar, Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva. Pag.408

solubilización en ácidos. La segunda, corrosión electroquímica es propia de metales, debido a una diferencia en el potencial electromotriz que puedan presentar una pareja de restauraciones efectuadas con metales o aleaciones, lo mejor para los materiales en boca es tener una buena resistencia a la corrosión. La tendencia de un metal a la corrosión puede ser predicha por el potencial electrodo. Generalmente mientras más homogénea sea la distribución de los átomos de metal dentro de una aleación menor es la tendencia a que una corrosión ocurra. Otros factores que pueden afectar en la corrosión son el estrés y la rugosidad de la superficie. Las consecuencias de la corrosión pueden ser dolor con los fluidos, corriente galvánica, sabor metálico, deterioro en apariencia y en propiedades mecánicas y la más importante incremento en la carga corporal de los iones metálicos.

3.4.2. Propiedades biológicas

Idealmente un material colocado en la boca del paciente debería ser no tóxico, no irritante, no tener potencial carcinogénico o alérgico y si es usado como obturación debe ser inofensivo para la pulpa.

La evaluación biológica está dada en tres niveles. El primer nivel una simple proyección es usada para evaluar la toxicidad aguda sistémica, potencial irritativo, carcinogénico. El segundo nivel se limita al uso de experimentación en animales. El tercer nivel son

ensayos clínicos controlados en sujetos voluntarios. Cada material debe ser medido en un análisis de riesgo/beneficio. Materiales potencialmente tóxicos son usados cuando el riesgo solo se presenta en una cantidad muy pequeña de personas y no es posible una vía alterna.

3.4.3. Propiedades Físicas

Las propiedades físicas de los materiales dentales dependen de la materia con la que están formados. En física es habitual la diferencia entre propiedades extensivas e intensivas, que está relacionado con la cantidad de material existente o no¹⁰.

3.4.3.1. Propiedades mecánicas

Determinan la forma en que los materiales se comportan ante la acción de distintas fuerzas. Muchos de los materiales se caracterizan por la relación estrés-tensión obtenida por una máquina de pruebas.

A. Fuerza

Es el principio que permite cambiar el estado de inercia o de movimiento de un cuerpo, su unidad es el Newton¹¹. Es aquella que produce el empuje o la tracción que un cuerpo ejerce sobre otro, en ella podemos observar las siguientes características: punto

¹⁰ MACCHI, Ricardo Luis. Ob. Cit. Pág. 15

¹¹ BARRANCOS MOONEY, Julio. BARRANCOS, Patricio. Operatoria Dental: Integración Clínica. Cuarta Edición. Pág. 583

de aplicación, magnitud y dirección de la aplicación.

Tipos de fuerza:

- **Fuerza de tracción:** es aquella que provoca la elongación o estiramiento de un cuerpo. Se puede representar mediante la acción de dos fuerzas opuestas entre sí actuando sobre un material y alejándolo sobre la misma recta. Va acompañada de una deformación por tracción.
- **Fuerza de Compresión:** aquella que tiende a comprimir o acortar un material, en él actúan dos fuerzas de igual dirección, pero en sentido contrario. Está asociada a la deformación por compresión.
- **Fuerza de cizallamiento:** suele resistir el desplazamiento de una parte de un cuerpo sobre otro. Se puede esquematizar mediante dos fuerzas opuestas entre sí que actúan sobre un material acercándose sobre diferentes rectas paralelas muy cercanas.

B. Estrés

Cuando una fuerza externa es aplicada a un cuerpo bajo prueba, una fuerza interna, igual en magnitud pero en dirección opuesta es aplicada en el cuerpo. La unidad del estrés es el Pascal (Pa). Este es el estrés resultante por la fuerza de un Newton (N).

C. Fractura estrés-fuerza

Hay un límite al valor de la fuerza aplicada que un cuerpo puede

soportar. El máximo estrés es normalmente usado para caracterizar la fuerza del material. En una prueba de flexión, la fractura es normalmente iniciada por el lado en el que hay tensión.

D. Tensión

Es la fuerza por unidad de área que actúa sobre millones de átomos y moléculas en el plano determinado de un material¹². Cuando se aplica una fuerza externa sobre un cuerpo, este opone resistencia a dicha fuerza, la que se distribuye en una superficie, llamaremos Tensión al cociente de la fuerza y la superficie. La que puede determinar un cambio en la dimensión del cuerpo.

$$TENSION = \frac{Fuerza (N)}{Superficie (cm^2)}$$

Figura 1: Formula de tensión

Tipos de tensiones

- **Tensión por Tracción:** Se producen cuando se tiran del mismo
- **Tensión Compresiva:** Un material experimenta dicha tensión cuando se aprieta o se comprime.
- **Tensión de Cizallamiento:** Esta se da cuando se fuerza una parte del material a deslizarse sobre otro, aplicando dos fuerzas paralelas y de sentidos contrarios desplazando un sector del

¹² PHILLIPS. Ob. Cit. Pág. 75

cuerpo respecto a otro.

E. Deformación

Es el cambio o modificación dimensional de un cuerpo al ser sometida a cargas, estas pueden ser de dos tipos:

a. Deformación Elástica: Si cuando a un material se le induce una tensión inferior o igual al límite proporcional, el material sufre una deformación, pero luego la deformación desaparece y regresa a su estado inicial al ser retirada dicha fuerza, podemos decir que el material se ha comportado elásticamente.

b. Deformación Plástica: Si la tensión inducida en el material, supera el límite proporcional este podría recuperarse elásticamente, pero no lo hace en forma total, aunque se retire la fuerza, en este momento hablamos de una deformación permanente o plástica. Que en último extremo llegara a fractura, en ese momento se habrá superado la resistencia final.

F. Propiedades Mecánicas basadas en la deformación Elástica

Existen propiedades que actúan como parámetros para determinar la deformación elástica o plástica producida en un material.

Aquellas basadas en la deformación elástica son:

- **Módulo Elástico (módulo de Young)**

Es una medida de rigidez relativa de un material, equivale al

cociente entre la tensión y la distorsión en el segmento lineal o elástico de la curva de tensión- deformación¹³. La rigidez es muy importante a la hora de elegir un material restaurador, ya que no es recomendable que se produzcan grandes deformaciones.

▪ **Resiliencia**

Puede ser definida como la energía absorbida por un material sometido a una deformación elástica hasta el límite proporcional.

G. Resistencia

Es la Tensión máxima necesaria para provocar fractura en un cuerpo o material.

La resistencia de un material puede describirse de acuerdo a las siguientes propiedades:

- 1) Límite proporcional. Fuerza que una vez superada ya no es proporcional a la deformación.
- 2) Límite elástico, tensión máxima que puede soportar un material antes de deformarse plásticamente
- 3) Límite elástico convencional. Es la cantidad de tensión necesaria para producir una cantidad determinada de deformación plástica.
- 4) Resistencia máxima a la tracción, al cizallamiento y a la compresión. Cada una de ellas mide la tensión necesaria para fracturar un material.

¹³ CRAIG, Robert G. Materiales en Odontología. Pag.19

Resistencia a la Compresión

Al actuar fuerzas externas sobre un cuerpo y en distinta dirección, permite clasificar las tensiones, deformaciones y resistencias¹⁴.

Cuando hay una situación de dos fuerzas de igual dirección pero en sentido contrario, el cuerpo tiende a disminuir su longitud, se induce dentro de él tensiones que se denominan compresivas, las cuales causan deformaciones por compresión. Si se logra determinar la tensión máxima aplicada en el material, estaremos hablando de **Resistencia Compresiva** o a la compresión.

Se habla de resistencia a la tracción, si las fuerzas que provocan la fractura, son fuerzas de tipo traccionales, por otro lado si las fuerzas inducidas provocan un desplazamiento de un sector de un cuerpo con respecto a otro, es decir un corte, su resistencia en esas condiciones el denominada resistencia al corte o cizallamiento.

H. Resistencia a la fractura y fuerza al impacto.

Para los materiales frágiles la fractura puede ocurrir de repente por estrés el cual aparentemente se encuentra por debajo del ideal del estrés de fractura. Esta observación lleva al desarrollo de teorías de resistencia a la fractura los cuales tienen la formación de pequeños cracks. Es probable que la resistencia a la fractura sea más significativa que la fuerza para los materiales frágiles.

¹⁴ MACCHI, Ricardo Luis. Ob. Cit. Pág.19

I. Propiedad de fatiga

Muchos materiales son sujetos a fuerzas intermitentes que generan estrés por largos periodos, esto puede generar fractura y puede ocurrir un proceso de fatiga. Esto genera una formación de microcracks, posiblemente causado por la concentración de estrés en la superficie. Los cracks se propagan lentamente por la superficie fracturada. Las propiedades de la fatiga pueden ser estudiadas en una de 2 vías. Primeramente es posible aplicar un estrés cíclico dando magnitud y frecuencia y observar el número de ciclos necesarios para la falla. El resultado es la vida de fatiga del material. Otro es seleccionar el número de ciclos de estrés y determinar el valor de ciclo de estrés que es requerido para causar una fractura, esto da como resultado el límite de fatiga.

J. Resistencia a la abrasión.

La cavidad oral es un medio relativamente duro en el cual se alojan restauraciones, el uso puede ocurrir de uno o varios mecanismos. El uso por abrasión se puede dar por pastas o comida. Factores químicos pueden jugar un papel importante en varios mecanismos como lo es la absorción de agua, que puede generar cambios estructurales dentro del material y acelerar la degradación por abrasión o fatiga. Un proceso relacionado estrechamente con el uso es la erosión, es la falta de superficie material causada por la incidencia de partículas.

K. Tenacidad

Característica de materiales dúctiles y maleables, está representado por cantidad de energía necesaria para romper el material.

L. Fragilidad

Propiedad presente en materiales que se rompen con facilidad al superar el límite elástico.

M. Maleabilidad

Es la capacidad de un material de deformarse permanentemente bajo cargas compresivas (laminas).

N. Ductibilidad

Propiedad presente en algunos metales y aleaciones con capacidad de deformarse permanentemente bajo cargas traccionales, bajo la acción de estas fuerzas se puede obtener alambres e hilos.

O. Dureza.

Es la resistencia de un material a ser indentado permanentemente, de ello obtenemos el método para medirla; se trata de rayarla o perforar la superficie de una probeta del material en estudio por medio de un indentador definido y bajo una carga establecida, un bajo valor de dureza indica que el material es suave. Métodos utilizados comúnmente para medir la dureza son Vickers, Knoop, Brinell and Rockwell. La dureza es usada para dar una indicación de la resistencia a la abrasión del material, particularmente cuando el uso es pensado para tallar como un uso abrasivo.

P. Elasticidad y viscoelasticidad.

Propiedad de un cuerpo sólido para recuperar parcial o totalmente su forma inmediatamente después de retirar la fuerza aplicada que provocó la deformación. Si la recuperación es lenta y se encuentra una deformación residual, es decir permanente, y ya que este comportamiento no es propio de materiales elásticos, se dice que es visco elástico. La magnitud de distorsión depende de la carga aplicada y el tiempo por el cual la carga es aplicada.

Q. Plasticidad

Capacidad de un material semisólido o semilíquido de deformarse permanentemente, antes de que entren en procesos de endurecimiento o fractura respectivamente.

3.4.3.2. Propiedades reológicas

Reología es el estudio de la deformación y flujo característico de los materiales¹⁵. Un material de baja viscosidad requiere solo una presión baja para producir un alto rango de fluido, mientras que un material más viscoso requiere una alta presión para producir un rango relativamente menor de fluido. Los valores de viscosidad de los materiales son dependientes de la temperatura, un incremento de la temperatura generalmente causa una reducción en la viscosidad.

¹⁵ PHILLIPS. Ob. Cit.Pag. 42

Dependencia del tiempo en la viscosidad. Varios materiales dentales involucran el mezclado de 2 componentes, así inicia la reacción química la cual causa cambios en forma y fluidos para llevar a elementos rugosos o elastómeros. El rango de la viscosidad aumenta conforme a la función del tiempo. La manipulación se vuelve imposible cuando la viscosidad aumenta después de cierto punto. El tiempo para llegar a este punto se llama tiempo de trabajo del material.

3.4.3.3. Propiedades térmicas.

Amplias fluctuaciones de temperatura ocurren en la cavidad oral en la ingesta de alimentos calientes y fríos. Por lo tanto, mayor incremento localizado de temperatura ocurre generando alta reacción exotérmica en algunos materiales dentales. La pulpa dental es muy sensible a los cambios térmicos y en salud está rodeado de dentina y esmalte que son buenos aislantes térmicos. Es importante que los materiales usados para restaurar los dientes, no solo ofrezcan aislamiento térmico sino que aguante grandes temperaturas.

