



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE CEMENTOS
PROVISORIOS Y RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADOS EN PRÓTESIS
FIJA EN RELACIÓN A SUS PROPIEDADES FÍSICAS, QUÍMICAS Y
ANTIADHERENTES”**

TESISTA:

OD. LORENA VERGARA BASTÍAS

DIRECTOR:

PROF. DRA. ENRIQUE FERNÁNDEZ BODEREAU (h)

CÓRDOBA, 2013



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

Universidad Nacional de Córdoba

Facultad de Odontología

Escuela de Posgrado

Trabajo de tesis para optar al Título de
DOCTOR EN ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE CEMENTOS PROVISORIOS Y
RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADOS EN PRÓTESIS FIJA EN RELACIÓN A
SUS PROPIEDADES FÍSICAS, QUÍMICAS Y ANTIADHERENTES**

Doctoranda

Od. Lorena Vergara Bastías

Director de tesis

Prof. Dr. ENRIQUE FERNÁNDEZ BODEREAU (h)

2013

DOCTORANDA:

Od. Lorena Vergara Bastías

DIRECTOR DE TESIS:

Prof. Dr. Enrique Fernández Bodereau (h)

COMISIÓN DE DOCTORADO:

Prof. Dr. Claudio Ibáñez

Prof. Dra. Patricia Paglini

Prof. Dra. Elba Priotto

Prof. Dra. Andrea Kaplan

Este trabajo está dedicado.

A mis padres porque gracias a ellos he logrado ser lo que soy.

A Nicolás por estar siempre a mi lado.

A mi amiga Anita por estar siempre cuando la necesité.

AGRADECIMIENTOS

A la Facultad de Odontología de la Universidad de Concepción y a la Universidad Nacional de Córdoba por permitir el desarrollo de este programa de doctorado.

Al Dr. Mario Rodríguez por su compromiso, dedicación y su valioso asesoramiento.

A la Dra. Amalia Pooley por facilitar la infraestructura para el desarrollo de esta tesis.

Al Dr. Emilio Duffeu por proporcionarme su apoyo profesional para el desarrollo de este proyecto.

Al Dr. Homero Urrutia y a la Dra. Katherine Sossa por su respaldo científico.

A la Comisión de Tesis por sus valiosos aportes al desarrollo de esta investigación.

Al Dr. Enrique Fernández Bodereau por sus conocimientos para guiar esta tesis.

A mis colegas de la disciplina de Prótesis fija por sus aportes.

CERTIFICACIONES



Dr. *EMILIO DUFEU DELARZE*, Doctor en Ciencias Aplicadas, Jefe de Carrera Ingeniería Civil Mecánica, Departamento Ingeniería Mecánica Facultad de Ingeniería Universidad de Concepción,

CERTIFICA

Que los Ensayos de Resistencia a la Tracción y Análisis de Elementos Finitos efectuados en el desarrollo de la Tesis de Investigación para optar al Grado de Doctor titulada "ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE CEMENTOS PROVISORIOS Y RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADOS EN PRÓTESIS FIJA CON RELACIÓN A SUS PROPIEDADES FÍSICAS, QUÍMICAS Y ANTIADHERENTES" realizada por la Od. Lorena Vergara Bastías han sido realizadas en estas dependencias y bajo mi tutoría, reuniendo las condiciones necesarias para su ejecución.

Estos análisis fueron realizados en el periodo comprendido entre los meses de marzo y diciembre del año 2007.

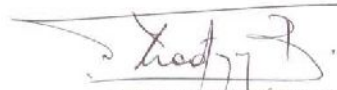


Concepción, 28 de Septiembre de 2012.

UNIVERSIDAD DE CONCEPCION



UNIVERSIDAD DE
CONCEPCION
RECONOCIDA POR
RESOLUCION N° 2010/1959/2016
RECONOCIMIENTO NACIONAL
RECONOCIMIENTO INTERNACIONAL



Dr. MARIO RODRÍGUEZ BAEZA Doctor en Química,
Profesor Asociado del Departamento de Polímeros de la
Facultad de Ciencias Químicas de la Universidad de
Concepción.

CERTIFICA

Que los Análisis Térmicos efectuados en el desarrollo de la Tesis de Investigación para optar al Grado de Doctor titulada "ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE CEMENTOS PROVISORIOS Y RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADOS EN PRÓTESIS FIJA CON RELACIÓN A SUS PROPIEDADES FÍSICAS, QUÍMICAS Y ANTIADHERENTES" realizada por la Od. Lorena Vergara Bastías han sido realizados en estas dependencias y bajo mi tutoría reuniendo las condiciones necesarias para su ejecución.

Estos análisis fueron realizados entre los meses de marzo a julio del año 2008.

CIUDAD UNIVERSITARIA, 28 de septiembre de 2012.

Barrio Universitario s/n Concepción Chile
Teléfonos:
Email:

UNIVERSIDAD DE CONCEPCION



UNIVERSIDAD
ACREDITADA 6^{ta}
NOV 2010 | NOV 2016
DIPLOMADO EN ODONTOLÓGIA
DIPLOMADO EN ODONTOLÓGIA
DIPLOMADO EN ODONTOLÓGIA



Dra. AMALIA POOLEY-TOPALI, Doctor en Química
Profesor Titular del Departamento de Polímeros de la Facultad
de Ciencias Químicas de la Universidad de Concepción.

CERTIFICA

Que los Estudios de Solubilidad efectuados en el desarrollo de la Tesis de Investigación para optar al Grado de Doctor titulada "ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE CEMENTOS PROVISORIOS Y RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADOS EN PRÓTESIS FIJA CON RELACIÓN A SUS PROPIEDADES FÍSICAS, QUÍMICAS Y ANTIADHERENTES" realizada por la Od. Lorena Vergara Bastías han sido realizados en estas dependencias y bajo mi tutoría reuniendo las condiciones necesarias para su ejecución.

Estos análisis fueron realizados entre los meses de Mayo del año 2009 a Enero del año 2010.

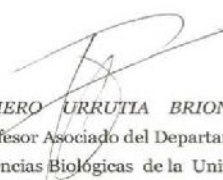
CIUDAD UNIVERSITARIA, 24 de septiembre de 2012.

*Barrío Universitario s/n Concepción Chile
Teléfonos
Email:*

UNIVERSIDAD DE CONCEPCION



UNIVERSIDAD
ACREDITADA
NOV 2010 | NOV 2016
CONSEJO RESOLUCION
SISTEMAS Y PRACTICAS DEL MUNDO
SEPTENTRIONAL



Dr. HOMERO URRUTIA BRIONES, PhD en Ciencias Ambientales, Profesor Asociado del Departamento de Microbiología de la Facultad de Ciencias Biológicas de la Universidad de Concepción.

CERTIFICA

Que los Estudios de Adherencia Microbiana efectuados en el desarrollo de la Tesis de Investigación para optar al Grado de Doctor titulada "ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE CEMENTOS PROVISORIOS Y RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADOS EN PRÓTESIS FIJA CON RELACIÓN A SUS PROPIEDADES FÍSICAS, QUÍMICAS Y ANTIADHERENTES" realizada por la Od. Lorena Vergara Bastías han sido realizadas en dependencias del Centro de Biotecnología de la Universidad de Concepción, bajo mi tutoría y la supervisión de la PhD Katherine Sossa reuniendo las condiciones necesarias para su ejecución.

Estos análisis fueron realizados entre los meses de marzo a diciembre del año 2008 y de Marzo a noviembre del año 2009.

CIUDAD UNIVERSITARIA, 28 de septiembre de 2012.



Barrio Universitario s/n Concepción Chile

UNIVERSIDAD DE CONCEPCION



UNIVERSIDAD
ACREDITADA 6^{ta}
NOV 2010 | NOV 2016
CALIDAD, INNOVACIÓN, RESPONSABILIDAD
ACREDITACIÓN INTERNACIONAL

Dr. RICARDO OLIVA CARRASCO, *Doctor en Química*,
Jefe Laboratorio de Microscopía Electrónica, Dirección de
Investigación de la Universidad de Concepción

CERTIFICA QUE:

El procesamiento de la muestras y examen de ellas en M.E.B. y Análisis Elemental para el desarrollo de la Tesis de Investigación para optar al Grado de Doctor titulada "ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE CEMENTOS PROVISORIOS Y RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADOS EN PRÓTESIS FIJA CON RELACIÓN A SUS PROPIEDADES FÍSICAS, QUÍMICAS Y ANTIADHERENTES" realizada por la Od. Lorena Vergara Bastías han sido realizadas en estas dependencias, utilizando para ello el Microscopio Electrónico de Barrido, marca Jeol Jem 6380 LV., con sistema de Análisis EDS Marca Oxford Instruments.



Ciudad Universitaria ,28 de Septiembre de 2012.

Barrio Universitario s/n Concepción Chile



[Handwritten Signature]
Dr. PATRICIO BARBOZA ZAPATA, Magíster en Bioestadística,
docente en cargo de la Asignatura de Bioestadística de la Facultad de
Odontología de la Universidad San Sebastián.

CERTIFICA

Haber realizado el análisis estadístico de la Tesis de Investigación para
optar al Grado de Doctor titulada "ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO
DE CEMENTOS PROVISORIOS Y RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADOS
EN PRÓTESIS FIJA CON RELACIÓN A SUS PROPIEDADES FÍSICAS,
QUÍMICAS Y ANTIADHERENTES" realizada por la Cirujano Dentista
Lorena Vergara Bastías.

Concepción, 28 de septiembre de 2012.

Lientur 1457
Concepción, Chile
T (41 2) 400 030 / 400 0331
www.uts.cl

ÍNDICE

Dedicatoria	3
Agradecimientos	4
Certificaciones	5
Resumen	14
Summary	15
1- Introducción	16
2- Antecedentes. Marco Teórico	23
2.1- Características del Eugenol	26
2.2 Características del zinc	28
2.3 Cementos de Óxido de Zinc- Eugenol	28
2.4 Cementos de Óxido de Zinc sin Eugenol	33
2.5- Resinas Acrílicas de Autopolimerización	34
3 Implicancia Clínica	39
4 Infraestructura	40
5- Hipótesis	41
6- Objetivos	42
6.1 Objetivo General	42
6.2 Objetivos Específicos	42
7- Materiales y Método	43
7.1- Tipo de Estudio	43
7.2 Materiales en Estudio	43
7.3 Análisis de Resistencia a la Tracción	44
7.3.1 Justificación del método	44
7.3.2 Diseño de la probeta del muñón	44
7.3.3 Preparación de la corona provisoria	45
7.3.4 Preparación de los cementos	46
Medición de la Interface: cara interna de la obturación	46
7.3.5 provisoria cara externa del Muñón	46
7.3.6 Procedimiento	46

7.3.7	Ejecución de la prueba	47
7.4	Análisis de Elementos Finitos	48
7.4.1	Aplicación de la fuerza de tracción	48
7.5	Análisis Térmico	50
7.5.4	Procedimiento	50
7.6	Análisis de Solubilidad	52
7.6.1	Preparación de las muestras	52
7.6.2	Preparación de saliva artificial	52
7.6.3	Procedimiento experimental	53
7.6.4	Microscopía electrónica de barrido (SEM)	54
7.6.5	Análisis de elementos por SEM	54
7.7	Análisis Microbiológico	55
7.7.1	Estudio de adherencia bacteriana en medio de cultivo	55
7.7.1.1	Preparación de los soportes	55
7.7.1.2	Obtención de las cepas	55
7.7.1.3	Inóculo	55
7.7.1.4	Cultivo de la muestra	56
7.6.1.5	Resuspensión de la biopelícula	57
7.6.1.6	Siembra en placas	57
7.6.1.7	Recuento de colonias	58
7.7.2	Estudio de Adherencia Bacteriana en Saliva Natural	59
7.7.2.1	Obtención de la muestra de saliva	59
7.7.2.2	Determinación de células viables	59
7.7.2.3	Inóculo	60
7.7.2.4	Preparación de los soportes	60
7.7.2.5	Cultivo de la muestra	61
7.7.2.6	Resuspensión de la biopelícula	61
7.7.2.7	Siembra de la biopelícula	62
7.7.2.8	Recuento en placa	62
7.7.2.9	Tinción de Gram	62

7.7.3	Microscopía electrónica de barrido para análisis microbiológico	63
7.8	Análisis Estadístico	65
8	Resultados	66
8.1	Determinación de la resistencia a la tracción	66
8.2	Modelado por elementos finitos	73
8.3	Análisis térmico	75
8.4	Análisis de solubilidad	85
8.5	Análisis elemental	108
8.6	Análisis microbiológico	140
9	Discusión	158
10	Conclusiones	169
11	Referencias Bibliográficas	172

RESUMEN

Este estudio comparó las características físicas, químicas y antibacterianas de cementos en base a óxido de zinc con y sin eugenol y resinas acrílicas de autopolimerización de distintas marcas comerciales.