Otra consecuencia de los cambios térmicos es el cambio dimensional. Muchos materiales se expanden con el calor y se contraen con el frío. Estos cambios dimensionales son un problema en los materiales de obturación, particularmente en la interfase diente/restauración.

a. Conductividad térmica: Es definida como la tasa de flujo de

calor por unidad de gradiente de temperatura. Es claro que el calor se conduce más rápido en los metales y aleaciones que a través de polímeros como la resina acrílica. Este valor alto de conductividad en la amalgama dental indica que este material no provee el aislamiento satisfactorio necesario para la pulpa. Por esta razón es necesario utilizar una base para disminuir la temperatura.

b. Difusividad térmica: Esta propiedad da una mejor indicación del camino en el cual el material responde al estímulo térmico. Se reconoce cuando el estímulo térmico es aplicado a cierta cantidad de calor y es absorbido en un incremento de temperatura por el mismo material. Este puede reducir la cantidad de calor disponible y transportarlo a través del material. En general un valor bajo de difusividad es preferido.

c. Reacción exotérmica. Muchos materiales dentales que necesitan un mezclado, se hace una reacción química que lleva a una reacción exotérmica. La temperatura aumenta conforme la cantidad de material aumenta.

d. Coeficiente de expansión térmica: El coeficiente lineal de expansión térmica es definido como el incremento fraccional en longitud de un cuerpo por cada grado centígrado que aumenta de temperatura. Esta propiedad es particularmente importante para los materiales de obturación. El coeficiente de expansión térmica es un equilibrio propiamente y la expansión y

contracción es debido a la función entre el coeficiente de expansión y la difusividad térmica.

3.4.3.4. Adhesión.

Es el estado o fenómeno por el cual dos superficies, conformadas por materiales iguales o diferentes, se mantienen unidos por fuerzas interfaciales, ya sea por uniones físicas, químicas o por ambas, donde ellos tienen contacto¹⁶. Es la propiedad con mayor importancia en los materiales de obturación, materiales de cementación y selladores de fisuras. El propósito es producir un estrecho sellado entre sustancia dental y material con mínima destrucción de tejido dental.

Los materiales capaces de adherirse a 2 superficies son llamados adhesivos, mientras que el material al cual se aplica es adherente. La adhesión se puede dar por 2 mecanismos ajuste mecánico y adhesión química. El ajuste mecánico puede ser micro mecánico y macro mecánico. En la adhesión química se genera afinidad química, la atracción es generada por las fuerzas de Van de Walls o enlaces de hidrogeno. Los enlaces iónicos y covalente son más fuertes.

En el ajuste mecánico el adhesivo debe fluir fácilmente a través de la superficie adherente y entrar en todas las socavaciones de la superficie para formar adhesión. En la adhesión química el

¹⁶ STEENBECKER, Oscar, Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva. Pag.402

adhesivo debe humedecer la superficie adherente para tener un contacto íntimo entre adhesivo y adherente y resultar en adhesión.

La capacidad de un adhesivo a adherirse a una superficie es evaluada por el ángulo de contacto el cual es formado cuando la gota de adhesivo es aplicada en la superficie. Un ángulo de contacto alto indica una pobre adhesión.

La tensión superficial de los adhesivos es la propiedad en la cual mantienen la forma de gota y actúan sin humedad. El desarrollo de primers ha ayudado para quitar este problema. Estos materiales cambian la naturaleza de la superficie adherente y genera afinidad para la resina usada en los materiales.

3.4.3.5. Propiedades físicas misceláneas.

Cambios dimensionales. El éxito de muchos materiales restauradores depende de cambios dimensionales los cuales ocurren durante registros de impresión, fundición de aleaciones, fraguado de restauraciones directas.

La manipulación de varios materiales envuelve el mezclado de 2 o más componentes seguido por una reacción química la cual da el fraguado. La reacción química está acompañada por cambios dimensionales. En el caso de la polimerización, una contracción normalmente ocurre donde en otros ocurre una expansión. El grado en que un material mantiene su dimensión después del fraguado se mide por la estabilidad dimensional.

Densidad. Es una propiedad fundamental la cual afecta el aspecto

y diseño de las aplicaciones dentales. Un diseño bultoso en una aleación pesada puede resultar en un desplazamiento de las fuerzas haciendo una retención difícil.

Apariencia. Uno de los requisitos de más demanda en los materiales dentales es que deben parecer de manera natural a los tejidos duros y blandos.

3.5. Cemento Portland

En odontología se emplea el término cemento dental para todos los materiales que se usan como medio cementante aunque tengan otros usos, ya sea como forros cavitatorios, bases o restauración.

3.5.1. Definición

El cemento Portland es el tipo de cemento más utilizado como ligante para la preparación del hormigón o concreto y se encuentra principalmente compuesto por silicatos cálcicos. Fue inventado en 1824 en Inglaterra por el albañil Joseph Aspdin. El nombre se debe a la semejanza en su aspecto con las rocas encontradas en Portland, una isla del condado de Dorset¹⁷.

¹⁷ KOSMATKA, et al. Design and Control of Concret Mixture. Pag. 24

3.5.2. Composición

La fabricación del cemento Portland se da en tres fases: (i) Preparación de la mezcla de las materias primas; (ii) Producción del clinker; y, (iii) Preparación del cemento. El cemento obtenido tiene una composición del tipo:

<u>Nombre</u>	<u>Fórmula</u>	<u>%</u>
• Silicato dicálcico	Ca_2SiO_4	32%
• Silicato tricálcico	Ca_3SO_5	40%
• Aluminato tricálcico	$\text{Ca}_3\text{Al}_2\text{O}_6$	10%
• Ferro Aluminato tetra calcio	$\text{Ca}_4\text{Al}_2\text{Fe}_2$	9%
• Sulfato de calcio	CaSO_4	2-3%

- a) **Silicato tricálcico:** Se puede considerar uno de los principales en conferir alta resistencia al material en el proceso de hidratación.
- b) **Silicato dicálcico:** Este componente no brinda alta resistencia a la compresión los primeros días, pero logra aumentar progresivamente hasta alcanzar al silicato tricálcico.
- c) **Aluminato Tricálcico:** Su participación en resistencia es muy poca, pero actúa como catalizador en la reacción de los silicatos
- d) **Ferrito Aluminato Tetracálcico:** Tiene gran importancia como fundente en el horno y es el responsable del color gris verdoso de los cementos portland.

Cuando el cemento Portland es mezclado con el agua, el producto solidifica en algunas horas y endurece progresivamente durante un período de varias semanas. El endurecimiento inicial es producido por la reacción del agua, yeso y aluminato tricálcico, formando una estructura cristalina de calcio-aluminio-hidrato, estringita y monosulfato. El sucesivo endurecimiento y el desarrollo de fuerzas internas de tensión derivan de la reacción más lenta del agua con el silicato de tricalcio formando una estructura amorfa llamada calcio-silicato-hidrato. En ambos casos, las estructuras que se forman envuelven y fijan los granos de los materiales presentes en la mezcla. Una última reacción produce el gel de silicio (SiO_2). Las tres reacciones generan calor.

Con el agregado de materiales particulares al cemento (calcáreo o cal) se obtiene el cemento plástico, que fragua más rápidamente y es más fácilmente trabajable. Este material es usado en particular para el revestimiento externo de edificios.

3.5.3. Tipos de cemento Portland

Las propiedades y características varían dependiendo del porcentaje de dosificación que se le aplique a cada materia prima. Presenta cinco tipos de cemento portland especificados en la norma ASTM C150¹⁸.

^{18 18} KOSMATKA, et al. Ob. Cit.. Pag. 30

- Cemento Portland tipo 1: Es el más comercializado en nuestro país, se conoce como cemento gris y es usado principalmente en estructuras y obra.
- Cemento Portland tipo 1 especial o modificado: Es considerado un cemento más resistente que el tipo 1 común, es utilizado generalmente por empresas constructoras.
- Cemento Portland tipo 2: Es un cemento usado generalmente donde hay presencia de sulfatos (ej. Zonas cercanas al mar).
- Cemento Portland tipo 3: Es usado generalmente en prefabricados y donde se requiere un rápido endurecimiento y buena resistencia.
- Cemento Portland tipo 4: se usa para estructuras grandes como presas de concreto, contiene aceptable resistencia a los sulfatos y a la humedad.
- Cemento Portland tipo 5: contiene una altísima resistencia a los sulfatos, es esencial para las construcciones que tienen constante contacto con el agua de mar.

3.6. Cemento Resinoso Odontopediátrico (CROP)

3.6.1. Definición

Los cementos resinosos pueden aportar la máxima retención posible, poseen una alta fuerza compresiva y son totalmente insolubles en fluidos bucales. Además, son altamente

biocompatibles.

El cemento resinoso odontopediátrico (CROP) es un compuesto experimental elaborado a base de silicatos del cemento Portland, realizado en los laboratorios de ingeniería de la Universidad Nacional de San Agustín por el Dr. Alberto Figueroa Banda y su equipo de trabajo.

El CROP actúa como sustituto de la dentina bioactiva, al estar compuesto a base de silicatos bicálcicos y silicatos tricálcicos, posee propiedades mecánicas similares a la dentina sana, y en teoría podría reemplazarla tanto a nivel coronario como a nivel radicular. El silicato tricálcico ha demostrado ser biocompatible, pues no induce daño de las células pulpares, y además es capaz de estimular la formación de dentina reparadora.

3.6.2. Composición

Contiene principalmente elementos minerales de alta pureza, a base de silicatos bicálcicos y silicatos tricálcicos exentos de monómero presentes en el Cemento Portland tipo I:

- Silicato tricálcico 70-72%
- Silicato dicálcico 8-10%
- Aluminato férrico tetracálcico 10-12%
- Aluminato tricálcico 3-4%
- Otros en menos concentración 5-8%

- Óxido de silicio
- Óxido de aluminio
- Óxido férrico
- Óxido de calcio

3.6.3. Propiedades

Sus propiedades mecánicas y físicas permiten un funcionamiento rápido, de fácil utilización. El CROP proporciona las condiciones óptimas para conservar la vitalidad pulpar.

Está indicado a nivel coronario para:

- Restauración no definitiva del esmalte
- Restauración dentinaria definitiva
- Restauración de lesiones cariosas coronarias profundas y/o voluminosas.

3.7. Cemento Resinoso Odontopediátrico Modificado (CROPm)

3.7.1. Definición

El CROP modificado tiene una composición similar al CROP, pero se compone de silicatos presente en el cemento Blanco.

3.7.2. Composición

- Silicato tricálcico 50.42%
- Silicato dicálcico 30.36%

- Aluminato tricálcico 7.59%
- Ferrita aluminato tricálcico 1-3%
- Otros en menos concentración 3-5%
 - o Óxido de silicio
 - o Óxido de aluminio
 - o Óxido férrico
 - o Óxido de calcio

Tanto el CROP como el CROPA modificado contienen además:

- **Resina poliéster:** es un poliéster ortoftálico que combina propiedades de alta reactividad con mediana dureza, su gran claridad y alta resistencia al amarillamiento lo hacen apto para ser usado en la fabricación de todo tipo de artículos moldeados por contacto, donde combina excelentes propiedades de dureza con alta resistencia de impacto.
- **Metil Etil Cetona (MEC):** el es activador y en parte acelerador de la mezcla, reacciona con la resina poliéster.
- **Naftenato de Cobalto:** tiene como objetivo acelerar el proceso del fraguado junto al MEC.
- **Óxido de Zinc y Dióxido de Titanio:** sirven principalmente como relleno y para mejorar las características estéticas del CROP.

3.8. Cemento de Ionómero de Vidrio de restauración Ketac Molar™.

3.8.1. Definición

En términos químicos, los ionómeros de vidrio son materiales que se mezclan juntos a partir de un polvo de vidrio y de ácido policarboxílico y que fraguan en una reacción ácido-base¹⁹. En la práctica, estos componentes son mezclados en un sistema de polvo-líquido que es estándar para todos los ionómeros de vidrio convencionales. Ketac Molar está disponible en la versión de mezclado manual. El material de obturación Ketac™ Molar está disponible en el sistema de Cápsula Aplicap™ que puede ser mezclado automáticamente.

3.8.2. Composición

Los cementos ionómeros de vidrio fueron desarrollados por Wilson en 1969. Se componen de un vidrio, poliácidos y agua. Dichos componentes producen el cemento mediante una reacción ácido-base inmediata.

- VIDRIO. Se presenta en forma de polvo y es capaz de liberar gran cantidad de iones calcio, aluminio, de ahí el nombre: "vidrio ionómero", al ser atacado por el ácido. La presencia de flúor, facilita el manejo del material, al retardar la gelación, pues reacciona más rápido que los iones más pesados. Si estos iones reaccionaran más rápido que los iones más pesados, la gelación sería rapidísima y el material sería una pasta inmanejable.

¹⁹ 3M. Perfil Técnico del Producto. Ketac TM Molar Easymix

- POLIÁCIDOS. El poliácido en forma de líquido, inicialmente estaba formado por ácido poliacrílico en solución acuosa. Pero puede intercambiarse con otros ácidos (tartárico, maleico, fosfórico). De manera más genérica, se puede denominar este ácido como carboxílico, debido a que su cadena contiene gran cantidad de radicales carboxílicos (COOH).
- AGUA. Es un componente esencial de la fórmula. Su misión es proporcionar el medio en que se realizan los intercambios iónicos. Su falta o exceso produce alteraciones estructurales con tendencia al resquebrajamiento al desecarse. Los cementos de vidrio ionómeros primero tenían una tendencia a cuartearse al ser desecados, en cualquier momento, pero, principalmente en las primeras fases de la reacción o erosionarse al ser mojados, antes de que el cemento estuviera maduro.

3.8.3. Propiedades

La reacción de fraguado de los ionómeros de vidrio consiste en un ciclo complejo de reacciones químicas en las que el agua juega un papel central. Si el polvo de ionómero de vidrio y la solución acuosa del ácido policarboxílico se juntan, toma lugar una reacción entre el polvo de vidrio alcalino y el ácido no saturado.

Se forma un gel no salino que resulta de la matriz de unión. El agua es el medio de reacción y también es un componente esencial del gel salino, ya que es necesaria para la hidratación de los

carboxilatos metálicos que se forman.

El mecanismo de fraguado puede ser dividido en varias fases de reacción. En una fase inicial, los grupos de ácido carboxílico se presentan en el ácido policarboxílico y se disocian en iones de carboxilato negativamente cargados RCOO^- y en protones cargados positivamente H^+ . Estos iones de hidrógeno H^+ cargados positivamente atacan la superficie del relleno de vidrio. La estructura de vidrio se descompone y los iones metálicos formadores de cemento Al^{3+} y Ca^{2+} se liberan.

Los iones metálicos emigran hacia las fases acuosas del material y la fase primaria de curado. A medida que la reacción continua, los protones atacan persistentemente al vidrio de silicato, y los iones de aluminio Al^{3+} son disueltos. La acumulación de estos iones de aluminio cargados positivamente de manera triple, introduce la reacción de curado secundario. En la matriz preformada, se forman los iones Al^{3+} y se forma un gel de carboxilato de aluminio cálcico tridimensional y soluble en agua. En esta etapa la humedad o la pérdida de agua ya no es un problema.

3.8.4. Indicaciones

Terapia de obturación convencional:

- Como base para restauraciones de resina compuesta de una o de varias superficies.

- Reconstrucción de muñones.
- Obturaciones en dientes temporales.
- Obturaciones de una sola superficie en áreas que no involucran la oclusión.
- Obturación de cavidades Clase V donde la estética no es primordial.
- Obturaciones semi-permanentes de una o de varias superficies.

Terapia de obturación de intervención mínima (MI) (Técnica A.R.T.):

- Obturaciones en dientes temporales.
- Obturaciones de una sola superficie en áreas que no involucran la oclusión.
- Obturación de cavidades Clase V donde la estética no es primordial.
- Obturaciones semi-permanentes de una o de varias superficies.
- Obturaciones semi-permanentes de cavidades Clase III
- Sellado de fisuras

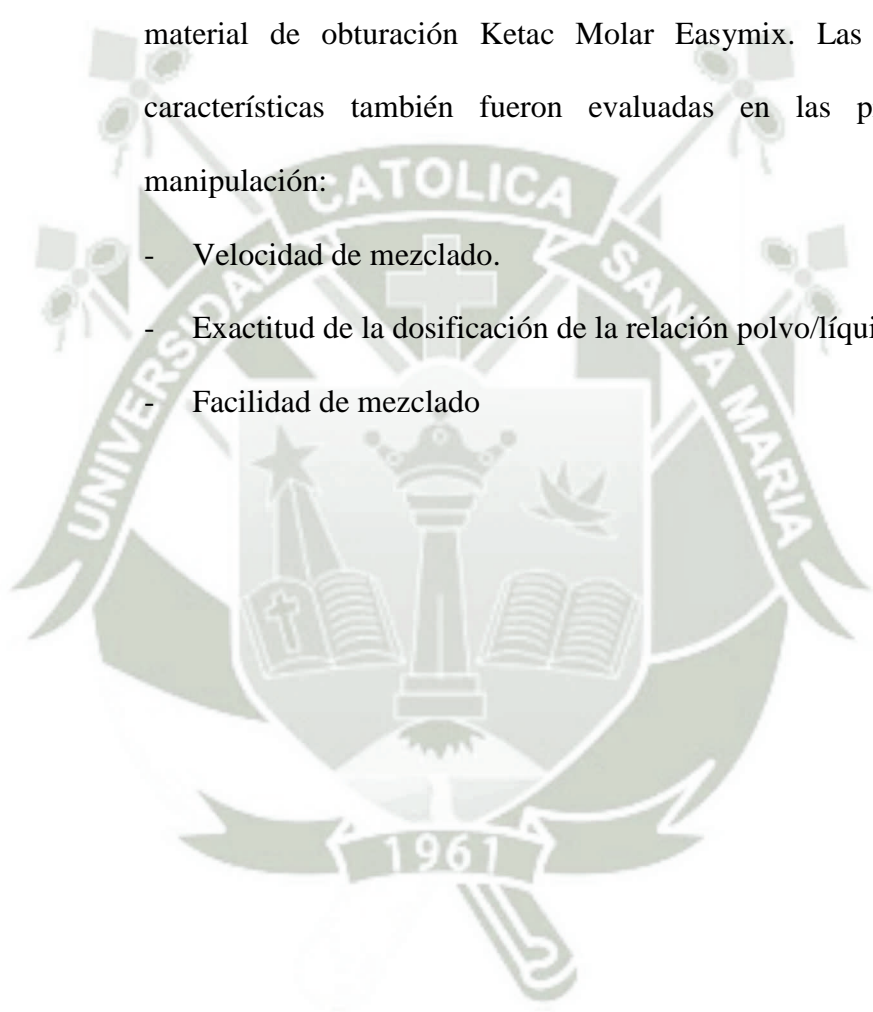
En cuanto a la conducta clínica a largo plazo del ionómero de vidrio como material restaurativo, material de reconstrucción de muñones, como sellador de fisuras, destacan las siguientes características:

- Resistencia a la compresión y resistencia a la flexión.
- Resistencia al desgaste.

- Adhesión al esmalte y la dentina.
- Liberación de flúor.
- Resistencia a la erosión por ácidos.

Estas características han sido examinadas a fondo, ya que la simplificación del mezclado fue una prioridad en el desarrollo del material de obturación Ketac Molar Easymix. Las siguientes características también fueron evaluadas en las pruebas de manipulación:

- Velocidad de mezclado.
- Exactitud de la dosificación de la relación polvo/líquido.
- Facilidad de mezclado



4. ANALISIS DE ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS

A nivel Local

4.1. Título: Comparación in vitro del grado de Dureza superficial Brinell del cemento Portland Puzolánico Tipo IP modificado y del cemento ionómero de vidrio de restauración, UCSM, Arequipa 2010.

Autor: Juárez Suero, Ana Maritza (Arequipa 2011)

Fuente: Tesis para optar el título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología de la Universidad Católica de Santa María, 2010.

Resumen: Se comparó el grado de dureza superficial Brinell entre dos materiales. Se evaluaron dos grupos de 23 probetas con los dos materiales, con dos repeticiones después de 24, 72 y 168 horas de haber sido elaborados. Para la evaluación de la dureza se empleó el durómetro portátil PROCEP EQUOPIC 3. Se encontró que el Cemento Portland Puzolánico tipo IP modificado obtuvo mayor dureza superficial con un promedio de 435.17 unidades Brinell, mientras que el cemento ionómero de vidrio de restauración tuvo un promedio de 270.56 unidades Brinell después de 24 horas de endurecimiento. A las 72 horas se mantuvieron las diferencias con 457.02 unidades para el cemento Portland y 3245 para el cemento ionómero, y a las 168 horas el primer grupo tuvo 470.95 unidades Brinell y el segundo 374.22 unidades Brinell. Se concluye que el Cemento Portland Puzolánico tipo IP modificado es un material duro, mientras que el cemento ionómero de vidrio de restauración es un material semiduro.

4.2. Título: Resistencia mecánica a la compresión de los materiales cemento Portland modificado resinoso y el ionómero de vidrio Ketac Molar™, Arequipa, 2011.

Autor: Manrique Córdova, Yngrid Joanna (Arequipa 2011)

Fuente: Tesis para optar el título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología de la Universidad Católica de Santa María, 2011.

Resumen: Se evaluó la resistencia mecánica a la compresión del cemento Portland modificado resinoso y el ionómero de vidrio Ketac Molar™, a través de un diseño experimental de 15 probetas de cada material, para el Ketac Molar™ fue después de 7 días de haber realizado la mezcla. Se empleó una máquina universal de ensayos PG-170-50K Pinzuar. Se encontró que la resistencia del cemento Portland modificado resinoso fue de 118.5 Mpa, y para el ionómero de vidrio Ketac Molar™ fue de 161.5 Mpa, siendo esta diferencia significativa.

4.3. Título: Resistencia mecánica a la compresión de dos cementos ionómero de vidrio autopolimerizable Ionofil Molar y Ketac Molar™ Easymix, UCSM, Arequipa 2014

Autor: Núñez Fernandez, Randy Jhesua (Arequipa 2014)

Fuente: Tesis para optar el título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología de la Universidad Católica de Santa María, 2014.

Resumen: se compararon los dos cementos en 17 probetas cada una, sometidas a resistencia a la compresión después de 24 horas de haber realizado las mezclas según indicaciones del fabricante. Se empleó una máquina universal de ensayos y se midió la resistencia en Mega Pascales(MPa). El ionómero de vidrio Easymix tiene mayor resistencia a la compresión con un valor de 41.11 MPa, mientras que el Ionofil Molar tuvo 30.78 MPa. Se demuestra que el Ketac Molar tiene muy buena resistencia mecánica la compresión, mientras que el Ionofol Molar alcanza sólo 75% de la resistencia mecánica del anterior.

4.4. Título: Comparación del grado de dureza superficial del Cemento Resinoso Odontopediátrico (CROP) y del Cemento Resinoso Odontopediátrico modificado (CROPm), Arequipa 2014.

Autores: Ruelas Gutierrez, José Manuel (Arequipa 2014)

Fuente: Tesis para optar el título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología de la Universidad Católica de Santa María, 2014.

Resumen: Se estudiaron dos grupos experimentales: Grupo A, con 20 probetas con Cemento Portland Duro y Grupo B con 20 probetas con Cemento Blanco. Se evaluaron con el Durómetro Universal INDENTEC 6187.5LK para materiales semi-duros, el cual tomó 5 puntos al azar en cada probeta. Los datos obtenidos se midieron en unidades Rockwell. Se encontró que el grupo experimental A tuvo una dureza superficial promedio de 41.3 unidades Rockwell, mientras que el grupo B tuvo 24.23 unidades Rockwell.

A nivel Nacional

4.5. Título: Efecto del mineral trióxido agregado, cemento portland e hidróxido de calcio en el proceso de reparación de perforaciones radiculares en dientes de *Canis familiaris*.

Autor: Bedoya A, García C.

Fuente: Rev Estomatol Herediana. 2009; 19(2):103-110.

Resumen: El propósito del estudio fue evaluar el efecto del Mineral Trióxido Agregado (MTA), el Cemento Portland (CP) y el Hidróxido de Calcio ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) en el proceso de reparación de perforaciones radiculares en dientes de perros. Se utilizaron 4 perros mestizos de 1 año de edad. Mediante sedación endovenosa, se efectuaron tratamientos de conductos a 60 dientes para realizar perforaciones radiculares intencionadas e inmediatamente tratarlos con cada uno de los cementos a evaluar. Las muestras se obtuvieron a los 15 y 60 días, sacrificando a los animales, mediante una inyección letal. El proceso de reparación fue evaluado con un análisis histológico de las muestras, aplicándosele el test de Kruskal-Wallis, y el test U de Mann-Whitney. 15 días después del tratamiento, se obtuvieron 6 casos con proceso de reparación al usar MTA, 2 casos al usar CP y ninguno al usar $\text{Ca}(\text{OH})_2$, encontrándose diferencias significativas, ($P < 0,05$), el resto mostró infiltrado inflamatorio con presencia de polimorfonucleares, linfocitos e histiocitos. 60 días después del tratamiento, se obtuvieron 4 casos con proceso de reparación al usar MTA,

3 casos al usar CP y solo un caso al usar $\text{Ca}(\text{OH})_2$, no encontrándose diferencias significativas, ($P>0,05$), el resto mostró tejido conectivo con infiltrado inflamatorio, presencia de polimorfonucleares, linfocitos e histiocitos y algunas células plasmáticas. Como conclusión el MTA indujo una mejor respuesta en el proceso de reparación de las perforaciones radiculares que el CP y el $\text{Ca}(\text{OH})_2$ a los 15 días y una similar respuesta que el CP a los 60 días.