Los métodos utilizados fueron una combinación de ensayos in vitro y virtuales. En primer lugar, se realizó un estudio de resistencia a la tracción de coronas provisionales realizadas en resinas acrílicas cementadas con cementos temporales sobre una probeta que simula un muñón dentario realizado en metal.

Luego se desarrolló un análisis de elementos finitos, para ello se realizaron modelos del muñón, de la interface de cemento y de la corona provisoria y se determinó la fuerza de resistencia a la tracción. Este resultado se comparó con el estudio experimental de resistencia a la tracción determinado previamente.

También se analizaron las propiedades térmicas, la solubilidad y la capacidad de adherencia bacteriana de los materiales analizados.

Esta investigación experimental corroboró los resultados obtenidos en los estudios de resistencia a la tracción tanto in vitro como por elementos finitos; también determinó que los materiales en estudio son estables a temperaturas mayores a la temperatura bucal.

SUMMARY

This study compared the physical, chemical and antibacterial properties of cements compounded of zinc oxide with and without eugenol and autopolymerization acrylic resins of different trademarks.

Methods used were to combine in vitro and virtual trials. First of all, experimental study of tensile strength in acrylic resin provisional crowns cemented with temporary cements was carried out in test tube simulating metal dental stump.

Then, analysis of finite elements was carried out making stump, cement interface and temporary crown models defining tensile strength force. This result was compared with tensile strength experimental analysis previously established.

Also, thermal properties, solubility and bacterial adherence capacity of materials under study were analyzed.

This experimental research confirmed the results obtained from tensile strength studies both in vitro and virtual analysis. Furthermore, it was found that materials under study are stable when temperatures are higher than oral temperature.

1.- INTRODUCCIÓN

La odontología tiene como objetivo primordial devolver la armonía al sistema estomatognático de los individuos y, basándose en el conocimiento científico, utiliza diferentes técnicas y materiales que deben cumplir con ciertos requisitos tanto mecánicos como biológicos.¹ En el área de la odontología restauradora las prótesis fijas tienen como objetivo recuperar la corona clínica de los elementos dentarios²; este tratamiento protésico implica la confección de coronas provisionales en su inicio, por lo que se considera que estas cumplen un rol fundamental debido a que deben mantener, mejorar y / o cambiar la función oclusal, fonética y estética en el paciente por diversos períodos de tiempo.¹⁻³ Actualmente se realizan con resinas acrílicas en base a polimetacrilato de metilo, poli (etil/iso-butil/vinil metacrilatos) y epiminas^{4,5,6} y se cementan con cementos temporales.²

En general, las resinas acrílicas que conforman las coronas provisionales cumplen con los requisitos estéticos, biológicos, mecánicos y funcionales por un periodo de tiempo que permite dar término al tratamiento definitivo. Entre las desventajas de estos materiales, tiene gran importancia clínica la porosidad, la absorción de líquidos y la adherencia bacteriana⁶, lo que les da el carácter de elementos transitorios.

Desde los inicios de la odontología, el uso de los cementos dentales ha sido necesario para la unión de las restauraciones con el tejido dentario remanente. La función más importante del cemento temporal es proporcionar un sellado, para prevenir la filtración marginal y la irritación pulpar^{7, 8}; junto con esto deben proteger al diente de los cambios térmicos.^{2,8} Los requerimientos retentivos para los cementos temporales indican que deben ser lo suficientemente fuertes para retener la restauración provisional, pero tienen que permitir su fácil retiro de la preparación dentaria cuando sea necesario⁹.

Entre las desventajas de los cementos dentales que tienen gran importancia clínica, se describen la solubilidad ante los fluidos orales, la falta de retención provocando sensibilidad dentinaria, caries y pérdida de la restauración⁵. Al mismo tiempo, genera en el paciente incomodidad, mayor permanencia en el sillón dental y desconfianza respecto a su tratamiento.¹

La bibliografía reporta que los diferentes agentes cementantes y resinas acrílicas varían considerablemente en relación a la solubilidad, a sus

propiedades mecánicas y a la forma de retención a la estructura dentaria remanente⁴. Estudios previos de Lodding y Lepe han encontrado diferencias significativas entre los diferentes tipos de cementos y resinas acrílicas en relación a la resistencia a la tracción entre el agente cementante y la estructura dentaria, a la solubilidad, a la colonización bacteriana y al comportamiento térmico entre otras.^{3,9}

Basándose en lo anteriormente expuesto, esta investigación tiene como objetivo comparar in vitro las propiedades físicas, químicas y de adherencia bacteriana de resinas acrílicas de autopolimerización y cementos en base a óxido de zinc con y sin eugenol, para generar nuevos antecedentes científicos que permitan al clínico tomar las mejores decisiones de acuerdo con cada caso clínico.

En el desarrollo de este estudio se compararán dos diferentes marcas comerciales de resinas acrílicas de autopolimerización (Alike de GC y Structur de Voco) y tres marcas comerciales de cementos en base a Óxido de zinc con y sin eugenol (Tempbond de Kerr, Freegenol de Voco y Relyx temp ne de 3M espe). Entre los estudios que se realizaran se aplicarán: análisis de resistencia a la tracción, método de elementos finitos, análisis térmico, análisis de solubilidad, estudios de adherencia bacteriana, análisis elemental y microscopía electrónica de barrido, con el fin de comprobar la hipótesis de que los cementos provisorios sobre la base de óxido de zinc y eugenol y la resina acrílica de la marca Alike tienen mejores propiedades físico-químicas y mejores propiedades antibacterianas que los cementos que no presentan eugenol y la resina acrílica de autopolimerización de la marca Structur.

Antecedentes del método de elementos finitos

Este método se comenzó a utilizar en los años 40 en análisis elástico-lineal de estructuras de geometría y condiciones de borde simple. Actualmente es posible simular el comportamiento de una variada gama de procesos tecnológicos y fenómenos físicos con condiciones de borde de mediana complejidad.

La utilización del Método de Elementos Finitos se hace efectiva cuando la complejidad geométrica y las condiciones de borde no permiten obtener una solución analítica, lo que ocurre en la mayoría de los casos reales.

De manera muy simple el Método de Elementos Finitos consiste en:
Definir un modelo. La situación real se simplifica al mínimo necesario para que

pueda ser representada mediante las herramientas que posee el Método de Elementos Finitos.

Discretización del modelo. El modelo se divide en un número finito de partes (elemento finito) de manera tal que cada parte tenga una geometría y condiciones de contorno simples. La discretización se define por un conjunto de nodos (coordenadas de puntos) y elementos. El enlace de un cierto número de nodos define los elementos.

Aproximación de la solución. Se asume la forma de la función de aproximación de la solución dentro de cada elemento finito. Estas funciones son normalmente polinomiales lineales, cuadráticas o cúbicas.

Definición del comportamiento. La solución del problema físico se plantea utilizando métodos de aproximación global como:

- Rayleigh-Ritz. El comportamiento físico se modela mediante un funcional asociado a la energía del sistema y su solución se obtiene buscando la estacionalidad de dicho funcional, para la función de aproximación asumida.
- Residuos Ponderados (Galerkin). El modelo se representa a través de las ecuaciones diferenciales que gobiernan el comportamiento físico del problema y su solución se obtiene minimizando el residuo de las ecuaciones diferenciales en el dominio, según la función de aproximación asumida.

Etapas para el cálculo con ordenador

Se distinguen tres bloques bien diferenciados que componen el proceso de cálculo de estructuras mediante el empleo de elementos finitos.

Preprocesador: El objetivo principal es definir la discretización del modelo de la estructura mediante nodos y elementos. Estos son los puntos de control de la estructura discretizada a través de los cuales se introducen datos y se obtienen resultados. Esta etapa la ejecuta el usuario y es la que demanda el mayor tiempo de trabajo (aproximadamente el 70%), siendo fundamental en la calidad de los resultados.

Solver: Es el proceso en el que el ordenador genera los sistemas de ecuaciones de los elementos, los ensambla y resuelve el sistema reducido una vez aplicadas las condiciones de borde.

Postprocesador: Esta etapa corresponde al análisis de los resultados efectuada por el usuario. En la actualidad los resultados se visualizan de manera gráfica,

siendo necesario recurrir a los resultados numéricos generalmente sólo en las zonas críticas.

Es importante destacar que las conclusiones a las que se llega deben considerar tanto los resultados como la construcción del modelo del problema analizado.

Fundamentación del método para el análisis térmico

Análisis térmico corresponde a un conjunto de técnicas en las que se determina una propiedad física de un material en función de la temperatura, mientras se lo somete a un programa de temperatura controlado. Se pueden distinguir más de una docena de métodos de análisis térmicos que difieren en las propiedades medidas. Estos métodos encuentran una amplia aplicación tanto en el control de calidad como en investigación. Los efectos del calor sobre los materiales pueden ser variados y producir cambios en muchas de sus propiedades. En el análisis térmico, los cambios de peso con el aumento de la temperatura configuran la base de la termogravimetría (TG), mientras que la medida de los cambios de energía con la temperatura constituye la base de la calorimetría diferencial de barrido (DSC). Así por ejemplo, la termogravimetría informa cuándo una muestra pierde o gana masa y cuánto, mientras que el DSC indica si un cambio químico o físico es endotérmico o exotérmico, es decir, si absorbe o libera energía y es capaz de medir la cantidad de calor (ΔH , entalpa) involucrado en un cambio. Este instrumento permite medir las temperaturas de fusión, calores (entalpías) de fusión y descomposición y temperaturas de cristalización, siendo estas en general las más típicas. Esta técnica es de interés tanto científico como tecnológico y de mucho interés para las investigaciones que se hacen en polímeros, catálisis, cristales líquidos, biopolímeros, compuestos orgánicos, entre otras. En general, estas técnicas se pueden aplicar al estudio de cualquier material.

La representación de la masa o del porcentaje de masa en función del tiempo o de la temperatura se denomina termograma o curva de descomposición térmica. Por tal razón se determina la estabilidad térmica de distintos materiales. Los cambios de masa se deben a que los materiales a ciertas temperaturas se descomponen con formación de productos gaseosos, por lo que el material sufre cambios químicos.

El conocimiento de las temperaturas de descomposición condiciona el uso tecnológico. El uso de esta técnica es vital para los polímeros, catalizadores,

compuestos orgánicos e inorgánicos, etc. Así, es posible determinar tanto las temperaturas iniciales y finales de descomposición, como las temperaturas de descomposición máximas. También se puede determinar la cantidad de masa descompuesta en distintas etapas de descomposición.

Los instrumentos comerciales empleados en termogravimetría constan de: a) una balanza analítica sensible; b) un horno; c) un sistema de gas de purga para proporcionar una atmósfera inerte y d) un microprocesador para el control del instrumento y la adquisición y visualización de datos.

a) Balanza analítica

Durante el procedimiento, se utiliza una balanza, asequible comercialmente en diferentes diseños, capaz de proporcionar información cuantitativa sobre muestras cuyas masas van desde 1 mg hasta 100 g. Si bien el soporte de la muestra debe estar situado en el horno, el resto de la balanza debe estar aislado térmicamente.

b) Horno

El intervalo de temperaturas de la mayoría de los hornos que se usan en termogravimetría va desde la temperatura ambiente hasta 1500 ° C. Se pueden variar las velocidades de calentamiento o enfriamiento del horno.

c) Sistema de gas de purga

Normalmente se utiliza nitrógeno o argón para purgar el horno y prevenir la oxidación de la muestra.

Preparación de muestra

En general, todas las muestras son aceptables, y se adiciona una cantidad relativamente pequeña de muestra sobre una cápsula de platino o de material cerámico, y dependiendo del modelo, esta se suspende, mediante un soporte, de un alambre en forma de gancho quedando finalmente en el interior del horno que a su vez está aislado del exterior. La propia termobalanza se utiliza para pesar la masa inicial de muestra.

Control del instrumento y análisis de los resultados.

La temperatura registrada en un termograma es idealmente la temperatura real de la muestra. Esta temperatura puede, en principio, obtenerse introduciendo un pequeño termopar directamente en la muestra. Sin embargo, este procedimiento rara vez se sigue debido a las posibles descomposiciones catalíticas de las muestras, a sus potenciales contaminaciones y a los errores de pesada que provienen de las terminaciones del termopar. Debido a estos problemas, las temperaturas registradas se miden generalmente con un pequeño termopar localizado lo más cerca posible del contenedor de la muestra. Las temperaturas registradas dan entonces la temperatura real de la muestra.

Las termobalanzas modernas utilizan normalmente un dispositivo para el control de la temperatura, el cual es capaz de comparar automáticamente el potencial de salida del termopar con una tabla que relaciona potenciales con temperaturas que se almacena en la memoria. El microordenador utiliza la diferencia entre la temperatura del termopar y la temperatura especificada para ajustar el potencial del calentador.

Utilizando este método es posible alcanzar una concordancia excelente entre el programa de temperatura y la temperatura de la muestra. La reproducibilidad típica de un programa concreto es de ± 2 °C en todo el intervalo de operación del instrumento.

Aplicaciones

Los métodos termogravimétricos están limitados por las reacciones de descomposición y de oxidación y por procesos tales como la vaporización, la sublimación y la desorción.

Entre las aplicaciones más importantes de los métodos termogravimétricos se encuentra el estudio de polímeros. Los termogramas proporcionan información sobre las temperaturas y etapas de descomposición y sobre los mecanismos de descomposición de diversas preparaciones poliméricas. Además, los modelos de descomposición son característicos de cada tipo de polímero y, en algunos casos, pueden ser utilizados con finalidades de identificación.

TGA, Análisis térmico gravimétrico

Mide el cambio de masa, en función del tiempo o de la temperatura. Los gráficos controlados por computadora pueden calcular pérdidas masa, las temperaturas máximas del orden de 1250° C y atmósferas variables. La velocidad de calentamiento típica es, por ejemplo, 10° C por minuto. Funciona desde la temperatura ambiente a 1250 ° C, dependiendo del modelo.

DSC, Calorimetría diferencial de barrido

Es una técnica de análisis térmico que se utiliza para medir las temperaturas y los flujos del calor asociados a transiciones en materiales, en función del tiempo o de la temperatura. Tales medidas proporcionan la información cuali y cuantitativa sobre los cambios físicos y químicos que implican procesos endo y exotérmicos, o los cambios en la capacidad calórica. Los sistemas disponibles cubren la gama de temperaturas del orden de - 80° a 1600° C con atmósferas variables.

2.- ANTECEDENTES. MARCO TEÓRICO

A lo largo de los años, los cementos de uso odontológico se han empleado como material de restauración para obturaciones temporales y también para fijar restauraciones definitivas en forma temporal o permanente. También existen cementos para usos específicos en periodoncia, endodoncia y cirugía.^{5,6}

Los cementos en base a óxido de zinc, con o sin eugenol, se destacan entre los de uso temporal. Para la selección del material de cementación temporal se consideran los siguientes factores: tiempo de permanencia en boca, resistencia de la estructura dentaria remanente, forma de retención de la cavidad, posición de la pieza dentaria en la arcada, material restaurador definitivo, grado de dificultad en la remoción, estética y susceptibilidad del individuo a la caries dental.²

La resina acrílica con la que se realiza la restauración provisoria debe tener buenas propiedades mecánicas y baja solubilidad para resistir las fuerzas de desalojo de la preparación.¹⁰ Las restauraciones provisionales deben ser fácilmente removidas de los pilares.² Las propiedades químicas, físicas y mecánicas de estos productos solo permiten su utilización con finalidades temporales y se emplean en algunas ocasiones por la facilidad y rapidez en el manejo.¹¹

Los cementos provisionales comúnmente utilizados son aquellos que presentan óxido de zinc y eugenol, los cuales son fácilmente removidos de la superficie de la restauración.^{2, 12} La presencia de eugenol provee una acción bacteriostática^{12, 13} y también antiinflamatoria.^{12, 14-16}

Los cementos de cinquenol se desintegran en los fluidos bucales⁶; en las pruebas realizadas in vitro, con agua destilada, se solubilizan en 1,5%. La solubilidad se debe en parte a su descomposición hidrolítica, produciéndose eugenol e hidróxido de zinc. Estos cementos son antisépticos en estado plástico y tienen buena compatibilidad con los tejidos blandos y duros del diente.^{4, 17}

La selección del agente cementante, de acuerdo con el grado de retención de los dientes pilares, es la de cementos en base a óxido de zinc y eugenol y, cuando la capacidad retentiva es limitada se prefiere cementos con alta resistencia a la tracción y compresión. En este caso, los cementos en base a óxido de zinc y eugenol reforzados con polímeros son los indicados.²

En relación a este tema se destacan los siguientes estudios:

Lewinstein, I et al. estudiaron la adición de fluoruro de estaño (SnF_2) el cual aumentó la retención de las coronas temporales cementadas con cementos con óxido de zinc sin eugenol, pero no afectó la retención de los cementos con eugenol. La filtración de coronas cementadas con cementos temporales con y sin la incorporación de SnF_2 fue similar. Sin embargo, la adición de SnF_2 aumentó la solubilidad de los cementos.¹⁷

Este mismo autor, junto a N. Fuhrer, et al. observó la retención y filtración en cementos provisionarios agregándoles Duraphat barniz; los resultados de este estudio sugieren que el Duraphat barniz puede ser exitoso mezclado con el cemento provisional para coronas simples provisionales.

P. Baldissara y col. estudiaron los cementos más usados en prótesis fija provisoria y concluyeron que los que contienen óxido de zinc eugenol son fáciles de remover desde la preparación dentaria y tienen menor costo. Además, el óxido de zinc y eugenol tiene efectos sedantes en hipersensibilidad dentinaria y propiedades antibacterianas, según trabajos realizados por K. Markowits y H. Trowbridge;^{14, 15} desafortunadamente, altera la polimerización de algunas resinas usadas en la ejecución de coronas provisionarias. Por esta razón, productos libres de eugenol, los cuales a menudo contienen una base de hidróxido de calcio u otras sustancias biocompatibles, fueron introducidas hace algún tiempo, las cuales reducen la propagación bacteriana a la corona provisoria. Algunos estudios han sugerido la adición de pastas antibióticas¹⁸ o tetraciclina al 10%.¹³ En el estudio realizado por P. Baldissara se demostró que todos los materiales analizados presentaron diferentes grados de microfiltración.¹²

Lepe, X y col.⁹ determinaron que la función más importante del cemento temporal es proporcionar un sellado, para prevenir la filtración marginal y la irritación pulpar.⁷ Los requerimientos retentivos para los cementos temporales es que estos deben ser lo bastante fuertes para retener la restauración provisional, pero a su vez deben permitir su fácil retiro de la restauración provisoria cuando sea necesario. Las coronas realizadas con polimetilmetacrilato fueron más retentivas que las de composite; no hubo diferencias significativas entre los 4 cementos temporales cuando se prepararon siguiendo las instrucciones del fabricante.

Olin, P. S. y col. estudiaron la adición de Petrolatum al cemento, la cual afectó significativamente la retención. Las fuerzas retentivas variaron en los sistemas analizados en los cementos sin eugenol aumentando la retención

significativamente en los cementos que contienen eugenol.¹⁹

Millstein, P.L.²⁰ determinó que algunos cementos son adhesivos y otros son débiles en retención; hay diferencias importantes en los valores de retención entre los cementos analizados, incluyendo significativas diferencias en la retención de un cemento con respecto a 6 semanas de envejecimiento periódico. Los cementos temporales con moderadas resistencias compresivas son recomendados para la cementación de coronas temporales de acrílico, mientras que los cementos con bajas resistencias compresivas son indicados en la cementación temporal de restauraciones permanentes. Por lo tanto, el conocimiento de las propiedades de los cementos permite al odontólogo evaluar la retención de la corona provisoria con un determinado cemento temporal. El envejecimiento es un factor importante al examinar los cementos temporales y permanentes; por otra parte, es preciso también evaluar la retención del cemento en el tiempo.

También, Lewinstein, I y col.²¹ demostraron que los cementos temporales combinados con Duraphat barniz pueden mejorar las condiciones clínicas durante un tiempo prolongado de inserción del tratamiento.

El trabajo de Yap y col.²² estudió estos materiales para provisionales determinando que son susceptibles de ser ablandados por efecto de soluciones de etanol; las resinas de bis-acryl composite son en general más blandas que el metilmetacrilato y el uretano metacrilato, los cuales son más resistentes a los efectos de la degradación por solventes.

López G, Barguil J, López E.¹⁶ demostraron que los materiales de cementación juegan un rol importante en el sellado, relleno de los espacios entre la preparación dentaria y la restauración así como en la retención misma. Los cementos tienen un alto potencial de disolución en los fluidos orales y cambios de temperatura, provocando filtración e invasión bacteriana y produciendo posteriormente problemas de sensibilidad y caries dentales.

G. Christensen reportó que un factor negativo en el uso de cemento de óxido de zinc sin eugenol ocasionalmente causa sensibilidad en los dientes durante el uso del provisional.²³

Ishikiriama, A. y col. determinaron que la eficacia del cemento de óxido de zinc – eugenol es cuestionable, porque el eugenol deteriora el interior de la superficie de la corona de resina acrílica. Por lo tanto, cuando las coronas provisionales se cementan con óxido de zinc-eugenol presentan una mayor filtración marginal.²⁴

Abo-Hamar, S.E. et al. estudiaron el efecto de los cementos temporales en base a óxido de zinc con o sin eugenol en la resistencia de la unión de cerámica cementada a la dentina con cementos adhesivos y determinaron que el uso de cementos temporales, ya sea que contengan eugenol o no, no altera la fuerza de retención de las restauraciones cerámicas cementadas a la dentina con los sistemas adhesivos que probaron, si los cementos temporales se eliminan por excavadora o chorro de arena.²⁵

Cardoso, M. y col. evaluaron la influencia de la zona de aplicación del cemento provisional sobre la adaptación marginal de coronas provisionales. Para ello determinaron cuatro sitios de aplicación en la corona provisoria: aplicaron cemento en todas las superficies internas de la corona, a excepción de la superficie oclusal, también lo hicieron al margen cervical de la corona y al margen del diente en cervical, y determinó que completar de cemento provisional la corona, incluida la superficie oclusal, siempre generó mayores discrepancias marginales en comparación con los otros sitios de aplicación.²⁶

Akashia, estudió la resistencia a la tracción y la adaptación marginal de coronas cementadas con distintos tipos de cementos temporales sobre réplicas de acero inoxidable de pilares de implantes, entre ellos, cementos en base a óxido de zinc con y sin eugenol. Los espesores para cada agente de cementación se midieron utilizando un microscopio de medición comparativo (Mitutoyo). Después de la cementación de cada grupo, las muestras fueron sometidas a pruebas de resistencia a la tracción con una máquina universal de ensayos (Kratu). Estas pruebas de resistencia a la tracción dieron los siguientes valores: Tempbond 58,5 N (+ / - 14,8), Tempbond NE, 51 N (+ / - 8,2).¹⁰

2.1 CARACTERÍSTICAS DEL EUGENOL

El eugenol es un derivado fenólico extraído de la esencia de clavo de olor (*Syzygium aromaticum*); también se puede extraer de pimienta, hojas de laurel, canela y alcanfor^{27,28}. El porcentaje de eugenol puro que se puede extraer del clavo de olor es un 3% aproximadamente.^{14,29} Es de consistencia líquida y aceitosa, de color amarillo claro, soluble en alcohol y escasamente en agua.²⁷

En 1873 Chisolm lo incorporó a la práctica odontológica mezclándolo con óxido de zinc para formar eugenolato de zinc, masilla que se colocaba directamente en cavidades cariosas.²⁸

Mecanismo de acción

Entre las propiedades atribuidas al eugenol se encuentran el alivio del dolor al adaptarlo en una cavidad cariosa.³⁰ Es también, un inhibidor irreversible de la conducción nerviosa y, en concentraciones bajas, es capaz de reducir la transmisión sináptica de la neuromusculatura.^{14, 28}

El eugenol inhibe la ciclooxigenasa³⁰, favoreciendo el efecto analgésico y anestésico al lograr inhibir la síntesis de prostaglandinas.¹⁴ A bajas concentraciones inhibe la actividad nerviosa de manera reversible, como un anestésico local.²⁸

El eugenol inhibe la quimiotaxis de los neutrófilos^{14, 28} y presenta también capacidad antioxidante.^{31, 32}

En altas concentraciones tiene un efecto bactericida atribuido a los compuestos fenólicos por degeneración de proteínas, lo que se traduce en daño a la membrana celular.^{14, 28} También inhibe el crecimiento de varios organismos fúngicos patógenos, ya sea solo o combinado con timol o carvacrol, los que pueden ser eficaces en el tratamiento de enfermedades infecciosas orales. También se han estudiado los efectos antibacterianos del óxido de zinc–eugenol contra bacterias aeróbicas y anaeróbicas.³¹

Toxicidad

A pesar de que se usa en bajas concentraciones el eugenol puede llegar a provocar lesiones cáusticas o quemaduras superficiales cuando se coloca en forma directa y en altas concentraciones; en los tejidos blandos, la gravedad del daño es proporcional al tiempo de exposición, a la dosis y a la concentración.^{28,33}

2.2 CARACTERÍSTICAS DEL ZINC

Su nombre proviene del alemán antiguo “Zink” que significa origen oscuro. Fue reconocido como elemento químico en 1746, cuando el químico alemán Andrés Segismundo Marggraf lo aisló en forma pura calentando la calamina, un mineral mezcla de silicato y carbonato de zinc, con carbón de leña.