A nivel Internacional

4.6. Título: Análisis de biocompatibilidad de tres cementos selladores endodónticos y tres materiales de sellado apical sólido a base de cemento Portland.

Autor: Estrada B. (México 2011)

Fuente: Trabajo de investigación como requisito parcial para obtener el grado de Maestría En Ciencias Odontológicas Con Especialidad En Endodoncia. Universidad Autónoma de Nuevo León, México 2011.

Resumen: Se buscó evaluar la biocompatibilidad de cementos endodónticos (AH Plus, Tubli-seal, Sealer 26) y cementos Portland (Blanco, Gris y Azulejero) mediante producción de Citocinas y Quimiocinas proinflamatorias en plasma de ratón. Se inocularon 21 ratones con su cemento correspondiente en región subepidérmica del dorso. A las 24 horas se obtuvo muestra de sangre del área retro orbital, siendo centrifugadas para la obtención del suero, se analizó la presencia de

las siguientes Citocinas y Quimiocinas proinflamatorias: (IL-1alfa, IL-1-beta, IL-2, IL4, IL6, IL-10, IL-12, IL-17A, IFN-gama, TNF-alfa, G-CSF, GM-CSF) mediante las pruebas estadísticas t de student y análisis de varianza (ANOVA) con 95% de confiabilidad. De los cementos Portland el cemento que presentó mejor biocompatibilidad fue Cemento Blanco ya que solo se observó la presencia de G-CSF, y de cementos endodónticos comerciales el que presentó mejor biocompatibilidad fue AH Plus mostrando los niveles de absorbancia más bajos. El análisis estadístico demostró que todos los cementos presentaron excelente Biocompatibilidad el orden de mayor a menor Biocompatibilidad fue el siguiente: Cemento Blanco y Azulejero, siguiendo Cemento Gris, AH Plus, Tubliseal y por último Sealer 26.

- 4.7. Título:** Análisis de la composición química, capacidad de sellado apical y propiedades antimicrobianas del MTA y del cemento Portland.

Autores: Obando-Pereda G, Torres-Chávez K, Salas-Beltrán H, Hofling J.

Fuente: Endodoncia 2009; 27 (N° 3):111-120

Resumen: El objetivo de este trabajo fue de comprobar la semejanza entre el MTA-Angelus y el cemento portland Yura S.A. Para determinar la composición química y la estructura, se analizaron ambos cementos por medio de difracción de rayos-X y microestructura; para el análisis de la capacidad de sellado apical de ambos cementos se empleó la técnica de microfiltración usando como colorante el azul de metileno. Para el análisis

de la capacidad antimicrobiana de ambos cementos se utilizaron cepas bacterianas y levaduras orales, observándose la inhibición del crecimiento de los microorganismos y su capacidad microbicida por la observación de agregados microbianos y por turbidez, respectivamente. Todos procedimientos fueron realizados en triplicado. El análisis estadístico empleado para evaluar la microfiltración fue la prueba One-way ANOVA y la prueba T ($p < 0,05$) y para evaluar la capacidad antimicrobiana se empleó la prueba de Kruskal-Wallis ($p < 0,05$). Los resultados obtenidos mostraron que el MTA-Angelus y cemento portland Yura S.A. poseen los mismos elementos químicos a excepción del bismuto en el cemento portland; no hubo diferencia en la micro filtración entre el MTA-Angelus y cemento portland Yura S.A.; y, se observó también que ambos cementos tuvieron una gran capacidad antimicrobiana.

- 4.8. Título:** Comparación de fuerza de unión expulsión del MTA y el cemento enriquecido con calcio (CEM) como material de obturación radicular final.

Autor: Adl A, Sobhnamayan F, Kazemi O.

Fuente: 2014 Sep;11(5):564-7.

Resumen: El propósito de este estudio fue comparar la fuerza de unión del (MTA) y del cemento enriquecido con calcio (CEM) como material de obturación radicular final.

Un total de 40 láminas de dentinas radiculares (1 ± 0.2 mm) fueron preparados de dientes centrales de maxilar humano recién extraídos. Las

láminas fueron aleatoriamente divididas en dos grupos (n=20). MTA y cemento CEM fueron mezclados de acuerdo a la instrucción del fabricante e introducidos en los conductos radiculares. Las láminas fueron envueltas en piezas de gasas húmedas remojadas en agua destilada e incubadas a 37°C por 3 días. La fuerza de trozos de unión expulsión fue medida utilizando una máquina Universal de ensayos. Las laminas fueron examinadas bajo luz microscópica al aumento $\times 10$ para determinar la naturaleza del fallo de unión. Los datos fueron analizados usando la prueba Mann Whitney ($P < 0.001$).

Resultados: El de la fuerza de unión para el cemento CEM y MTA fueron 1.68 ± 0.9 y 5.94 ± 3.99 respectivamente. Existe una diferencia estadísticamente significante ($P = 0.001$). El fallo de unión fue predominantemente de tipo adhesivo en el grupo de MTA y de tipo cohesivo en el grupo de cemento CEM.

Conclusión: El cemento CEM muestra una baja significativa en su fuerza de unión a paredes dentinales comparado al MTA.

4.9. Título: Evaluación Comparativa de la Fuerza de unión expulsión del prorrot MTA, Bioagregado y Biodentin

Autor: Alsubait SA, Hashem Q, AlHargan N, AlMohimeed K, Alkahtani A.

Fuente: J Contemp Dent Pract. 2014 May 1;15(3):336-40.

Resumen: Al objetivo de esta investigación es evaluar la Fuerza de unión expulsión del Biodentina en comparación con dos materiales mejorados a base de silicato de calcio, Bioagregado (BA) y Prorrot MTA (WMTA).

123 láminas de dentinas radiculares de dientes humanos unirradiculares recientemente extraídos fueron aleatoriamente divididos en tres grupos (n=41) adecuados para ser usados en el estudio del material: WMTA, BA, BD. Luego de la preparación del espacio del canal, los materiales de relleno fueron colocados dentro del lumen de las láminas.

Luego de 72 horas, la fuerza máxima aplicada a los materiales en el tiempo de dislocación fue registrado las láminas fueron examinadas bajo un estereomicroscopio a un aumento de x40 para determinar la naturaleza del fallo de unión. La prueba de análisis de varianza (ANOVA) fue usada para comparar los resultados de la fuerza de unión expulsión. La prueba Post-hoc fue luego realizada para múltiples comparaciones. La prueba de Chi cuadrado se utilizó para determinar si existe una asociación significativa entre los tipos de materiales y el tipo de falla.

Resultados: El promedio de la desviación estándar de fuerza de unión expulsión en valores de MPa del WMTA, BA, y BD FUERON 23.26 ± 5.49 , 9.57 ± 3.45 , 21.86 ± 6.9 , respectivamente. No existe una diferencia significativa entre los promedios del WMTA y BD ($P= 0.566$), pero el promedio de BA fue significativamente más bajo que aquellos del WMTA y BD ($p= 0.00$). Bajo el estereomicroscopio, WMTA y BA mostraron es su mayoría fallas en el tipo de mezcla que fallas cohesivas, mientras que BD

mostró lo contrario. No se observaron fallas adhesivas en ninguna muestra.

Conclusión: Los descubrimientos encontrados en el presente estudio implican que la fuerza necesaria para la remoción de BD es similar al de WMTA y una mar significancia que la fuerza requerida para remover BA.

5. HIPÓTESIS

Dada la alta resistencia mecánica a la compresión que posee el Cemento Portland, reconocido mundialmente bajo normas técnicas y estándares internacionales.

Es probable que el Cemento Resinoso Odonto Pediátrico (CROP) y CROP modificado sean superiores en resistencia a la fuerza de compresión comparada con el ionómero de restauración Ketac MolarTM

CAPITULO II



II. PLANTEAMIENTO OPERACIONAL

1. TÉCNICAS, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN

1.1. Técnica:

1.1.1. Precisión

En la presente investigación se aplicará la Observación directa para obtener información de la variable resistencia a la compresión.

1.1.2. Esquematización

VARIABLE	TÉCNICA	PROCEDIMIENTO
Resistencia mecánica a la compresión	Observación directa	Medición

1.1.3. Descripción de la técnica

Para la obtención de las unidades de estudio rellenaremos los cilindros con los cementos objetos de la investigación, grupo A (Cemento Resinoso Odontopediátrico), grupo B (Cemento Resinoso Odontopediátrico modificado) y grupo C (Ionómero KEtac Molar Easy Mix). Una vez esperada las 24 horas, de acuerdo a la indicación de los fabricantes, se retiran los soportes cilíndricos de los tres grupos, revisando que las muestras no presenten porosidades u otros defectos.

Se procede con la medición laboratorial de la resistencia utilizando

la maquina universal de ensayos PG-170-50K Pinzuar LTDA, generando valores expresados en carga máxima (kilo Newtons) y resistencia (Mega Pascales).

1.2. Instrumentos

1.2.1. Instrumento Documental

Se elaboró un instrumento de este tipo, registro de análisis laboratorial

REGISTRO DE ANALISIS LABORATORIAL

Grupo de muestra: _____ Número de muestra: _____

Longitud: _____ Diámetro: _____ Carga: _____

Composición:

- Silicatos de Calcio: _____ %
- Oxido de Calcio: _____ %
- Resina: _____ %
- Óxido de Zinc: _____ %
- Dióxido de Titanio: _____ %
- Otros: _____ %

Resistencia mecánica a la compresión: _____ MPa

Clasificación:

Muy bueno	Bueno	Regular	malo	Muy malo

Este Análisis laboratorial se realizará de acuerdo a los ítems observados en el siguiente cuadro:

VARIABLE	INDICADOR	SUBINDICADORES	EJES (MPa)
RESISTENCIA MECANICA A LA COMPRESIÓN	Medición de Resistencia	Muy Bueno	171 – 200
		Bueno	141 – 170
		Regular	111 – 140
		Malo	81 – 110
		Muy malo	51 - 80

1.2.2. Instrumento Mecánico para la elaboración del Cemento Resinoso Odontopediátrico (CROP y CROPm)

- Espátulas
- Recipientes de mezcla
- Moldes metálicos
- Platinas de vidrio
- Balanzas

- Cámara fotográfica
- Etc.

1.2.3. Instrumento Mecánico para la medición del Cemento Resinoso Odontopediátrico.

- El instrumento que se utilizará es una Máquina Universal de Ensayos PG-170-50K. Pinzuar conectada a un sistema computarizado.
- Probetas de estudio

1.3. Materiales

- Fichas de investigación
- Material de escritorio
- Computadora personal con programas para procesamiento de textos y datos así como software estadístico.
- Máquina Universal de Ensayos PG-170-50K
- Probetas de ensayo
- Cemento Portland puro Tipo I modificado resinoso
- Cemento blanco Portland modificado resinoso
- Ionómero de restauración Ketac Molar™

1.3.1. Materiales para la fabricación del cemento

- | | |
|----------------------|------------|
| ▪ Silicatos Cálcidos | 30 – 50 gr |
| ▪ Resina Poliéster | 50 gr |

- Dióxido de Titanio 10 – 30 gr
- Oxido de Calcio 1 – 5 gr
- Peróxido de MEK 1 – 5 gr
- Solución de Cobalto 0.5 gr

2. CAMPO DE VERIFICACIÓN

2.1. Ubicación espacial:

La presente investigación se realizará en los laboratorios de materiales de la Facultad de Mecánica de la Universidad Católica de Santa María y de la Universidad Nacional de san Agustín.

2.2. Ubicación temporal:

El estudio se realizará en forma coyuntural durante el trimestre agosto, setiembre y octubre del 2015.

2.3. Unidades de estudio:

Probetas de ensayo con materiales de restauración.

2.3.1. Opción

Grupos

2.3.2. Identificación de los grupos

Se trabajará con tres grupos:

Grupo A: probetas de cemento resinoso Odontopediátrico (CROP)

Grupo B: probetas de Cemento Resinoso Odontopediátrico Modificado (CROPm)

Grupo C: probetas de cemento de Ionómero de vidrio Ketac Molar TM

2.3.3. Control o igualación de grupos

- **Criterios de inclusión:**

Cilindros con las medidas adecuadas, previamente homogeneizadas

Cilindros sin alteraciones o porosidades en sus superficies

- **Criterios de exclusión:**

Cilindros con medidas no adecuadas, no homogeneizadas

Cilindros con alteraciones, porosidades y/o rajaduras en sus superficies.