El zinc es un elemento metálico brillante de color blanco azulado, cuyos puntos de fusión y de ebullición son 419,9° C y 907° C, respectivamente; su símbolo químico es Zn. Como consecuencia de su estructura electrónica el

único estado de oxidación del zinc es +2 de manera que no participa en reacciones de óxido - reducción y sus compuestos químicos más frecuentes son el óxido (ZnO), haluros (ZnX_2), donde ($X = Cl, Br, I$), y sales como nitrato, sulfato o acetato.³⁴

El zinc inhibe el metabolismo celular de las bacterias orales,³⁵ alterando la producción de ácido, y actúa en forma sinérgica con otros agentes como el triclosán o la hexetidina.³⁶

Las sales de zinc³⁷ como el citrato, sulfato, cloruro y lactato inhiben la formación de sarro y la formación de los compuestos volátiles de sulfuros producidos en la cavidad oral. Existe una relación inversa entre la concentración de este elemento y la producción de ácido en el biofilm dental.^{38,39}

Toxicidad del zinc

La toxicidad del zinc es relativamente baja si el control homeostático es eficiente, así como la intoxicación crónica es poco probable.⁴⁰

2.3 CEMENTOS DE ÓXIDO DE ZINC – EUGENOL

Cemento que se utiliza como obturación temporal, de consistencia dura, que endurece a través de una reacción de fraguado y que se usa tanto en tejidos blandos como duros.^{2, 5,6}

Se utiliza como obturador en endodoncia, como apósito en cirugía oral y periodontal.^{5, 41}

Este cemento es muy utilizado en odontología porque es fácil de manipular, no irrita los tejidos, es antiinflamatorio, antibacteriano, radio-opaco, proporciona un buen aislamiento térmico, da un sellado marginal aceptable¹⁰; sin embargo, presenta algunas desventajas como fraguado lento, baja resistencia al desgaste y a la compresión, es soluble, se desintegra con facilidad^{6, 42} y afecta la unión de la resina a la dentina.⁴³⁻⁴⁵

Tabla N° 1. Composición general de los cementos de óxido de zinc eugenol ⁴

Polvo		Líquido	
Óxido de Zinc	69%	Eugenol	85 %
Resina Blanca	29,3 %	Aceite de Oliva	15 %
Estearato de Zinc	1,0 %	Agua	
Acetato	0,7		

Reacción de fraguado

El eugenol se obtiene por destilación, su estructura química es 4 – alil 2- metoxifenol.^{29,43}

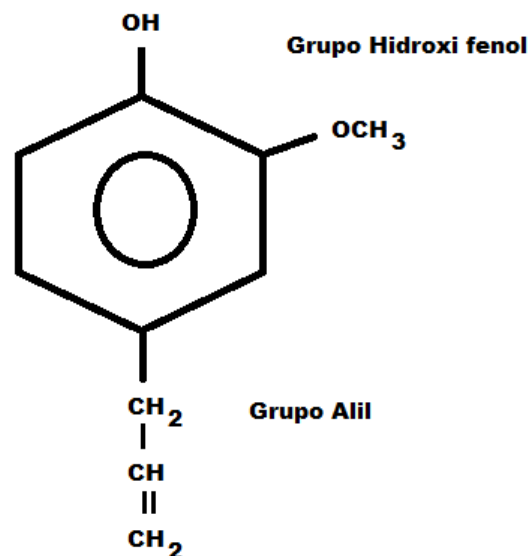


Figura N°1. Fórmula química del eugenol ^{4,46}

Dos moléculas de eugenol reaccionan con una molécula de óxido de zinc formando un quelato, eugenolato de zinc cristalino. Si se deshidrata completamente el polvo de óxido de zinc, antes de mezclarlo con el eugenol el grupo metóxilo, en posición orto con respecto al grupo hidroxilo fenólico, permite la formación de dos anillos quelatos de cinco componentes con el zinc. Se estableció que la primera reacción consiste en la hidrólisis del óxido de zinc y su transformación en hidroxilo y para que la reacción de fraguado ocurra es imprescindible la presencia de agua. El agua es probablemente uno de los

productos de la reacción, en consecuencia la reacción es autocatalítica. El óxido de zinc con un 2% de agua produce mezclas que necesitan hasta 24 horas para endurecer, mientras que la presencia de un 5% de agua en el óxido de zinc, reduce el tiempo de fraguado a unos 15 minutos. La velocidad de fraguado se ve afectada por el tamaño de las partículas (partículas pequeñas de polvo de óxido de zinc fraguan más rápido), por la proporción polvo : líquido (cuanto más alta la proporción, más rápido el fraguado). En general, se exigen tiempos de fraguado que van desde los 4 hasta los 10 minutos, pero para los cementos de fraguado más rápidos su límite inferior es hasta los 2 minutos.^{5, 6,29}

Para acelerar la reacción de fraguado se han incorporado sales como acetato de zinc, acetato de plata, propionato de zinc y succinato de zinc, además de otras sustancias químicas incorporadas con este objetivo, como son el alcohol, agua y el ácido acético glacial.⁴

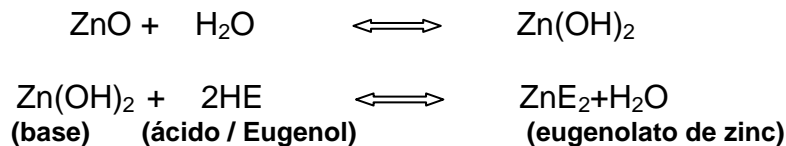


Figura N°2. Esquema de la reacción química^{4,29}

La masa sólida de cemento está formada por una matriz de eugenolato de zinc (compuesto quelático cristalino), constituido por cadenas octaédricas gracias a la presencia de agua (largos cristales en forma de vaina), polvo de óxido de zinc que no ha reaccionado y eugenol sin reaccionar.^{29, 43}

Liberación del eugenol a partir de óxido de zinc- eugenol

El eugenol, desde que se forma la mezcla de cemento, no está disponible por simple difusión fuera de la masa de forma inmediata; se descubrió que el eugenol era liberado a partir del óxido de zinc – eugenol (ZOE) por hidrólisis; el exceso de agua rompe los enlaces simples y como resultado se libera eugenol y óxido de zinc insoluble^{29,47}



Figura N°3. Reacción química de la hidrólisis del óxido de zinc – eugenol

Cuando el óxido de zinc - eugenol se pone en contacto con un medio acuoso, como en la saliva o los fluidos dentinarios, ocurre su hidrólisis. La mayor velocidad de liberación de eugenol ocurre durante los primeros segundos después de entrar en contacto con los fluidos, alcanzando su peak en una hora en la saliva (211+/- 39 nmol/min.) y hasta 3 horas y de ahí en adelante la velocidad de liberación disminuye exponencial y lentamente hasta alcanzar los valores mínimos a los 14 días (0,4 nmol / min. en la saliva). La liberación de eugenol a partir de Tempbond (6,2 mg eugenol / l) es similar al rango que se observa a partir del óxido de zinc-eugenol (4,4 mg eugenol / l).⁴³

Propiedades Físicas

La variedad de composiciones de los cementos de óxido de zinc-eugenol y sus numerosas aplicaciones, hacen que resulte difícil establecer una especificación para estos productos. La especificación N° 30 de la ADA del año 1990 para cementos de óxido de zinc con y sin eugenol, establece normas para los diferentes tipos de cementos, dando valores límites para determinar las propiedades.⁵

En cuanto a la resistencia a la compresión se requiere un valor máximo de 35 Mpa para los cementos provisionales. Los cementos de óxido de zinc sin eugenol tienen una resistencia similar a los cementos con eugenol⁵ y la retención es proporcional a la compresión.^{6, 5,48}

Tabla N°2. Especificación N° 30 de la ADA, propiedades físicas de los cementos

Tipo I (temporales) en base a óxido de zinc y eugenol

Cemento	Tiempo de fraguado 37°C(min)	Resistencia a la compresión 24 hrs. (Mpa)	Máx. solubilidad y desintegración 24 (hrs.) (%)	Espesor de la película Máx. (μ)
Clase1 (P/L) con Eugenol	4-10	35 máx.	2,5	25
Clase 2 ^a (P/P) con Eugenol	4-10	35 máx.	2,5	25
Clase 2 ^b (P/P) sin Eugenol	4-10	35 máx.	2,5	25
Clase 3 (P/P) no Fraguable	-	-	-	25

2.4 CEMENTOS DE ÓXIDO DE ZINC SIN EUGENOL

Son cementos que no presentan eugenol en su composición para eliminar la acción irritante de este.⁴

Tabla N°3. Composición química de los cementos de óxido de zinc sin eugenol⁴

Polvo	Líquido
Óxido de Zinc	Ácido Carbólico

En relación a su composición, el óxido de zinc se combina con ácido carbólico que es un derivado del ácido ortoetoxibenzoico, el cual puede venir solo o mezclado con alcohol etílico y además se les puede adicionar agentes antibacterianos u otros medicamentos para mejorar sus propiedades.

Reacción química

Al mezclarse el óxido de zinc con el ácido carbólico se produce una reacción de saponización que finalmente hará que el producto endurezca sin que la reacción sea afectada por el calor ni la humedad.⁴

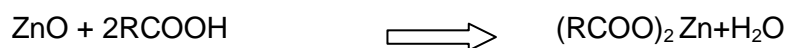


Figura N°4. Reacción química de los cementos de óxido de zinc sin eugenol⁴

2.5 RESINAS ACRÍLICAS DE AUTOPOLIMERIZACIÓN

Polímeros

La palabra plástico deriva del griego *plastikos*, que significa moldeable. Este término se aplica a sustancias de distintas estructuras y naturalezas que carecen de un punto fijo de ebullición y poseen, durante un intervalo de temperaturas, propiedades de elasticidad y flexibilidad que permiten moldearlas y adaptarlas a diferentes formas y aplicaciones.¹¹ También se utiliza para cierto tipo de materiales sintéticos obtenidos mediante reacciones de polimerización, obteniéndose largas cadenas moleculares de compuestos orgánicos derivados del petróleo y otras sustancias naturales. Las moléculas básicas de los plásticos se denominan polímeros y se encuentran presentes en estado natural en algunas sustancias de origen vegetal y animal.¹¹ A partir de los años 50 se ha masificado el uso de estos materiales. En este periodo se han ido inventando más plásticos y, sobre todo, se han multiplicado sus aplicaciones. Las resinas están compuestas por moléculas de gran tamaño. La forma y la morfología específica de la molécula determinan si la resina es una fibra, un material rígido o una goma.¹¹

Uno de los derivados más importantes es el metacrilato de metilo que se usa en odontología.^{4,6}

Las resinas sintéticas tienen una gran variedad de aplicaciones en odontología entre ellas: sellantes, materiales de obturación, materiales de cementación, prótesis fija y removible, prótesis máxilofacial, entre otras.^{4,6}

Según su comportamiento térmico se pueden clasificar en polímeros termoplásticos y termofraguables dependiendo si se ablandan al calentarse.⁶

El uso de polímeros de metacrilato se ha masificado en odontología, debido a sus propiedades biológicas, físicas, estéticas, estabilidad química y facilidad de manipulación.^{6,11}

Las características más relevantes de los polímeros son el hecho de que se componen de moléculas muy grandes y que su estructura molecular es capaz de adoptar configuraciones y conformaciones casi ilimitadas.¹¹ La longitud y el entrecruzamiento, la extensión de las ramificaciones y la organización de las cadenas son características básicas de los polímeros y limitan las propiedades de los materiales poliméricos.¹¹

La polimerización es una reacción intermolecular repetitiva y funcionalmente es capaz de continuar indefinidamente. Cuanto más larga es la cadena del polímero mayor será la interacción entre ellas, por lo tanto, cuanto mayor sea la longitud de la cadena, más difícil será alterar el material polimérico y por ello propiedades como la rigidez, la resistencia y la temperatura de fusión aumentan al incrementarse la longitud de las cadenas.⁶

Las resinas sintéticas polimerizan al azar a partir de centros activos y por lo tanto, dependiendo de la capacidad de las cadenas para crecer, forman largas cadenas. Desde el punto de vista biológico es importante destacar que la polimerización no suele completarse totalmente y que las moléculas de monómero residuales se pueden eliminar de los materiales poliméricos; en ocasiones, estos compuestos de bajo peso molecular pueden provocar reacciones adversas de tipo alérgicas.⁶

Características de las resinas dentales

La resina acrílica debe ser insípida, inodora, no tóxica y no debe irritar o dañar los tejidos bucales. Para cumplir estos requisitos debe ser totalmente insoluble e impermeable en la saliva y en cualquier otro fluido que se lleve a la boca.⁶

La resina debe tener la suficiente fuerza y resiliencia, así como la resistencia necesaria para soportar las fuerzas de masticación, de impacto y el uso que se le pueda dar en la cavidad bucal. El material también debe ser dimensionalmente estable frente a los cambios térmicos y las variaciones en las cargas.¹¹

La resina no debe producir humos tóxicos ni polvo durante la manipulación. Debe ser fácil de mezclar, insertar, moldear y polimerizar. Las complicaciones clínicas, como la inhibición de oxígeno, la contaminación de saliva y sangre, deben afectar poco o nada a los resultados de cualquier procedimiento de manipulación. Además, el producto final debe ser fácil de pulir, y, en caso de ruptura, de reparación sencilla.