2.3.4. Asignación de Grupos

No aleatoria, basado al material de cada grupo

2.3.5. Tamaño de los Grupos:

Se conformaron tres grupos de estudio:

Grupo A, formado por 12 probetas conteniendo Cemento Resinoso Odonto Pediátrico;

Grupo B, formado por 12 probetas conteniendo Cemento Resinoso

Odonto Pediátrico modificado, y

Grupo C, formado por 10 probetas conteniendo Ionómero de restauración Ketac MolarTM:

2.4. Procedimiento

2.4.1. Procedimiento para la fabricación del Cemento Resinoso Odontopediátrico y el Cemento Resinoso Odontopediátrico Modificado

Para la fabricación del CROP estándar se procedió a pesar las cantidades en gramos de resina Poliéster, el cemento portland tipo I (Libre de puzolana), mezclando hasta que se encuentre uniforme, luego agregamos el dióxido de Titanio y el Óxido de zinc en las cantidades antes mencionadas junto con el acelerador (Peróxido de MEC) en una proporción de 1 %, continuando con la mezcla, por último se agregó el Activador (Oxido de Cobalto) en una proporción del 1% y se mezcla sin batir demasiado para evitar se formen burbujas, para luego ser colocadas en las probetas que fueron previamente aisladas sobre platinas de vidrio de 11 cm de ancho por 14 de largo.

Para el CROP modificado, la mezcla se realiza de la misma manera, con solo el cambio del material objeto de investigación, por el cemento portland blanco, en el mismo orden y porcentaje.

2.4.2. Procedimiento para la fabricación de las probetas de Ionómero de vidrio Ketac Molar de Restauración

Para estas probetas se procedió a colocar las matrices metálicas sobre una platina de vidrio de 14 cm de largo por 11cm de ancho, luego se procedió a llenar dichas matrices previamente aisladas con cera para que sea más fácil retirarlas luego, se mezcló polvo-líquido según las instrucciones del fabricante (una porción de líquido/ una porción de polvo), una a una hasta lograr obtener 10 muestras.

2.4.3. Procedimiento para la prueba de resistencia mecánica a la compresión

La resistencia a la compresión fue medida con la máquina universal de ensayos. La cual realiza distintos tipos de ensayo para el análisis de propiedades mecánicas y de torsión de diferentes materiales. Es automática y está conectada a una computadora donde se programan los movimientos y cálculos que se deseen ejecutar.

3. ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

3.1. Organización

Se establecerá coordinaciones con el laboratorio de materiales dentales de la Facultad de Odontología y laboratorios de la escuela profesional de ingeniería de Materiales de la Universidad Nacional de san Agustín.

Se prepararán las probetas con las mezclas de ensayo según indicaciones del fabricante para el ionómero de restauración Ketac Molar™ y según las especificaciones de estudios previos para el CROP y CROP modificado. Las mediciones se realizarán 7 días después de preparada las mezclas.

Para cada probeta se realizaron tres mediciones, de las cuales se tomará el promedio. Los datos obtenidos se medirán en Kilo Newtons (KN), y serán transformados a Mega Pascales (MPa).

Los datos serán registrados en una ficha de datos para su posterior análisis.

3.2. Recursos

3.2.1. Recursos Humanos

- a) Investigadora, Chambi Otazú María del Carmen Karina
- b) Asesor, Dr. Alberto Figueroa Banda
- c) Colaboradores, Ing. Factor Muñoz

3.2.2. Recursos Físicos

- a) Fichas de investigación
- b) Máquina Universal de Ensayos PG-170-50K
- c) Material de escritorio
- d) Computadora personal con programas procesadores de texto, bases de datos y software estadístico.
- e) Probetas de ensayo
- f) Cemento Portland Puro Tipo I modificado resinoso

- g) Cemento blanco Portland modificado resinoso
- h) Ionómero de restauración Ketac Molar™

3.2.3. Recursos Económicos

- a) Autofinanciado

3.2.4. Recursos Institucionales

- a) Universidad Católica de Santa María
- b) Universidad Nacional de San Agustín

3.2.5. Validación de los instrumentos

El instrumento para medir la resistencia a la compresión (Máquina Universal de Ensayos PG-170-50K, Pinzuar) será calibrado previamente a cada sesión de medición para cada grupo.

3.2.6. Aspectos éticos

No corresponde.

4. ESTRATEGIA PARA MANEJO DE RESULTADOS

4.1. Nivel de Sistematización

Tipo de Procesamiento: Los datos registrados en el Anexo 1 serán luego codificados y tabulados para su análisis e interpretación.

a) Plan de análisis

Se empleará estadística descriptiva con medidas de tendencia central (promedio) y de dispersión (rango, desviación estándar) para variables

continuas. La comparación de variables numéricas entre tres grupos independientes se realizará mediante análisis de varianza (ANOVA) de una vía. Se considerará un nivel de significancia de $p < 0.05$. Para el análisis de datos se empleará la hoja de cálculo de Excel 2010 con su complemento analítico y el paquete estadístico Statgraphics.

4.2. Nivel de estudio de Datos

La estrategia asumió la siguiente metodología:

- Jerarquización de los datos
- Apreciación crítica

4.3. Nivel de Conclusión

Se realizó conclusiones de acuerdo a la hipótesis, interrogantes y objetivos planteados en el trabajo de investigación.

4.4. Nivel de Recomendaciones

- **Forma**

Se establecieron sugerencias basadas en los resultados y a las conclusiones del trabajo de investigación.

- **Orientación**

A nivel de formación profesional

A nivel de ejercicio profesional

A nivel de la línea de investigación

A nivel de la aplicación práctica

5. CRONOGRAMA DE TRABAJO

Actividades	Agosto 15				Setiembre 15				Octubre 15			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
1. Elección del tema												
2. Revisión bibliográfica												
3. Aprobación del proyecto												
4. Ejecución												
5. Análisis e interpretación												
6. Informe final												

Fecha de inicio: 01 de Julio 2015

Fecha probable de término: 30 de Septiembre 2015



CAPITULO III



RESULTADOS

GRUPO EXPERIMENTAL A

Tabla N° 1

Matriz de diseño y codificación del cemento resinoso Odontopediátrico

Grupo	Valores actuales		Valores codificados	
	A Cemento	B Dióxido de titanio	A	B
A1	Portland tipo1 50 gr	20 gr	-1	-1
A2	Portland tipo1 50 gr	50 gr	-1	+1
A3	Portland puro 50 gr	20 gr	+1	-1
A4	Portland puro 50 gr	50 gr	+1	+1

Fuente: Propia

La Tabla N° 1, determina proporciones del cemento (portland puro, portland tipo 1); y la proporción del dióxido de titanio, el cual se usa como modificante del color, además determina el grado de influencia en la resistencia a la compresión.

Tabla N° 2
Resultados obtenidos del ensayo de Compresión del cemento resinoso
Odontopediátrico

Grupo	Prueba #	A Cemento	B Dióxido de titanio	Ensayo de compresión
A1	1	Portland tipo1 50 gr	20 gr	269,4 KN
	2	Portland tipo1 50 gr	20 gr	290,4 KN
	3	Portland tipo1 50 gr	20 gr	292.8 KN
A2	4	Portland tipo1 50 gr	50 gr	237,6 KN
	5	Portland tipo1 50 gr	50 gr	249,0 KN
	6	Portland tipo1 50 gr	50 gr	265,8 KN
A3	7	Portland puro 50 gr	20 gr	235,8 KN
	8	Portland puro 50 gr	20 gr	249,0 KN
	9	Portland puro 50 gr	20 gr	256,8 KN
A4	10	Portland puro 50 gr	50 gr	227,4 KN
	11	Portland puro 50 gr	50 gr	232,2 KN
	12	Portland puro 50 gr	50 gr	241,2 KN

Fuente: Propia

La Tabla N° 2 se registra los distintos resultados obtenidos en el ensayo de compresión. En donde los valores más altos los obtiene el grupo A1, correspondiente al Cemento Portland tipo I.

Tabla N° 3
Cuadro Resumen del análisis del ensayo de Compresión del cemento resinoso
Odontopediátrico

Efectos estimados para Ensayo de Compresión		
Efectos	Valor	Error
Promedio	253,95	+/- 1,26754
A: Cemento	27,1	+/- 2,53509
B: Dióxido de titanio	-23,5	+/- 2,53509
AB	-9,9	+/- 2,53509
Bloque	2,4	+/- 3,58515
Bloque	20,4	+/- 3,58515
	6 g.l.	

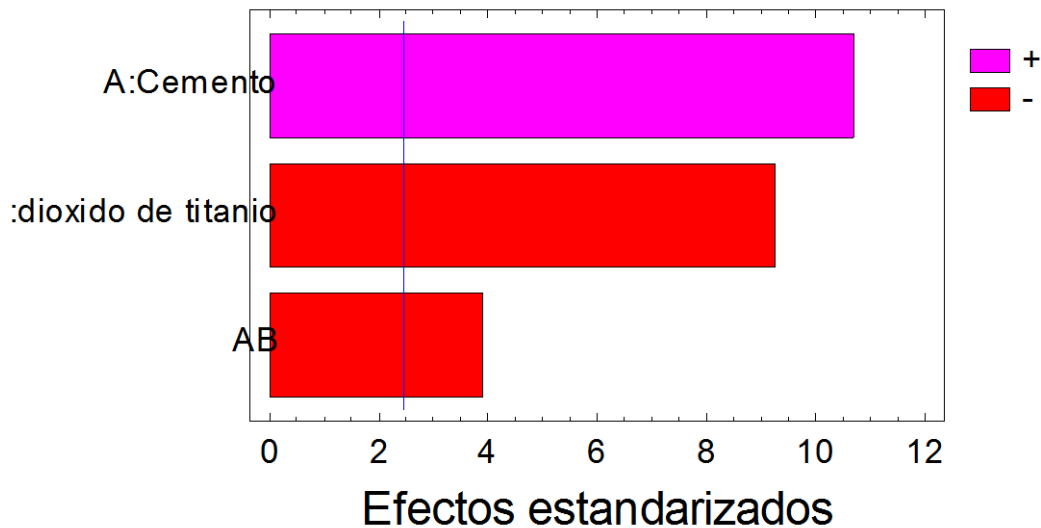
Fuente: Statgraphics

La Tabla N° 3, muestra cada uno de los efectos estimados e interacciones. También se muestra el error normal de cada uno de los efectos, el cual mide su error de muestreo; esta tabla y las que continúan se extrae del programa estadístico Statgraphics el cual utilizamos para la mejor evaluación de nuestras mezclas.

Se observa que el cemento (portland puro, portland tipo 1), tiene mayor valor y por el cual es el más importante.

Gráfico N° 1

Diagrama de Pareto para el ensayo de Compresión del cemento resinoso
Odontopediátrico



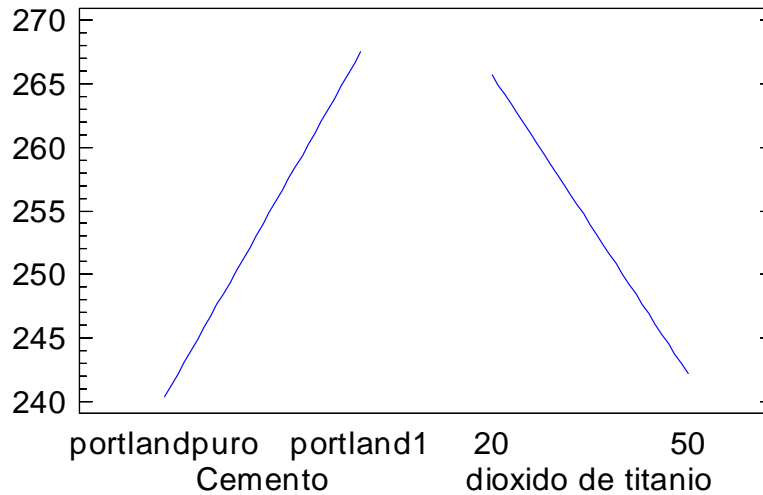
Fuente: Statgraphics

La Gráfica N° 1, se observa el diagrama de Pareto el cual se construye con el Cuadro Resumen del análisis del ensayo de Compresión del cemento resinoso Odontopediátrico del cual podemos afirmar:

- La variable A Cemento (portland puro, portland tipo 1), tiene la mayor influencia en nuestra investigación, esta variable influye directamente en nuestro análisis.
- la variable B dióxido de titanio, tiene una buena influencia pero negativa, esto quiere decir que si agregamos más dióxido de titanio perdemos resistencia a la compresión.
- la interacción AB, que es la interacción de ambas variables tiene poca influencia también negativa.