La resina debe ser translúcida o transparente y ha de poder pigmentarse de manera que se pueda mimetizar con los tejidos orales que reemplaza. Sin embargo, no debe haber ningún cambio en el color o aspecto del material después de su fabricación.

A pesar de que los polímeros de metacrilato cumplen, de manera aceptable, todos los requisitos mencionados anteriormente, todavía no se ha

encontrado la resina que reúna todos estos criterios ideales. Las condiciones presentes en la cavidad oral son muy complejas y sólo los materiales inertes y más estables químicamente pueden resistir dichas condiciones sin deteriorarse.

Composición química de las resinas acrílicas de autopolimerización^{4,6}

Están formadas por polímero y un monómero. El polímero se presenta en forma de polvo finamente pulverizado y está formado por:

- Polímero: Polimetacrilato de metilo
- Iniciador: Peróxido de Benzoílo como iniciador en una proporción muy baja 0.3 a 3 %. Otro activador utilizado es un derivado del ácido sulfínico.
- Inhibidor: Hidroquinona
- Colorantes

El monómero: se presenta a la forma como líquido transparente, volátil, inflamable y de olor penetrante compuesto por:

- Metacrilato de metilo.
- Activador: Dimetil-p-toluidina (amina terciaria)
- El agente entrecruzante viene junto con el monómero, siendo el más utilizado el dimetacrílate de etileno al 5%.

Al monómero se le adiciona una pequeña cantidad de inhibidor de polimerización para asegurar su estabilidad en el almacenaje; este prolonga la fecha de expiración del material. El agente químico utilizado como inhibidor es el monometil éter de hidroquinona al 0.0006%.

Reacción de polimerización

Las resinas acrílicas derivan del etileno y contienen un grupo vinilo (-C = C-) en su forma estructural: $H_2C=CHR$.

Existen al menos dos tipos de resinas acrílicas importantes en odontología. Una serie derivada del ácido acrílico, $CH_2 = CHCOOH$, y la otra del ácido metacrílico, $CH_2 = C(CH_3)COOH$. Ambos compuestos polimerizan por adición. A pesar de que los poliácidos son duros y transparentes, su polaridad, relacionada con el grupo carboxilo, hace que absorba agua. El agua tiende a separar las cadenas, ablandándolas y hace que pierdan resistencia.^{4,6}

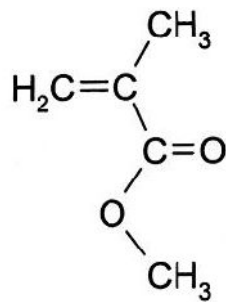


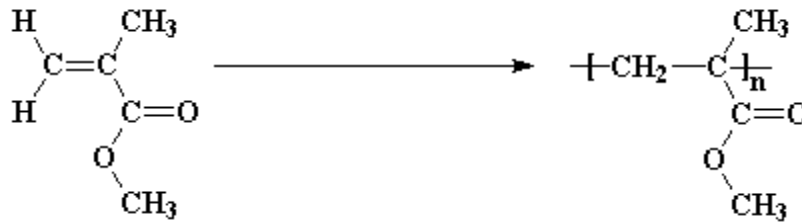
Figura N°5. Molécula de metilmetacrilato

En realidad, el polimetilmetacrilato como tal, no se emplea en odontología; en cambio, el monómero de metilmetacrilato líquido se mezcla con el polímero en polvo, se disuelve parcialmente y se forma una masa plástica que luego polimeriza; el grado de polimerización va a depender de las condiciones de esta tales, como la temperatura, el método de activación, el tipo y la concentración del iniciador, la pureza de los elementos químicos, entre otras condiciones.⁶

El polimetilmetacrilato es una resina transparente, transmite la luz en el rango ultravioleta a una longitud de onda de 250 nm. Se trata de una resina dura con un número de dureza Knoop de entre 18 y 20; tiene una resistencia a la tracción de aproximadamente 60 MPa, una densidad de 1,19 g/cm³ y un módulo de elasticidad cercano a 2,4 GPa.⁶

Este polímero es químicamente muy estable al calor, se ablanda a 125° C y puede moldearse como un material termoplástico. Entre los 125° y 200°C se produce la depolimerización y a los 450° C el 90% del polímero se depolimeriza y se forma el monómero así: el polimetilmetacrilato de gran peso molecular se degrada a un polímero inferior y al mismo tiempo se convierte en monómero.⁶

Al igual que todas las resinas acrílicas, el polimetilmetacrilato tiende a absorber agua mediante un proceso de imbibición. El polimetilmetacrilato es un polímero lineal y, por ello, es soluble en muchos solventes orgánicos.⁶



Metacrilato de Metilo Activador Polimetilmetacrilato

Figura N° 6. Reacción de formación del polimetilmetacrilato

Estudios de biocompatibilidad

Hay gran variedad de materiales utilizados para realizar coronas provisionales a las piezas dentarias mientras se fabrican las restauraciones definitivas. La biocompatibilidad de estos materiales es importante para la protección de los dientes y la encía, pero en la literatura existe escasa información sobre este tema. Ergün G estudió los efectos tóxicos en las células de los epitelios de los materiales utilizados para construir coronas provisionales y prótesis fija plural provisionales, manipulados por vía intraoral o extraoral. La toxicidad de estos discos se evaluó en la Madin Darby, línea celular de riñón bovino (MDBK). Los cambios morfológicos celulares se observaron al microscopio en las horas 3, 6, 12, y 24 por el método de difusión. Después de la tercera hora, Artglass y Structur producen síntomas citotóxicos. Temdent tenía los menores efectos tóxicos al final de la hora 12. Sin embargo, después de la hora 24, los valores tóxicos fueron similares para todos los materiales. Los resultados de este estudio muestran que, aunque la respuesta de toxicidad de los materiales de autopolimerización y de fotopolimerización había cambiado en diferentes períodos de tiempo, todos tenían los mismos efectos tóxicos al cabo de 24 horas.⁴⁹

3.- IMPLICANCIA CLÍNICA

Este estudio in vitro comparativo pretende evaluar las propiedades físico-químicas y antiadherentes de diferentes cementos provisorios con base de óxido de zinc con y sin eugenol y dos resinas acrílicas de autopolimerización de uso frecuente en prótesis fija. Los resultados permitirán al clínico seleccionar el cemento y la resina acrílica que le proporcione los mejores resultados de acuerdo con la indicación del caso clínico.

4.- INFRAESTRUCTURA

Las muestras se prepararon en la asignatura de prótesis fija I de la facultad de Odontología de la Universidad de Concepción (Chile).

El análisis de resistencia a la tracción y de elementos finitos se realizaron en el departamento de ingeniería mecánica de la facultad de Ingeniería de la Universidad de Concepción.

Los análisis térmicos y de solubilidad fueron ejecutados en la Facultad de Ciencias Químicas de la Universidad de Concepción.

Los estudios de adherencia bacteriana se realizaron en el Centro de Biotecnología de la Universidad de Concepción.

Los estudios de microscopía electrónica y de análisis elemental fueron realizados en la dirección de investigación de la Universidad de Concepción.

5.- HIPÓTESIS

Se puso a prueba la siguiente hipótesis:

Los cementos provisionales sobre la base de óxido de zinc y eugenol y la resina acrílica de la marca Alike tienen mejores propiedades físico-químicas (mayor resistencia a la tracción, mejores cualidades térmicas y solubilidad) y poseen mejores propiedades antibacterianas sobre *st. sanguis* y *st. mutans* que los cementos que no presentan eugenol y la resina acrílica de autopolimerización de la marca Structur.

6.- OBJETIVOS

6.1- OBJETIVO GENERAL

Comparar in vitro las propiedades físicas, químicas y antiadherentes de 3 cementos provisionales con base de óxido de zinc con y sin eugenol y 2 resinas acrílicas de autopolimerización.

6.2- OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar y comparar la resistencia a la tracción de los materiales en estudio.
2. Determinar y comparar el comportamiento térmico de los cementos provisionales y de las resinas acrílicas mediante análisis de TGA y DSC.
3. Determinar y comparar la solubilidad del cemento provisorio y de la resina acrílica en saliva artificial a diferentes concentraciones de cloruro de calcio, fluoruro de sodio y pH salival en el tiempo.
4. Determinar y comparar la degradación de los cementos y resinas acrílicas en la saliva.
5. Determinar la presencia de cloruro de calcio a una concentración de 110 y 220 mg y de fluoruro de sodio en concentraciones de 2500 y 400 ppm en los materiales en estudio.
6. Medir y comparar las propiedades adherentes de los cementos y resinas acrílicas en estudio.

7.-MATERIALES Y MÉTODOS

7.1- TIPO DE ESTUDIO

Este trabajo es un estudio experimental “in vitro” en el cual los materiales son sometidos a diferentes pruebas.

7.2- MATERIALES EN ESTUDIO

Se sometieron a estudio los siguientes materiales:

Resinas Acrílicas de Autopolimerización marcas:

- Alike de la empresa GC, fabricado en U:S:A. Lote N° 0608041
- Structur 2 SC, color A3, de la empresa Voco, fabricado en Alemania. Lote N° 819287

Cemento Provisional en base a óxido de zinc – eugenol marca:

- Temp bond de la empresa Kerr, fabricado en U.S.A. Lote248170

Cementos Provisionales en base a óxido de zinc sin eugenol marca:

- Relyx temp NE de la empresa 3M ESPE, fabricado en Alemania. Lote N° 275812
- Freegenol de la empresa GC, fabricado en Japón. Lote N° 606251

7.3- ANÁLISIS DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN

7.3.1- Justificación del método

El ensayo de tracción de un material consiste en someter una probeta normalizada construida con el material en estudio a un esfuerzo axial de tracción creciente, hasta que se produce la ruptura de la probeta.

7.3.2- Diseño de la probeta del muñón

El diseño de la parte superior de la probeta se realiza con el software computacional Solid Edge y está basado en la preparación dentaria de un muñón para una corona periférica completa metálica de la pieza 46, según Shillingburg¹ y el vástago inferior está limitado por las medidas que acepta la máquina de tracción. Se fabricó en bronce y aluminio.

La fabricación de esta estructura se divide en dos partes. La primera corresponde a la obtención de una estructura gruesa mediante fresadora y la segunda consiste en el acabado de la zona a trabajar, la cual se lleva a cabo con una máquina CNC de 5 ejes. Este proceso se repite tanto para la probeta de bronce como para la de aluminio.

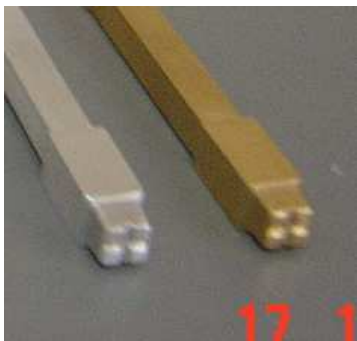


Figura N°7 Probeta de bronce con características de un muñón dentario de la pieza 46.

7.3.3- Preparación de la corona provisoria ^{8,50}

La corona provisoria se prepara con un diente de stock marca Marche, que corresponde a un primer molar inferior derecho, con el que se construye una corona provisoria en la probeta del muñón de metal. Luego, a este provisorio se le toma una impresión con silicona por adición marca President de Coltene. La impresión sirve de matriz a la resina acrílica para la confección de la restauración provisoria. Esta se deposita en estado fluido en la impresión y cuando el acrílico llega a la etapa plástica se lleva a la probeta. En la etapa final de la polimerización, se retira el provisional de la silicona, luego el provisional de la probeta y se espera a que termine de polimerizar. Por último, se eliminan los excesos de acrílico y se pule con discos soflex. El proceso se repite tanto para las resinas Structur de Voco como las Alike de GC. A los provisionales de ambas resinas se les deja un vástago en oclusal para que puedan ser tomadas por las tenazas de la máquina Instron.



Figura N°8 Máquina de ensayo Instron



Figura N°9 Tenazas de la máquina de ensayo Instron

7.3.4- Preparación de los cementos

Para este ensayo se utilizan cementos provisorios marcas Tempbond, fabricado por Kerr, Relyxtemp NE de 3M Espe y Freegenol fabricado por GC, que se mezclan según las indicaciones del fabricante.

7.3.5- Medición de la interfase: cara interna de la obturación provisoria – cara externa del muñón

Se toma una radiografía periapical y, utilizando un microscopio de epifluorescencia marca OLYMPUSTM BX51, se determina que la interfase mide 180 nm.

7.3.6- Procedimiento^{10, 51}

La muestra se compone de dos probetas metálicas, una de bronce, otra de aluminio y 72 coronas provisorias de resinas acrílicas, cementadas con los cementos en estudio a las probetas metálicas de bronce y aluminio, distribuidas según la *figura N°10*.

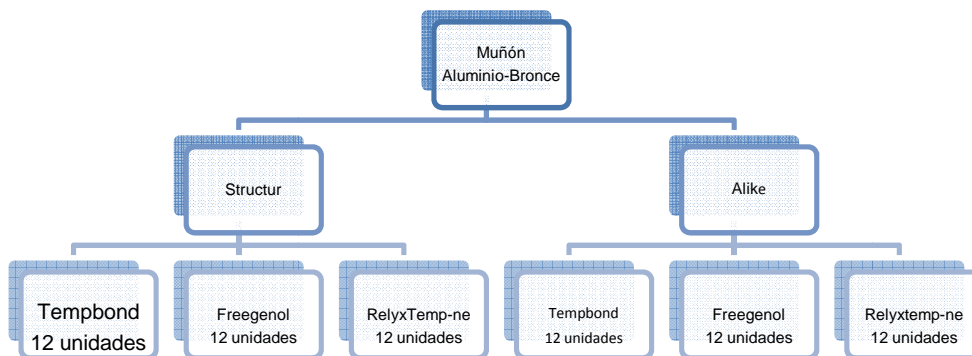


Figura N°10 Representación esquemática de los grupos en estudio

Los ensayos se realizan en una máquina Instron modelo 4467 con una celda de carga de 30 KN, una sensibilidad de 15N y un desplazamiento de las mordazas de 5 mm/min.

Se mide la resistencia a tracción en los 12 grupos y se registra la mínima fuerza de desprendimiento de la corona provisoria.

7.3.7- Ejecución de la prueba

- Se cementa el provisional al muñón metálico.
- Se instala la estructura metálica en las mordazas superiores, teniendo la precaución de que la probeta quede alineada con las mordazas inferiores.
- A continuación, se bajan las mordazas superiores hasta que las inferiores puedan presionar el 70% de la longitud del vástago del provisorio; una vez comprobada la alineación de ambas mordazas, se procede a ajustar las tenazas inferiores presionando el provisorio.
- Luego de haber sujetado ambos extremos de la unión, se procede a comprimir la unión con una fuerza de 5kg durante 10 minutos y se espera que fragüe el cemento. Pasado 5 minutos, se procede a programar la máquina de ensayo Instron, de manera que ésta traccione la unión a una velocidad de 1 mm/min.
- Una vez terminado el ensayo, es decir, una vez producida la ruptura, la carga comienza a disminuir y se procede a separar la probeta metálica de la prótesis para luego soltar las tenazas que presionan ambas partes.
- Se registra el mínimo valor alcanzado.

7.4- ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

7.4.1- Aplicación de la fuerza de tracción en el centro de la cara oclusal de la obturación provisoria

Procedimiento

Este ensayo está compuesto por el acoplamiento de la probeta que simula el muñón, la interfaz de cemento y la corona provisoria.

Modelo geométrico

Los modelos están compuestos por 3 partes. La descripción geométrica de cada parte corresponde a la realizada en el ensayo de resistencia a la tracción.

Discretización

La discretización se construye con elementos tetraédricos de grado 1. La generación de las mallas para el primer modelo se hizo para unir las tres piezas que lo componen. En este modelo, se generaron 4702 nodos que formaron 16906 elementos finitos.

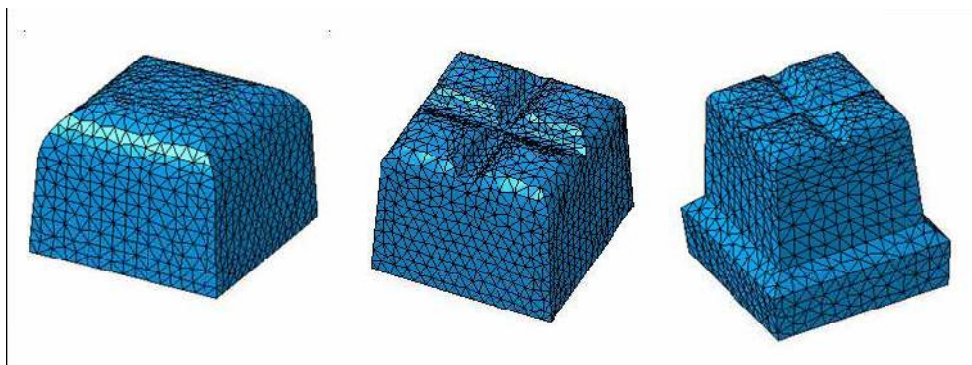


Figura N° 11 Mallado de cada estructura por separado

Tabla N° 4 Propiedades mecánicas utilizadas para cada material

Material	Módulo de elasticidad	Coef. Poisson	Densidad
Metal	$1.1 \cdot 10^{11} \text{ Pa}$	0.341	8860 Kg/m^3
Metacrilato de metilo	$2.63 \cdot 10^7 \text{ Pa}$	0.37	1190 Kg/m^3
Cemento	$2.5 \cdot 10^{10} \text{ Pa}$	0.2	1500 Kg/m^3

Las propiedades mecánicas consideradas para crear la interfase son las mismas para los tres cementos estudiados, ya que su composición química es similar. Solo varía el Tempbond debido a que presenta eugenol.

Para crear la corona provisoria en resina acrílica se consideraron las mismas propiedades mecánicas, debido a que únicamente varía la marca comercial entre ellas.

Condiciones del borde

Para el análisis se considera la perfecta unión entre las piezas. Por esta razón, se restringe el movimiento entre sus caras continuas; a su vez, a la pieza que simula el muñón también se le asignan condiciones de empotramiento, esto debido a que en el ensayo de tracción la pieza está sujeta de manera fija por las tenazas de la máquina de tracción, impidiendo el desplazamiento y la rotación.



Figura N°12 Fuerza de 1N perpendicular en el centro de la cara oclusal del provisorio

7.5- ANÁLISIS TÉRMICO

7.5.1- Procedimiento

Preparación de la muestra: En esta tesis se hicieron 30 cubos con los 5 diferentes materiales de 0.5 mm por lado utilizando como molde una matriz metálica. Posteriormente esterilizados en óxido de etileno⁵², y distribuidos en los siguientes grupos que se grafican en la siguiente figura:

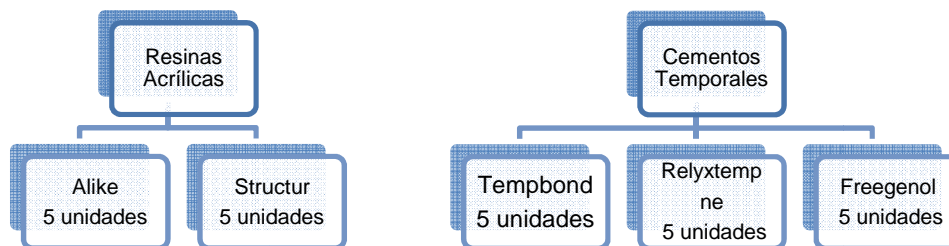


Figura N° 13 Representación esquemática de la distribución de los grupos en estudio resinas acrílicas y cementos temporales

Para realizar el estudio sobre análisis térmico se utilizó un instrumento estandarizado marca TA (Thermal Analysis) modelo TGAQ50 con el cual se realizaron las mediciones de análisis térmico gravimétrico (TGA) y un instrumento marca TA (Thermal Analysis) modelo DSCQ 200 con el cual se realizaron las pruebas de calorimetría diferencial de barrido (DSC).

Estudio de DSC

Los termogramas se obtuvieron directamente desde la muestra (~5 mg), sin tratamiento térmico previo. Las muestras se colocaron en cápsulas de aluminio y se calentaron bajo flujo de nitrógeno ($50 \text{ cm}^3/\text{min.}$), desde una temperatura inicial de 50°C hasta 550°C , a una velocidad de calentamiento de 5,10 o $20^\circ \text{C}/\text{min.}$

Estudio de TGA

Los termogramas se obtuvieron luego de colocar las muestras (~5 mg), sobre las canastillas del equipo.

El registro de los datos obtenidos se realizó mediante el análisis de los termogramas.

7.6- ANÁLISIS DE SOLUBILIDAD

7.6.1- Preparación de las muestras

La muestra estuvo formada por 600 unidades de cemento y resina acrílica de autopolimerización de 5 mm de diámetro y 5 mm de espesor. Para la ejecución se utilizó un anillo de cobre de 5 mm de diámetro; una vez preparadas las muestras fueron esterilizadas en óxido de etileno⁵².

Cada muestra fue pesada previamente en una balanza analítica marca Boeco.

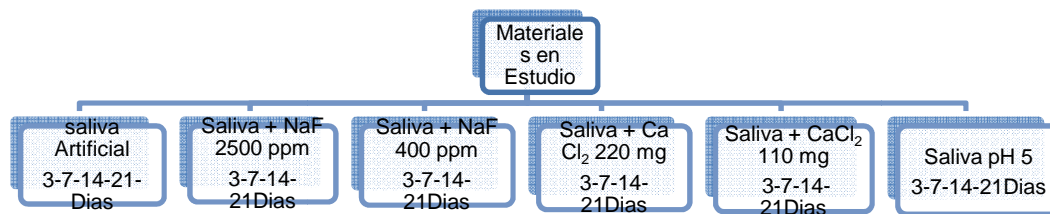


Figura N° 14 Distribución de los grupos en estudio

7.6.2- Preparación de saliva artificial^{53,54}

En un matraz se preparó saliva artificial en 250 ml de agua destilada que contiene 1,667 gr de hidroxipropilmetilcelulosa, 0,002 gr de fluoruro de sodio (NaF), 0,167 gr de cloruro de potasio (KCl), 0.167 gr de cloruro de sodio (NaCl), 0,0083 gr de cloruro de magnesio (MgCl₂), 0,025 gr de cloruro de calcio (CaCl₂), 0.0667 gr de Sulfato de potasio, 7,17 gr de Xilitol, 0,050 gr de Cicloheximida a pH. 6,5 a 36 ° C.

7.6.3- Procedimiento experimental

Se colocaron 3 ml de saliva artificial a pH 6,5 en tubos ependorf en un baño térmico controlado con agua a 36 °C de temperatura en agitación constante, con una muestra de cada material en estudio, previamente pesadas en una balanza analítica marca Boeco. Se retiraron las muestras en forma paulatina a los 3, 7, 14, y 21 días; se dejaron secar durante 15 días en una estufa con calentamiento controlado; luego se pesaron y se dejaron nuevamente en la estufa durante 30 días más, después de los cuales se volvieron a pesar.⁵⁵

El estudio se repitió en las condiciones anteriormente señaladas, agregando a la saliva artificial una concentración de:

NaF (Fluoruro de sodio)	2500 ppm a la saliva	(Muestra Fluor 1)
NaF (Fluoruro de sodio)	400 ppm a la saliva	(Muestra Fluor 2)
CaCl ₂ (Cloruro de calcio)	110 mg a la saliva	(Muestra Calcio 1)
CaCl ₂ (Cloruro de calcio)	220 mg a la saliva	(Muestra Calcio 2)

También se repitió el estudio preparando saliva artificial en la mismas condiciones anteriores, pero disminuyendo el pH a 5, lo cual se logró agregando ácido clorhídrico a la preparación de saliva artificial.

Las muestras fueron estudiadas mediante microscopia electrónica de barrido, análisis elemental y también se midieron las diferencias de masa en una balanza analítica antes y después de los tratamientos.

7.6.4- Microscopía electrónica de barrido (SEM) ⁵⁶

Las muestras fueron estudiadas directamente mediante microscopía electrónica de barrido (SEM). Previamente se colocaron en porta muestras que se introdujeron en la platina del microscopio y se adhirieron a los adaptadores cubriéndolas con una delgada película de pintura de plata conductora. Como casi todos los especímenes biológicos son de baja conductividad, es necesario cubrir la superficie de la muestra con una película de oro para hacerla conductora de corriente. Para esto se empleó un equipo metalizador S-150 Sputter Coater.

Luego se observaron a la microscopía electrónica de barrido.