Gráfico N° 2

**Grafica de efectos principales para el ensayo de Compresión del cemento
resinoso Odontopediátrico**



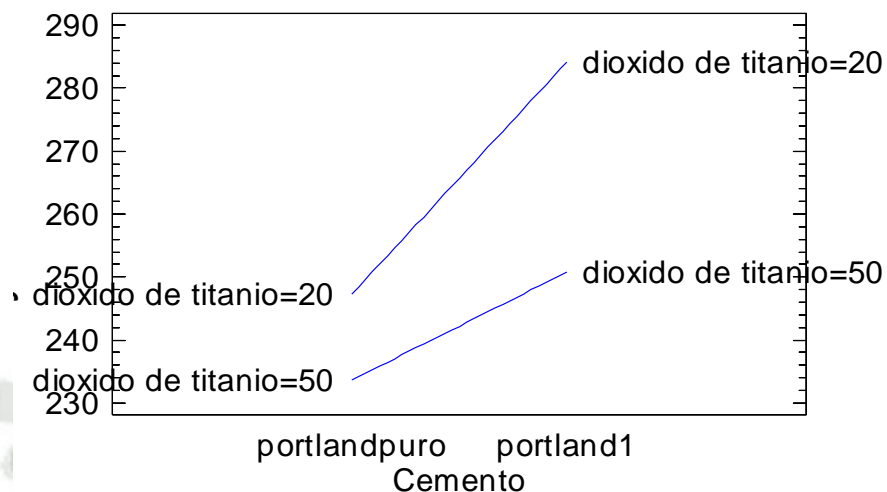
Fuente: Statgraphics

La Gráfica N° 2, muestra el gráfico de efectos principales donde se puede observar

- El efecto de la variable cemento (portland puro, portland tipo 1), tiene una influencia directa en nuestra investigación por tener una pendiente positiva resaltando la influencia del cemento portland tipo 1 que tiene mayor influencia que el cemento puro.
- El dióxido de titanio tiene una influencia negativa por tener una pendiente negativa con esto quiere decir que si agregamos más dióxido de titanio perdemos resistencia a la compresión.

Gráfico N° 3

**Grafica de interacción para el ensayo de compresión del cemento resinoso
Odontopediátrico**



Fuente: Statgraphics

La Gráfica N° 3, en esta grafica se observa la interacción de ambas gráficas, destacamos el hecho de la interacción que existe entre los dos factores en estudio, en ambas graficas no existe paralelismo entre las rectas trazadas. Con esto se demuestra la influencia de todas las variables en estudio

Tabla N° 4

**Análisis de la varianza para el ensayo de compresión del cemento resinoso
Odontopediátrico**

Análisis de la Varianza para Ensayo de Compresión					
Fuente	suma de cuadrados	g.l.	Cuadrado medio	F - ratio	P - Valor
A: Cemento	2203,23	1	2203,23	114,28	0,0000
B: Dióxido de titanio	1656,75	1	1656,75	85,93	0,0001
AB	294,03	1	294,03	15,25	0,0079
Bloques	941,76	2	470,88	24,42	0,0013
Error total	115,68	6	19,28		
Total (corr.)	5211,45	11			

Fuente: Statgraphics

La Tabla N° 4, En esta tabla vemos que todas las variables p-valor son menores de 0.05 con esto nos dice que todas son significativas al 95,0% de nivel de confianza. Ahora observando F – Ratio se puede apreciar que el mayor valor lo tiene la variable cemento (portland puro, portland tipo 1), es por esta razón que nuevamente decimos que es la más importante.

Tabla N° 5
Coefficiente de regresión para el ensayo de compresión del cemento resinoso
Odontopediátrico

Coefficiente de regresión para Ensayo de Compresión	
Constante	253,95
A: Cemento	13,55
B: Dióxido de titanio	-11,75
AB	-0,95

Fuente: Statgraphics

La Tabla N° 5, De esta tabla sacamos la ecuación de la regresión que ajustado a los datos nos quedaría de la siguiente manera:

$$\text{Ensayo de Compresión} = 253,95 + 13,55 * \text{Cemento} - 11,75 * \text{dióxido de titanio} - 4,95 * \text{Cemento} * \text{dióxido de titanio}$$

Además el programa nos da como la óptima optimización que tiene un valor de 284,2 KN como el valor optimo en este ensayo

Esto quiere decir que podemos mejorar nuestra mezcla hasta el valor antes mencionado.

GRUPO EXPERIMENTAL B

Tabla N° 6

Matriz de diseño y codificación del cemento resinoso Odontopediátrico modificado

Grupo	Valores actuales		Valores codificados	
	A Cemento blanco	B Óxido de zinc	A	B
B1	20 gr	0 gr	-1	-1
B2	20 gr	7 gr	-1	+1
B3	50 gr	0 gr	+1	-1
B4	50 gr	7 gr	+1	+1

Fuente: Propia

La Tabla N° 6, determina proporciones del cemento (portland puro, portland tipo 1), y la proporción del óxido de Zinc, el cual se usa como modificante del color, además determinar su grado de influencia en la resistencia a la compresión.

Tabla N° 7
Resultados obtenidos del ensayo de Compresión del cemento resinoso
Odontopediátrico modificado

Grupo	Prueba #	A Cemento blanco	B Óxido de zinc	Ensayo de compresión
B1	1	20 gr	0 gr	226,8 KN
	2	20 gr	0 gr	229,8 KN
	3	20 gr	0 gr	230,8 KN
B2	4	20 gr	7 gr	210,6 KN
	5	20 gr	7 gr	213,6 KN
	6	20 gr	7 gr	216,6 KN
B3	7	50 gr	0 gr	243,0 KN
	8	50 gr	0 gr	243,6 KN
	9	50 gr	0 gr	246,6 KN
B4	10	50 gr	7 gr	234,0 KN
	11	50 gr	7 gr	240,0 KN
	12	50 gr	7 gr	240,6 KN

Fuente: Propia

La Tabla N° 7, se registra los distintos resultados obtenidos en el ensayo de compresión

Tabla N° 8

**Cuadro Resumen del análisis del ensayo de Compresión del cemento resinoso
Odontopediátrico modificado**

Efectos estimados para Ensayo de Compresión		
Efectos	Valor	Error
Promedio	231,333	+/- 0,347611
A: Cemento blanco	19,9333	+/- 0,695222
B: Óxido de zinc	-10,8667	+/- 0,695222
AB	4,66667	+/- 0,695222
Bloque	0,83333	+/- 0,983192
Bloque	4,63333	+/- 0,983192
	6 g.l.	

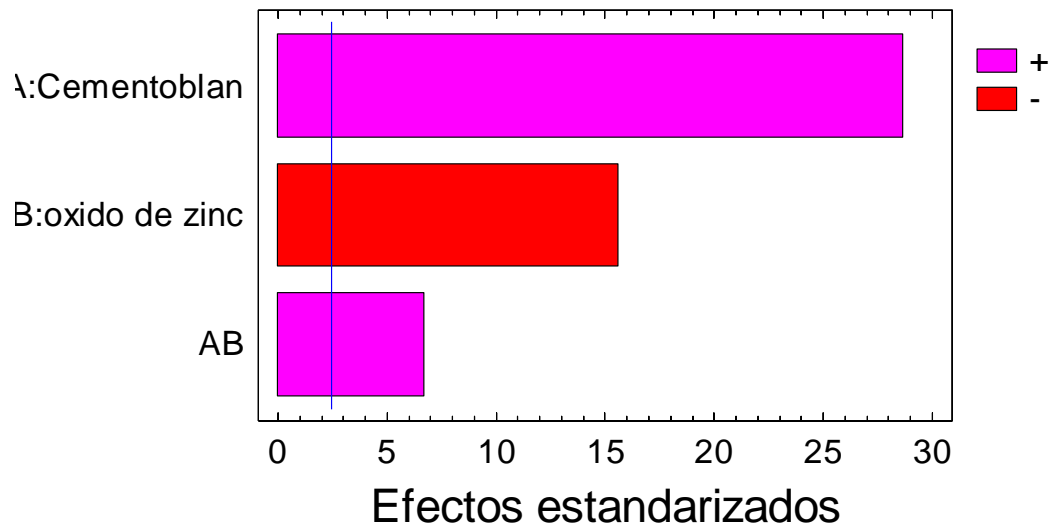
Fuente: Statgraphics

La Tabla N° 8, muestra cada uno de los efectos estimados e interacciones. También se muestra el error normal de cada uno de los efectos, el cual mide su error de muestreo; esta tabla y las que continúan se extrae del programa estadístico Statgraphics el cual utilizamos para la mejor evaluación de nuestras mezclas.

Se observa que el cemento blanco, tiene mayor valor y por el cual es el más importante, a diferencia del anterior grupo experimental A aquí vemos la influencia positiva de la interacción AB.

Gráfico N° 4

Diagrama de Pareto para el ensayo de Compresión del cemento resinoso
Odontopediátrico modificado



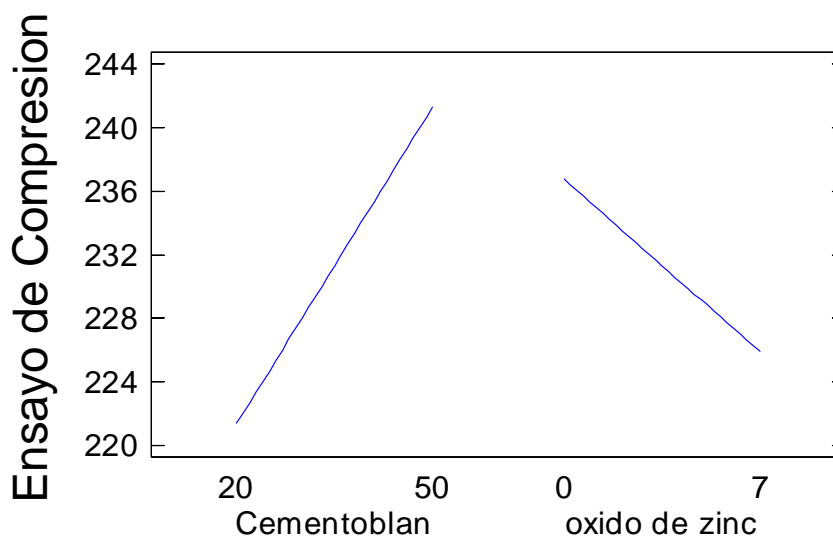
Fuente: Statgraphics

La Gráfica N° 4, se observa el diagrama de Pareto el cual se construye con el Cuadro Resumen del análisis del ensayo de Compresión del cemento resinoso Odontopediátrico modificado del cual podemos afirmar:

- La variable A Cemento blanco, tiene la mayor influencia en nuestra investigación, esta variable influye directamente en nuestro análisis.
- la variable B óxido de Zinc, tiene una buena influencia pero negativa, esto quiere decir que si agregamos más Oxido de Zinc perdemos resistencia a la comprensión.
- la interacción AB, que es la interacción de ambas variables tiene poca influencia pero a diferencia del grupo experimental A ahora es positiva, esto quiere decir que mejorara muestra mezcla la interacción de ambas variables.

Gráfico N° 5

Grafica de efectos principales para el ensayo de Compresión del cemento
resinoso Odontopediátrico modificado



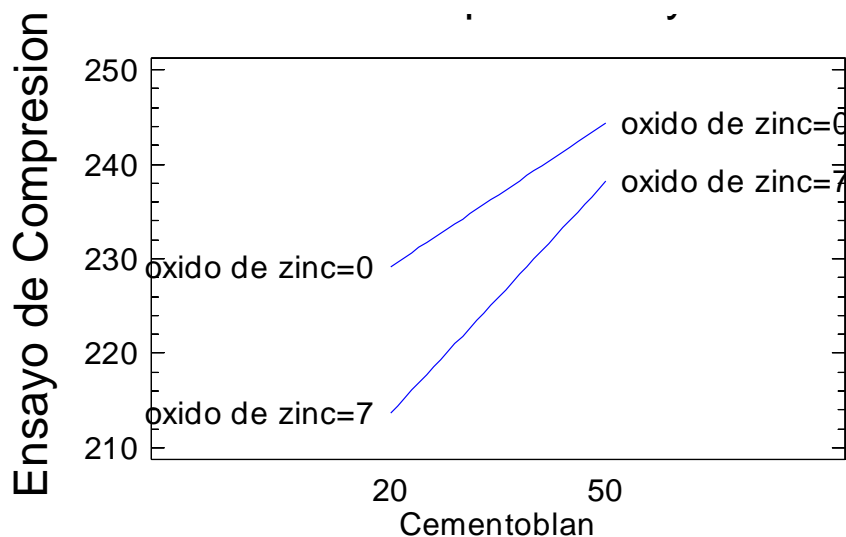
Fuente: Statgraphics

La Gráfica N° 5, muestra el gráfico de efectos principales donde se puede observar

- El efecto del variable cemento blanco, tiene una influencia directa en nuestra investigación por tener una pendiente positiva y casi vertical, tiene mayor influencia en nuestra mezcla.
- El óxido de Zinc tiene una influencia negativa por tener una pendiente negativa con esto quiere decir que si agregamos más óxido de Zinc perdemos resistencia a la compresión.