7.6.5- Análisis de elementos por SEM

El espectro de radiación de R-X emitido por un mineral en el proceso, puede ser utilizado para hacer un microanálisis químico semicuantitativo, mediante espectrometría de dispersión de longitudes de onda. Los electrones incidentes excitan los átomos de la muestra y provocan la emisión de rayos X, cuya longitud de onda es característica de los elementos presentes en la muestra y cuya intensidad, para una determinada longitud de onda, es proporcional a la concentración relativa del elemento a esa longitud de onda. Para este estudio se utilizó un instrumento Marca JEOL JEM 6380 LV,

7.7- ANÁLISIS MICROBIOLÓGICO

7.7.1- ESTUDIO DE ADHERENCIA BACTERIANA EN MEDIO DE CULTIVO

7.7.1.1- Preparación de los soportes

Se realizaron cubos, con cada uno de los materiales en estudio⁵⁷ de 5 mm utilizando como molde una matriz metálica y posteriormente esterilizados en óxido de etileno.⁵²

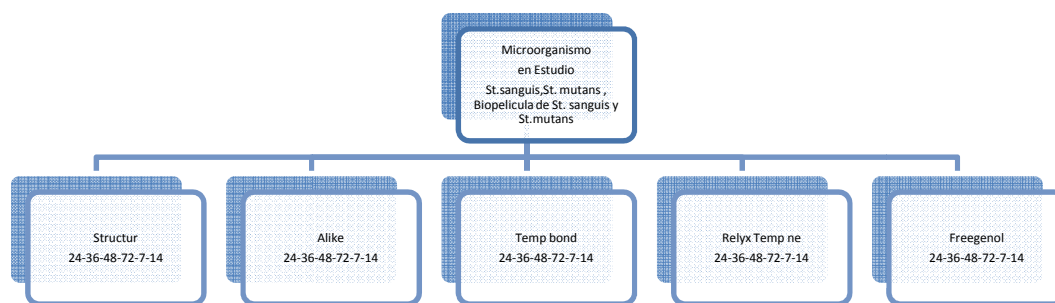


Figura N° 15 Distribución de los grupos en estudio

7.7.1.2- Obtención de las cepas

Se dispuso de Cepas ATCC de colección de *Streptococcus mutans* y *sanguis* adquiridas en el servicio de salud pública de Chile las cuales fueron mantenidas a - 80° C.

7.7.1.3- Inóculo

Se retiró una alícuota de cada cepa y se enriqueció en caldo TSB; se cultivó en Microaerofilia a 37 ° C por 16 hrs., luego se sembraron 10 ul de cultivo de *Streptococcus mutans* y *Streptococcus sanguis* por separado en caldo tripticasa y se midió la absorbencia de cada uno de las cepas en un espectrofotómetro marca TU-1810 Split Beam UV-VIS, con el objeto de calcular la concentración del inóculo de cada uno de los cultivos de los microorganismos.

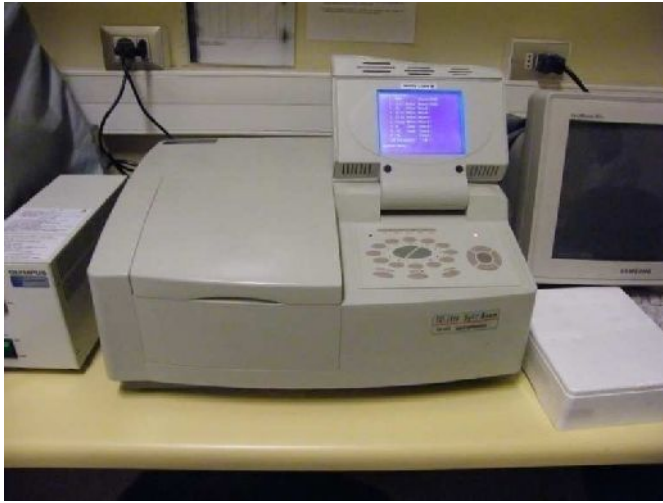


Figura N° 16 Espectrofotómetro marca TU-1810 Split Beam UV-VIS

Cálculo del inóculo

Se diluyó el cultivo de *St. sanguis*, *St. mutans* y la biopelícula formada por ambas bacterias hasta obtener una concentración final de 1×10^6 cel/mL de bacterias en el medio de cultivo líquido; este inóculo fue de 0,5 mL de cultivo.

7.7.1.4- Cultivo de la muestra

Se colocó cada muestra de los materiales en estudio en tubos de ensayo de vidrio sellados los cuales fueron gaseados inicialmente para reemplazar el oxígeno mediante un flujo de gas N_2 (99,9%) durante 5 minutos. Luego se inocularon con 5 ml de caldo tripticasa (winclerk) estéril, y se cultivaron en microaerofilia a $37^\circ C$ durante 12, 24, 48, 72 horas y 7, 14 y 21 días, tanto para *St. mutans*, *sanguis* como para la biopelícula de *St. mutans* y *St. sanguis*.



Figura N°17 Inoculación con caldo tripticasa

7.7.1.5- Resuspensión de la biopelícula

Luego de 12 horas, desde la inoculación del cultivo, las muestras de cada tipo de material en estudio se extrajeron y dispusieron en tubos de ensayo estériles con 1 ml de buffer fosfato salino a pH 7 (NaCl 8 g/L, 0.2 g/L KCl, Na₂HPO₄ 14.4 g/L; KH₂PO₄ 0.24 g/L), sonicadas en un baño de ultrasonido subletal (Brasonic Ultrasonic Cleaner-80W) a -4°C^{58,59} durante 10 minutos en microaerofilia. Con esto se logró el desprendimiento de las bacterias adheridas a las muestras.

7.7.1.6- Siembra de placas

Se procedió a diluir la muestra de PBS desde la dilución -1 hasta -4. Estas diluciones se sembraron por triplicado en placas de petri con agar mitis salivarium con telurito de potasio esteril (Merck), medio específico para el desarrollo de las colonias de *St mutans*, *sanguis* y la biopelícula.⁶⁰



Figura N°18 Siembra de las placas por triplicado

7.7.1.7- Recuento de colonias

Para el recuento en placa se utilizó un contador de colonias marca STUART y fue realizado a las 12, 24, 36, 48, 72, 7 días (168 horas) y 14 días (336 horas).



Figura N° 19 Recuento de las colonias

La biopelícula de cada muestra fue analizada mediante microscopia electrónica de barrido.

7.7.2- ESTUDIO DE ADHERENCIA BACTERIANA EN SALIVA NATURAL

7.7.2.1- Obtención de la muestra de saliva

La muestra de saliva se obtuvo de 5 pacientes cuyas edades fluctuaban entre los 15 y los 20 años de edad, los cuales no presentaban caries, lo que se determinó mediante examen clínico y radiografía bitewing. Se les extrajo 20 mL de saliva mediante una técnica de fácil y rápida ejecución. Para disminuir las posibilidades de contaminación de la muestra, se les enseñó la técnica correcta de cepillado y se les indicó también que se enjuagaran con agua potable 3 veces inmediatamente después de realizado el cepillado.

Se recogió la saliva total no estimulada. Para su obtención, los sujetos estaban sentados, con la cabeza inclinada un poco hacia adelante, con la boca cerrada y sin tragar por un minuto. Luego la saliva acumulada fue volcada en un recipiente previamente esterilizado y debidamente rotulado. Para el estudio se utilizó una muestra de saliva integrada.

7.7.2.2- Determinación de células viables

Primero se extrajo una pequeña muestra (500 μ L) para realizar la tinción Live/Dead usando un Kit de Viabilidad BacLigth™ LIVE/DEAD (Invitrogen™, USA). Esta tinción consiste en un fluorocromo que permite, a través del color, diferenciar células muertas de células metabólicamente activas al ser observadas en un microscopio de Epifluorescencia marca OLYMPUS™ BX51.

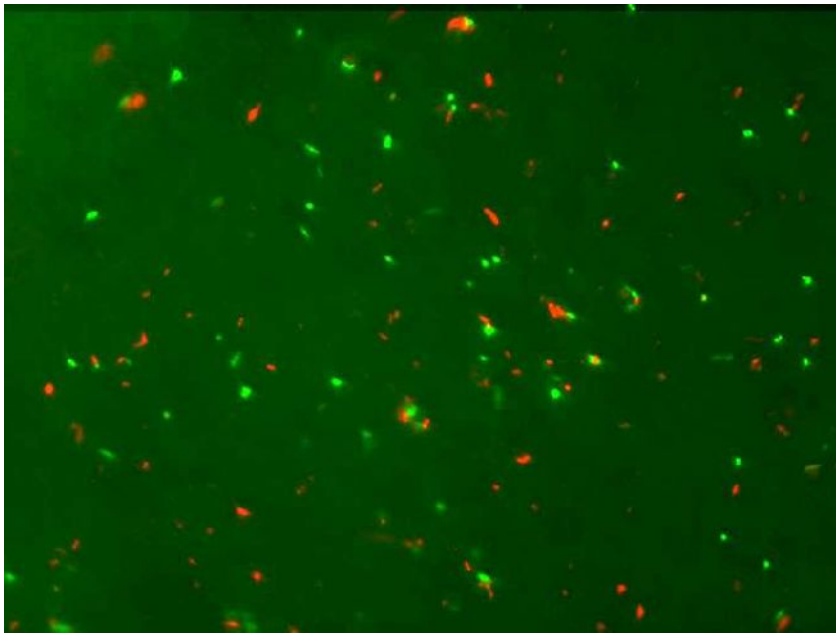


Figura N° 20 Fotografía de epifluorescencia de la muestra de saliva integrada. Se observan células vivas (verdes) y muertas (rojas) (aumento 100X).

7.7.2.3- Inóculo

Se disolvió la muestra de saliva hasta obtener una concentración final de 1×10^6 cel/mL de bacterias en el medio de cultivo líquido. Este inóculo fue de 0,2 mL de saliva.

7.7.2.4- Preparación de los soportes

Se realizaron cubos con cada uno de los materiales en estudio⁵⁷ de 5 mm utilizando como molde una matriz metálica. Posteriormente se esterilizaron en óxido de etileno.⁵²

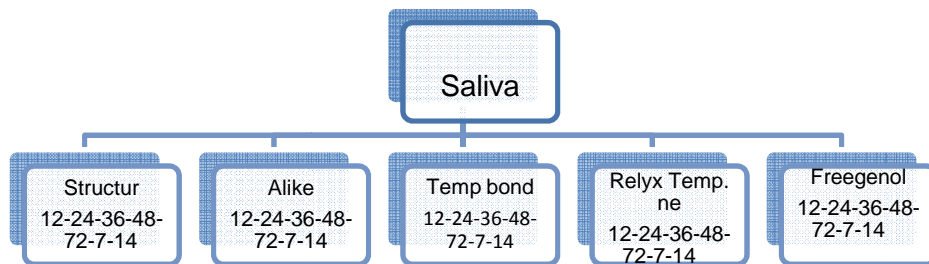


Figura N° 21 Distribución de los Grupos

7.7.2.5- Cultivo de la muestra

La muestra se enriqueció con 5 ml de caldo tripticasa (winclerk) estéril, contenido en tubos de vidrio sellados que fueron gaseados inicialmente para reemplazar el oxígeno mediante un flujo de gas N₂ (99,9%) durante 5 minutos; a su vez, los tubos contenían cada uno, una muestra de 5 tipos de materiales en estudios.

Los cultivos, tanto líquidos como sólidos, se mantuvieron en microaerofilia a 37° C por 12, 24, 36, 48, 72 hrs y a los 7 y 14 días.

7.7.2.6- Resuspensión de la biopelícula

Luego de 12 horas desde la inoculación del cultivo, las muestras de cada tipo de material en estudio fueron extraídas y dispuestas en tubos de ensayo estériles con 1 mL de buffer fosfato salino (8 g / L NaCl, 0.2 g/L KCl, 14.4 g / L Na₂HPO₄, 0.24 g / L KH₂PO₄) a pH 7 y sonicadas en un baño de ultrasonido subletal (Brasonic Ultrasonic Cleaner-80W) a -4°C^{58,59} durante 10 minutos en microaerofilia, logrando con esto el desprendimiento de las bacterias adheridas a las muestras.

7.7.2.7- Siembra de la biopelícula

Luego se procedió a diluir la muestra de PBS desde la dilución 10^{-1} hasta 10^{-4} y las cuatro diluciones se sembraron con la técnica de siembra, por diseminación de la superficie, que consiste en colocar 100 μ L de cultivo en placas con agar tripticasa estéril (Merck) para el crecimiento de las colonias. Se incubó a 37°C y se realizó el recuento 24 horas después.

La siembra en placas fue realizada a las 12, 24, 36, 48, 72 horas y a los 7 y 14 días.

7.7.2.8- Recuento en placa

El recuento bacteriano de unidades formadoras de colonias por mililitro de saliva (UFC/mL) se realizó a las 24 horas después de realizada la siembra; para el recuento en placa se utilizó un contador de colonias marca STUART.

7.7.2.9- Tinción de Gram

Al realizar la tinción Gram de las colonias, se observaron mayoritariamente bacterias gram negativas.

Las biopelículas de cada muestra fueron analizadas mediante microscopía electrónica de barrido.

7.7.3- Microscopía electrónica de barrido para el análisis microbiológico

Etapas.

➤ Fijación.