Gráfico N° 6

**Grafica de interacción para el ensayo de compresión del cemento resinoso
Odontopediátrico modificado**



Fuente: Statgraphics

La Gráfica N° 6, en esta grafica se observa la interacción de ambas gráficas, destacamos el hecho de la interacción que existe entre los dos factores en estudio, en ambas graficas no existe paralelismo entre las rectas trazadas. Con esto se demuestra la influencia de todas las variables en estudio

Tabla N° 9

**Análisis de la varianza para el ensayo de compresión del cemento resinoso
Odontopediátrico modificado**

Análisis de la Varianza para Ensayo de Compresión					
Fuente	suma de cuadrados	g.l.	Cuadrado medio	F - Ratio	P - Valor
A: Cemento blanco	1192,01	1	1192,01	822,08	0,0000
B: Óxido de zinc	354,253	1	354,253	244,31	0,0000
AB	65,3333	1	65,3333	45,06	0,0005
bloques	52,0467	2	26,0233	17,95	0,0029
Error total	8,7	6	1,45		
Total (corr.)	1672,35	11			

Fuente: Statgraphics

La tabla N° 9, En esta tabla vemos que todas las variables p-valor son menores de 0.05 con esto nos dice que todas son significativas al 95,0% de nivel de confianza. Ahora observando F – Ratio se puede apreciar que el mayor valor lo tiene la variable cemento blanco, es por esta razón que nuevamente decimos que es la más importante.

Tabla N° 10

**Coefficiente de regresión para el ensayo de compresión del cemento resinoso
Odontopediátrico modificado**

Coefficiente de regresión para Ensayo de Compresión	
Constante	231,333
A: Cemento blanco	9,96667
B: Óxido de zinc	-5,43333
AB	2,33333

Fuente: Statgraphics

La tabla N° 10, De esta tabla sacamos la ecuación de la regresión que ajustado a los datos nos quedaría de la siguiente manera:

$$\text{Ensayo de Compresión} = 231,333 + 9,96667 * \text{Cemento blanco} - 5,4333 * \text{óxido de zinc} + 2,33333 * \text{Cemento blanco} * \text{óxido de zinc}$$

Además el programa nos da como la óptima optimización que tiene un valor de **244,4 KN** como el valor óptimo en este ensayo

Esto quiere decir que podemos mejorar nuestra mezcla hasta el valor antes mencionado.

GRUPO EXPERIMENTAL C

Tabla N° 11

Resultados obtenidos del ensayo de compresión del Ionómero de vidrio
granulado Ketac molar Easymix

Grupo	Prueba #	Ensayo de compresión del Ionómero
C1	1	108.0 KN
	2	98.2 KN
	3	105.8 KN
	4	103.5 KN
	5	106.7 KN
	6	102.8 KN
	7	112.5 KN
	8	96.6 KN
	9	98.2 KN
	10	108.0 KN
Promedio		104.0 KN

Fuente: Propia

La tabla N° 11, se registra todos resultados obtenidos en el ensayo de compresión para el Ionómero

COMPARACIÓN DE RESULTADOS, GRUPO EXPERIMENTAL A, B, C y el IONÓMERO DE VIDRIO GRANULADO KETAC MOLAR EASYMIX

Tabla N° 122

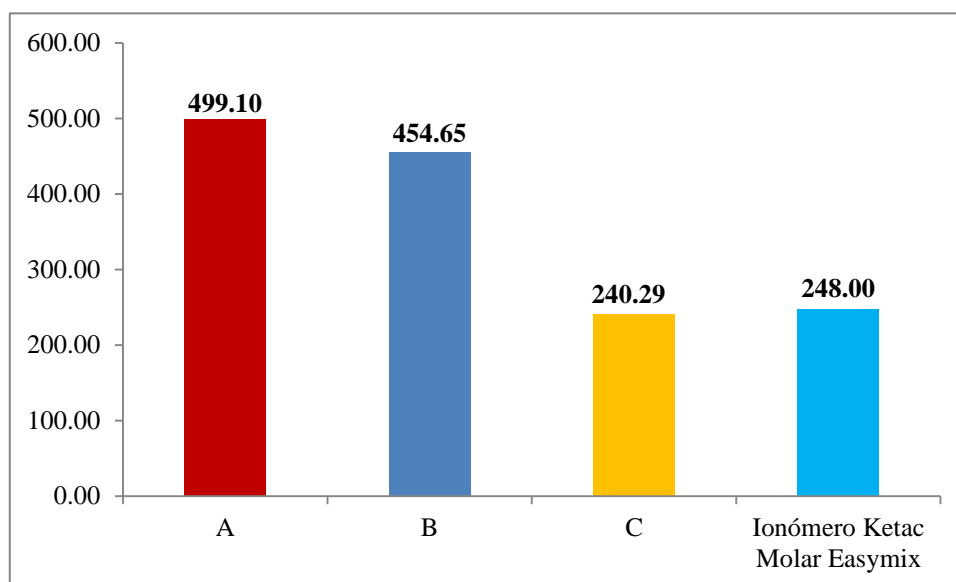
**Comparación de resultados de ensayo de compresión de los grupos
experimentales A, B, C y el Ionómero de vidrio granulado Ketac Molar Easymix**

Grupo experimentales	Ensayo de compresión de los grupos experimentales (promedios)
A	499.10 MPa
B	454.65 MPa
C	240.29 MPa

Fuente: Propia

La tabla N° 12, se registra todos resultados obtenidos en el ensayo de compresión de todos los grupos experimentales, y el valor de la ficha técnica del Ionómero granulado Ketac Molar Easymix, donde se observa que el grupo experimental A tiene el mayor valor, este grupo es del cemento (portland puro, portland tipo 1); y el dióxido de titanio. Además observamos el valor casi igual del grupo experimental C (Ionómero de vidrio granulado Ketac molar Easymix), con la ficha técnica del Ionómero de vidrio granulado Ketac molar Easymix.

Gráfico N° 7

**Diagrama de ensayo de compresión de resultados de los grupos experimentales
A, B, C y el Ionómero de vidrio granulado Ketac Molar Easymix**

Fuente: propia

La Gráfica N° 7, se construye esta grafica con los valores de la tabla 12 para tener una mejor visión y mejor interpretación, del cual podemos afirmar:

- El grupo experimental A, tiene el mayor valor, en comparación del Ionómero.
- El grupo experimental B, tiene un valor casi similar al grupo experimental A
- El grupo experimental C, tiene un valor casi similar a de la ficha técnica del Ionómero de vidrio granulado Ketac Molar Easymix
- El valor del Ionómero de vidrio granulado Ketac Molar Easymix, lo extraemos de la ficha técnica del producto.

DISCUSIÓN

El Cemento Resinoso Odontopediátrico, es un material experimental con capacidades todavía no estudiadas a profundidad, por el cual se tiene que continuar un estudio arduo para determinar sus efectos beneficiosos compararlos con otros materiales de igual composición.

Se ha encontrado ventajas mecánicas importantes con respecto a su resistencia a la comprensión, comparándolo con un material de uso semejante en Odontopediatría (Ionómero de vidrio granulado Ketac Molar Easymix), viendo la tabla vemos que el CROP y CROPm tienen valores por encima del Ionómero. Además dentro de la variación en las proporciones de CROP, CROPm y Ionómero de vidrio granulado Ketac Molar Easymix, podemos decir:

- El grupo experimental A tiene la mayor resistencia
- El dióxido de titanio tiene efecto negativo, esto quiere decir si agregamos más dióxido de titanio perderemos la resistencia a la comprensión.
- El Óxido de zinc, tiene el mismo comportamiento del dióxido de titanio
- La interacción AB, en el primer grupo experimental tiene efecto negativo mientras en el grupo experimental B, tiene efecto positivo; esto quiere decir que existe una reacción química en nuestra mezcla, pero de una manera mínima
- Nuestros valores del ensayo de comprensión del Ionómero de vidrio granulado Ketac Molar Easymix, es muy similar a los valores encontrados en su ficha técnica

CONCLUSIONES

Primera:

El valor promedio de resistencia mecánica a la compresión del CROP (cemento Resinoso Odontopodiátrico) es de 499.10 MPa. Seguido por el CROPm (Cemento Resinoso Odontopediátrico modificado) con un valor promedio de 454.65 MPa. Determinando así su alta resistencia a la compresión y logrando establecerse como materiales muy buenos, de acuerdo a su categorización.

Segunda:

El valor promedio de resistencia mecánica a la compresión del Ionómero de Restauración Ketac Molar Easymix es de 240.29 MPa, lo que significa que posee una buena resistencia a la compresión y es clasificado como un buen material de acuerdo a su categorización.

Tercera:

Existe una diferencia significativa entre la resistencia mecánica a la compresión de los materiales en estudio, siendo el CROP (Cemento Resinoso Odontopediátrico) el material que presenta más resistencia que el CROPm (Cemento resinoso Odontopediátrico modificando) y el Ionómero de vidrio Ketac Molar.

Cuarta:

Se ha determinado una similitud entre los valores promedios de resistencia a la compresión de las probetas de Ionómero de restauración Ketac Molar evaluadas en esta investigación comparada con los valores establecidos en su ficha técnica.

RECOMENDACIONES

- 1) Habiéndose comprobado la eficacia Mecánica en cuanto a Resistencia a la Compresión del CROP, se recomienda continuar con su investigación en áreas químicas y biológicas.
- 2) Se recomienda el uso de la información obtenida en el presente trabajo de investigación, para mejorar la composición del CROP(cemento Resinoso Odontopediátrico) y CROPm,(Cemennto resinososo Odontopediátrico modificando) y combinando los efectos negativos y positivos respectivamente en los grupos experimentales A y B, para la optimización del nuevo producto.
- 3) Se recomienda la comparación del CROP (Cemennto resinososo Odontopediátrico) con otros materiales de obturación para definir sus ventajas y debilidades respecto a su futura utilización en pacientes odontopediátricos.
- 4) Se recomienda, luego de un avanzado estudio del CROP, elaborar un protocolo de utilización que facilite su introducción al campo de materiales restauradores. Detallando las indicaciones para su uso y manipulación.

BIBLIOGRAFÍA

- 1) Barbería Leache E, Boj JR, Catalá M, Garcia-Ballesta C, Mendoza A. Odontopediatría. 2ªed. Barcelona: Masson; 2001.
- 2) Barrancos Mooney, Julio, Barrancos Patricio. Operatoria dental: Integración Clínica. Cuarta Edición. Edit. Panamericana. Argentina 2006
- 3) Craig, Robert G. Materiales en Odontología Restauradora. Edit. HarcourtBrace. Decima Edición. Madrid- España, 1998
- 4) Cuniberti de Rossi, Nelida. Lesiones Cervicales no Cariosas. Primera Edición. Editorial Medica Panamericana. .Argentina 2009
- 5) Kosatka, Steven H. Et al. Design and Control of Concrete Mixture. 14th Edición. Printed USA. 2002
- 6) Macchi RL. Materiales dentales. Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires, 2007.
- 7) Mondelli, José. Fundamentos de la Odontología Restauradora. Grupo Edit. Nacional Gen. Brasil, 2009
- 8) Nocchi Condeicao, Ewerton. Odontología Resaturadora: Salud y estética. Segunda Edición. Edit. Panamericana. Argentina 2006
- 9) Phillips. Ciencia de los Materiales Dentales. Undécima edición. Barcelona: Elsevier, 2004.
- 10) Steenbecker, Oscar. Et al. Principios y base de los biomateriales en Operatoria Dental Estética Adhesiva. Edit. Universidad de Valparaiso. España.
- 11) Vega del barrio, Jose María. Materiales Dentales: Fundamentos biológicos, clínicos, y físico-químicos. Madrid 1996

HEMEROGRAFIA

- 1) Alsubait, S.A. Et al. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, bioaggregate and biodentine. *Contemp Dent Pract.* 2014 May 1;15(3):336-40
- 2) Bedoya A, García C. Efecto del mineral trióxido agregado, cemento portland e hidróxido de calcio en el proceso de reparación de perforaciones radiculares en dientes de *Canis familiaris*. *Rev Estomatol Herediana.* 2009; 19(2):103-110.
- 3) Delgado CR, Ramirez JP, Yamamoto A. Liberación de fluoruro de dos cementos de ionómero de vidrio: estudio in vitro. *Rev. Odont. Mex,* 2014;18(2): 84-88
- 4) Estrada B. Análisis de biocompatibilidad de tres cementos selladores endodónticos y tres materiales de sellado apical sólido a base de cemento Portland. Trabajo de investigación como requisito parcial para obtener el grado de Maestría En Ciencias Odontológicas Con Especialidad En Endodoncia. Universidad Autónoma de Nuevo León, México 2011.
- 5) Islam I, Chng HK, Yap AUJ. Comparison of physical and mechanical properties of MTA and Portland cement. *Journal of Endodontics.* 2006; 32:193-7.
- 6) Juárez A. Comparación in vitro del grado de Dureza superficial Brinell del cemento Portland Puzolánico Tipo IP modificado y del cemento ionómero de vidrio de restauración, UCSM, Arequipa 2010. Tesis para optar el título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología de la Universidad Católica de Santa María, 2010.
- 7) Lahoud V. Cementos a base de vidrio ionómero. *Odontol. sanmarquina* 1998; 1 (1): 47-49

- 8) Manrique Y. Resistencia mecánica a la compresión de los materiales cemento Portland modificado resinoso y el ionómero de vidrio Ketac MolarTM, Arequipa, 2011. Tesis para optar el título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología de la Universidad Católica de Santa María, 2011.
- 9) Núñez R. Resistencia mecánica a la compresión de dos cementos ionómero de vidrio autopolimerizable Ionofil Molar y Ketac MolarTM Easymix, UCSM, Arequipa 2014. Tesis para optar el título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología de la Universidad Católica de Santa María, 2014.
- 10) Obando-Pereda GA, Torres-Chávez KE, Salas-Beltrán H, Hofling JF. Análisis de La composición química, capacidad de sellado apical y propiedades antimicrobianas Del MTA y Del cemento Portland. Endodoncia. 2009; 27(3): 111-20.
- 11) Rodríguez MR. Propiedades atómicas, físicas y mecánicas de los materiales dentales. Odont Moder, 2007; 3(34):4-5
- 12) Ruelas J. Comparación del grado de dureza superficial del Cemento Resinoso Odontopediátrico (CROP) y del Cemento Resinoso Odontopediátrico modificado (CROPm), Arequipa 2014. Tesis para optar el título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología de la Universidad Católica de Santa María, 2014.
- 13) Sobhnamavan F. Kazemi, O. Comparison of push-out bond strength of mineral trioxide aggregate and calcium enriched mixture cement as root end filling materials. Dent Res J (Isfahan). 2014 Sep;11(5):564-7.

INFORMATOGRAFÍA

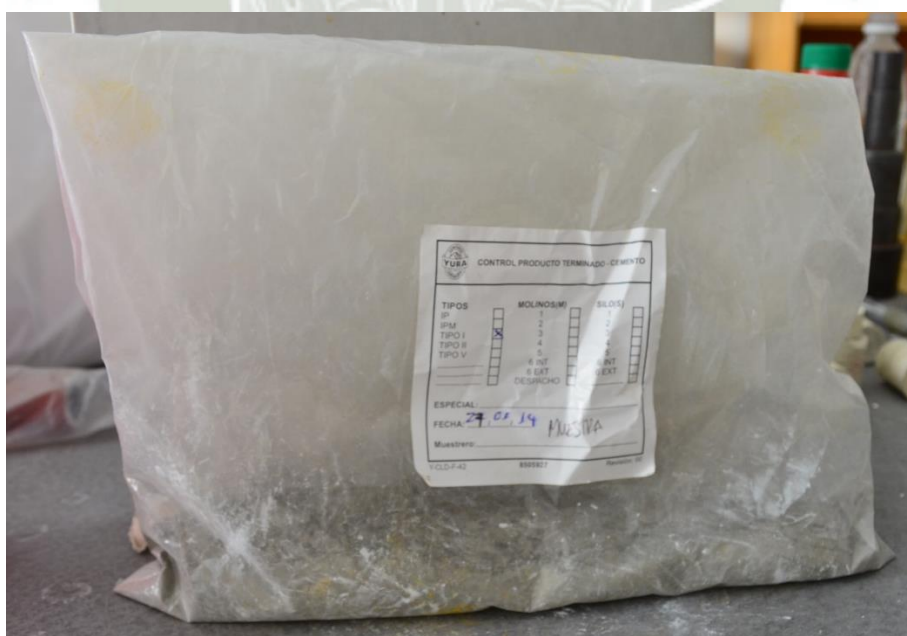
- 1) 3M. perfil técnico del producto. Ketac™ Molar Easymix. Material de Obturación de Ionómero de Vidrio. Disponible en: <http://multimedia.3m.com/mws/media/281923O/ketac-molar-info-tecnica.PDF>
- 2) Hidalgo RC, Mendez ME. Ionómeros de vidrio convencionales como base en la técnica restauradora de sándwich cerrado: su optimización mediante la técnica de acondicionamiento ácido simultáneo y selectivo. Acta odontológica, 2009; 4(17). Disponible en: <http://www.actaodontologica.com/ediciones/2009/4/art17.asp>
- 3) <http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/Leccion1.CementoPortland.GENERALIDAD ES.B.pdf>
- 4) [http://jada.ada.org/article/S0002-8177\(14\)63321-3/abstract](http://jada.ada.org/article/S0002-8177(14)63321-3/abstract)
- 5) <http://scielo.isiii.es/pdf/Odonto/v19n6/original3.pdf> sorción y solubilidad de materiales formuladas con resina

ANEXOS

- Materiales a utilizar para la preparación del CROP y CROPm



Cemento Portland Tipo I



Cemento Blanco



- **Balanza para medir la cantidades exactas de cada componente**



- **Fase de Mezclado**



- **Fase del llenado de probetas**



- **Preparación de probetas de Ionómero de Restauración Ketac Molar, según el fabricante**



- **Por ser cantidades grandes, se utilizara un recipiente adecuado**



- **Fase de Mezcla**



Obtención de probeta



Grupo Experimental A



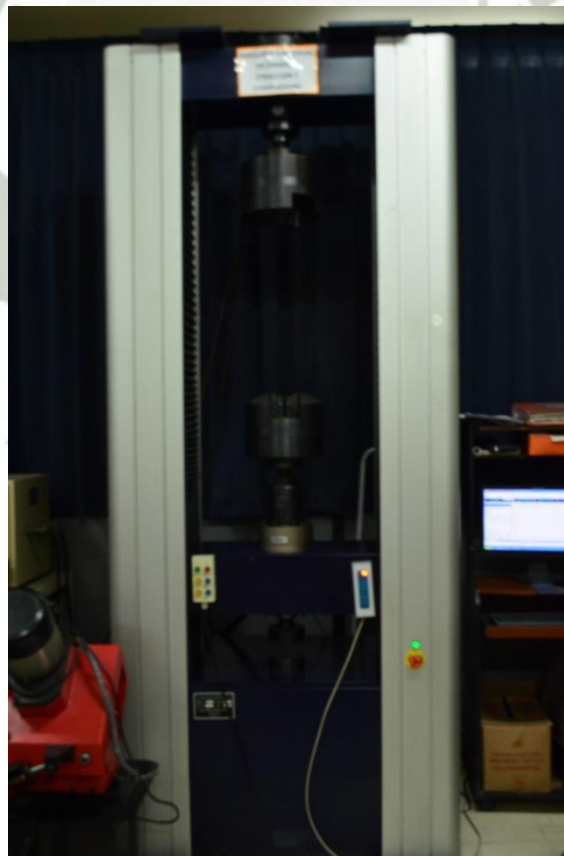
Grupo Experimental B



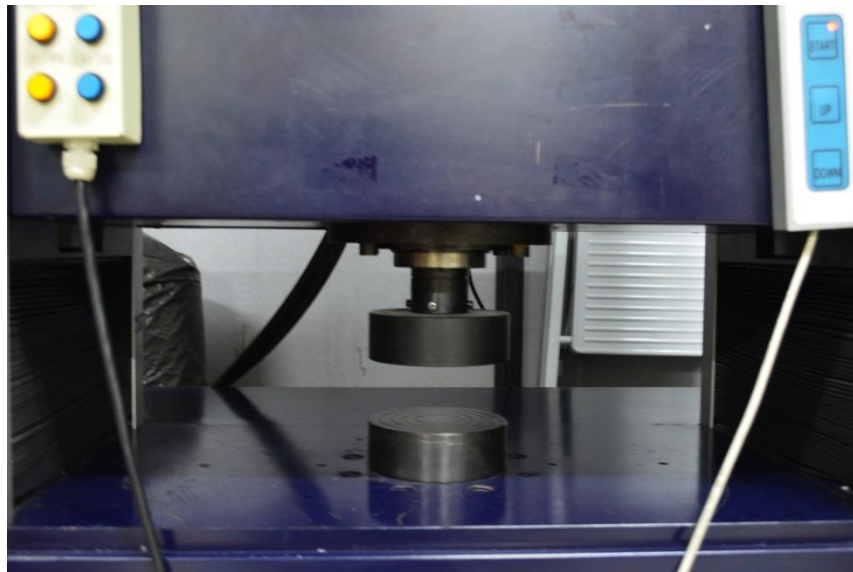
Grupo Experimental C



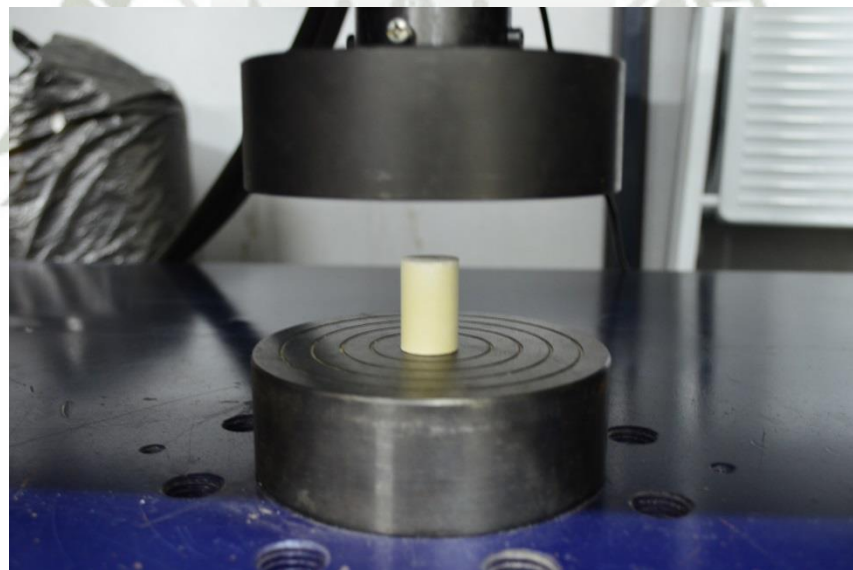
Maquina Universal de Ensayos



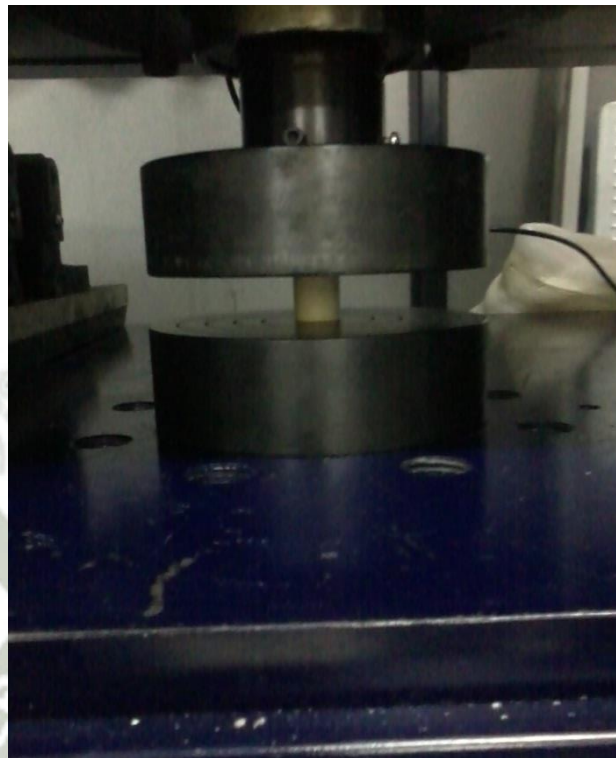
- **Prueba de Compresión**



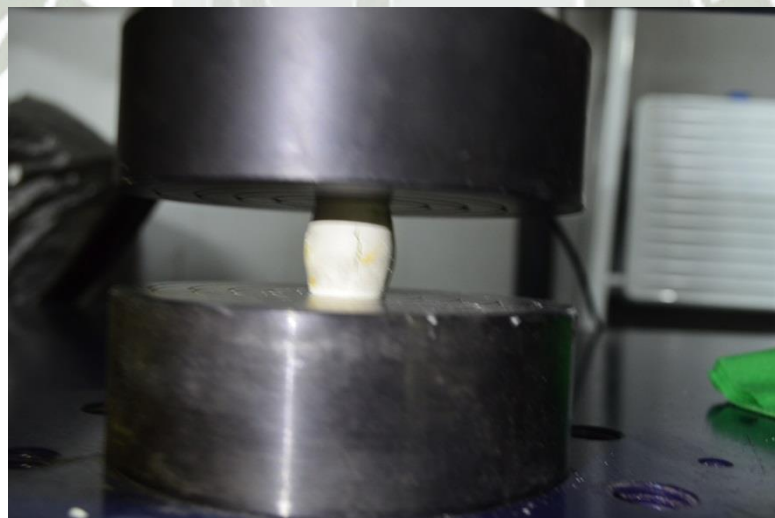
- **Colocación de Probeta**



- **Aplicación de fuerzas Compresivas**



- **Momento de fractura de la probeta**



- **Probetas ya evaluadas**