- Fijar en glutaraldehído 2 - 4% en tampón fosfato o cacodilato 0.1 M, pH 7.2 - 7.4 durante 4 a 24 hrs a 4° C y cambiar al menos una vez el líquido fijador.
- Una vez pre-fijado el tejido, lavar en varios cambios de tampón fosfato o cacodilato 0.1 M, pH 7.2-7.4 (5 min c/u) para eliminar el exceso de fijador.
- Post-fijar en una solución de tetróxido de osmio al 1% en tampón fosfato o cacodilato 0.1 M, pH 7.2-7.4 durante 1-2 hrs a 4° C.
- Lavar nuevamente el tejido en tampón fosfato o cacodilato 0.1 M, para remover el exceso de fijador (2 cambios 5 min cada uno).

➤ Deshidratación

Una vez fijados los tejidos se deshidratan en etanol o acetona en graduaciones crecientes. Los trocitos de muestra se trasladan fácilmente durante la deshidratación, pero las células individuales pueden manipularse en forma conveniente colocándolas en un cubreobjetos pequeño o en un tubo de centrifuga (centrifugar en cada cambio a 1.500 rpm y descartar el sobrenadante), o bien se colocan en una jeringa con un milipore, dejando que la muestra se concentre sobre este último, el que se procesa de modo habitual.

➤ Procedimiento:

Alcohol o acetona de 30°.....	2 cambios 5-15, min. c/u	
Alcohol o acetona de 50°.....	2 cambios 5-15, min. c/u	-
Alcohol o acetona de 70°.....	2 cambios 5-15, min. c/u	
Alcohol o acetona de 90°.....	2 cambios 5-15, min. c/u	
Alcohol o acetona de 90°.....	2 cambios 5-15, min. c/u	
Alcohol o acetona de absoluto.....	2 cambios	20 min. c/u

➤ Secado

Una vez deshidratadas las muestras se procede a secarlas de acuerdo con el siguiente procedimiento:

Método de punto crítico: es el actual procedimiento normal de secado, que utiliza dióxido de carbono líquido. Puede utilizarse también Freon 13 u óxido nitroso con el mismo objeto.

La muestra deshidratada se lleva desde el etanol o acetona a un aparato de secado de punto crítico (C.P.D.), donde el líquido es reemplazado por CO₂ líquido, el que luego pasa imperceptiblemente a gas sin límites visibles y sin fuerzas de distorsión. Este proceso completa la deshidratación. Existen en el mercado diferentes dispositivos que cumplen con este objeto.

- ❖ Tratamiento de las muestras después del secado. Se describe en el punto 7.5.4 – Microscopía Electrónica de Barrido (SEM)⁵⁶

7.8. Análisis Estadístico

Los datos se describieron según sus valores promedios y su desviación estándar. A continuación se describen los test estadísticos utilizados para cada estudio.

1. Determinación de la resistencia a la tracción de los materiales en estudio. Se utilizó estadística descriptiva para la medición de la carga aplicada sobre resina, muñón y cemento; se trabajó con la media y desviación estándar y se aplicó ANOVA para ver la influencia de resina, muñón y cemento sobre la carga. Además, se utilizó un test de comparaciones múltiples para probar diferencias significativas al 5% entre los distintos grupos en estudio.
2. Elementos finitos: se aplicó estadística descriptiva.
3. Solubilidad: se utilizó estadística descriptiva y se trabajó con la media y la desviación estándar ANOVA para analizar cómo afecta la solubilidad a los diferentes materiales en estudio en los distintos tiempos; además, se realizó test de comparaciones múltiples, se utilizó un nivel de significancia del 5%, y se realizaron gráficos de medias marginales.
4. Adherencia: Estadística descriptiva, test de comparaciones múltiples y realización de gráficos de medias marginales.

Todos los datos fueron procesados en el software SPSS versión 15 y se consideraron diferencias significativas cuando $p < 0.05$.

8- RESULTADOS

8.1- Determinación de la resistencia a la tracción

Los valores promedios y de desviación estándar se describen en la tabla N° 5

Tabla N°5 Estadística descriptiva, valores promedios y desviación estándar de la carga aplicada a los distintos grupos.

Resina	Muñón	Cemento	Promedio de carga Kg	Desvest de carga Kg
Alike	Bronce	Temp-bond	26,2	7,3
		Relyx temp. ne	14,1	1,6
		Freegenol	12,1	3,7
	Total Bronce		17,5	7,8
	Aluminio	Temp-bond	18,9	2,3
		Relyx temp. ne	13,1	2,8
		Freegenol	10,4	1,4
	Total Aluminio		14,1	4,2
Total alike			15,8	6,4
Structur	Bronce	Temp-bond	13,2	2,1
		Relyx temp. ne	8,8	3,0
		Freegenol	5,3	0,7
	Total Bronce		9,1	3,9
	Aluminio	Temp-bond	11,9	3,5
		Relyx Temp. ne	7,1	1,8
		Freegenol	6,3	1,5
	Total Aluminio		8,4	3,4
Total structur			8,8	3,6

De acuerdo con resumen anterior, la resina Alike, muñón de bronce y cemento Tempbond, tienen el mayor promedio en la carga y corresponde a 26,2 kg en comparación a las otras categorías, y la combinación resina Structur muñón de aluminio y cemento Freegenol es la que presenta el menor promedio de carga, siendo 6,3 kg.

En general, la resina Alike tiene mayores cargas que la resina Structur y en cuanto a los muñones con ambas resinas se puede observar que el bronce tiene mayor carga media que el aluminio y que los tipos de cemento. En todos los casos el Tempbond tiene mayor carga media; luego el Relyxtemp. ne y finalmente el Freegenol.

En cuanto a la desviación estándar, la mayor variabilidad la presenta resina Alike, muñón de bronce y cemento Tempbond con 7,3 kg. y la menor variabilidad la presenta resina Structur bronce Freegenol con 0,7 kg.

Tabla N°6 Modelo Corregido de los efectos inter-sujetos

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Carga Kg.

Fuente	Suma de cuadrados tipo iii	gl	Media cuadrática	F	Significación (a)
Modelo corregido	1463,456 ^a	9	162,606	16,700	,000
Intersección	7247,217	1	7247,217	744,308	,000
Resina	594,711	1	594,711	61,078	,000
Muñón	47,988	1	47,988	4,928	,032
Cemento	713,153	2	356,577	36,621	,000
Resina * muñón	22,282	1	22,282	2,288	,139
Resina * cemento	51,829	2	25,915	2,662	,083
Muñón * cemento	33,491	2	16,746	1,720	,193
Error	370,00	38	9,737		
Total	9080,672	48			
Total corregida	1833,456	47			

a. R cuadrado = ,798 (R cuadrado corregida= ,750).

Modelo corregido, se refiere a todos los efectos del modelo juntos (factores, interacción y de la intersección, nivel crítico asociado $p=0,000$). El modelo explica una parte significativa de la variación observada en la variable dependiente carga.

$R^2 = 0,798$, nos indica que los efectos incluidos en el modelo están explicados el 79,8 % de la varianza de la variable carga.

La variable resina con $v-p=0,000 < 0,05$ posee una carga media significativamente diferente; a su vez, el muñón con una $p=0,032 < 0,05$ posee carga media significativamente diferente y el cemento con una $v-p=0,000 < 0,05$ también, lo que significa que la resina, el muñón y el cemento por separado tienen efecto significativo en la variable carga.

Para las interacciones resina*muñón con $v-p=0,139 > 0,05$, las diferencias no son significativas: resina*cemento $p=0,083 > 0,05$ y muñón*cemento. $V-p=0,193 > 0,05$, significa que ni resina*muñón, resina*cemento, y muñón*cemento poseen efecto significativo sobre la variable carga.

Medias marginales estimadas

Las siguientes tablas N° 7, 8, 9 muestran la media e intervalos de confianza para resina, muñón y cemento por separado y con variable dependiente la carga.

Tabla N°7 Media marginales de la resina

RESINA

Variable dependiente: Carga Kg

Resina	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
Alike	15,807	,637	14,518	17,097
Structur	8,768	,637	7,478	10,057

Tabla N°8 Media marginales de muñón

MUÑÓN

Variable dependiente: Carga Kg.

Muñón	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
Bronce	13,287	,637	11,998	14,577
Aluminio	11,288	,637	9,998	12,577

Tabla N°9 Media marginales de cemento

CEMENTO

Variable dependiente: CARGA Kg

Cemento	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
Tempbond	17,58	,780	16,001	19,159
Freegenol	8,511	,780	6,932	10,09
Relyxtemp ne	10,772	,780	9,192	12,351

Tabla N°10 Comparaciones múltiples para el factor cemento

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: CARGA Kg

(i) cemento	(j) Cemento	Diferencia entre medias (i-j)	Error típ.	Significación (a)	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
Tempbond	Freegenol	9,0691*	1,95488	,000	4,021	14,1173
	Relyxtemp ne	6,8086*	1,97407	,007	1,7219	11,8954
Freegenol	Tempbond	-9,0691*	1,95488	,000	-14,1173	-4,0210
	Relyxtemp ne	-2,2605	1,27175	,236	-5,4765	,9555
Relyxtemp ne	Tempbond	-6,8086*	1,97407	,007	-11,8954	-1,7219
	Freegenol	2,2605	1,27175	,236	-,9555	5,4765

Basado en las medias observadas.

*La diferencia de medias es significativa al nivel ,05.

Como indica la Tabla N°10 de comparaciones múltiples para el factor cemento la variable Freegenol (Freeg) no difiere significativamente de la variable Relyxtemp. ne ($v-p=0,236>0,05$), por lo que se pueden tratar indistintamente o agrupar, Tempbond con Freegenol, Tempbond con Relyxtemp ne, si difieren significativamente pues su $v-p < 0,05$.

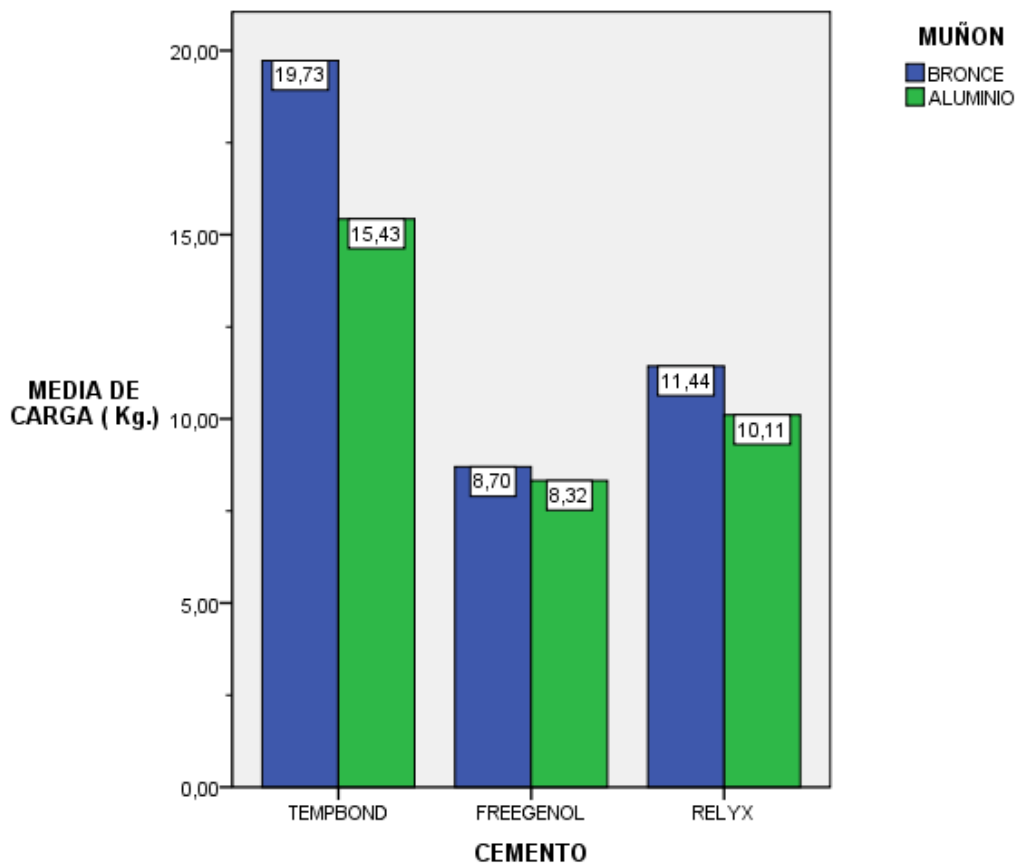


Figura N°22 Gráfico de perfil carga – metal- cemento provisorio

El gráfico anterior combina los factores cemento y muñon y la carga media freegenol para aluminio y bronce es similar; sin embargo, para Tempbond, es altamente mayor en bronce que aluminio y en general para los tres tipos de cementos la media es mayor en bronce.

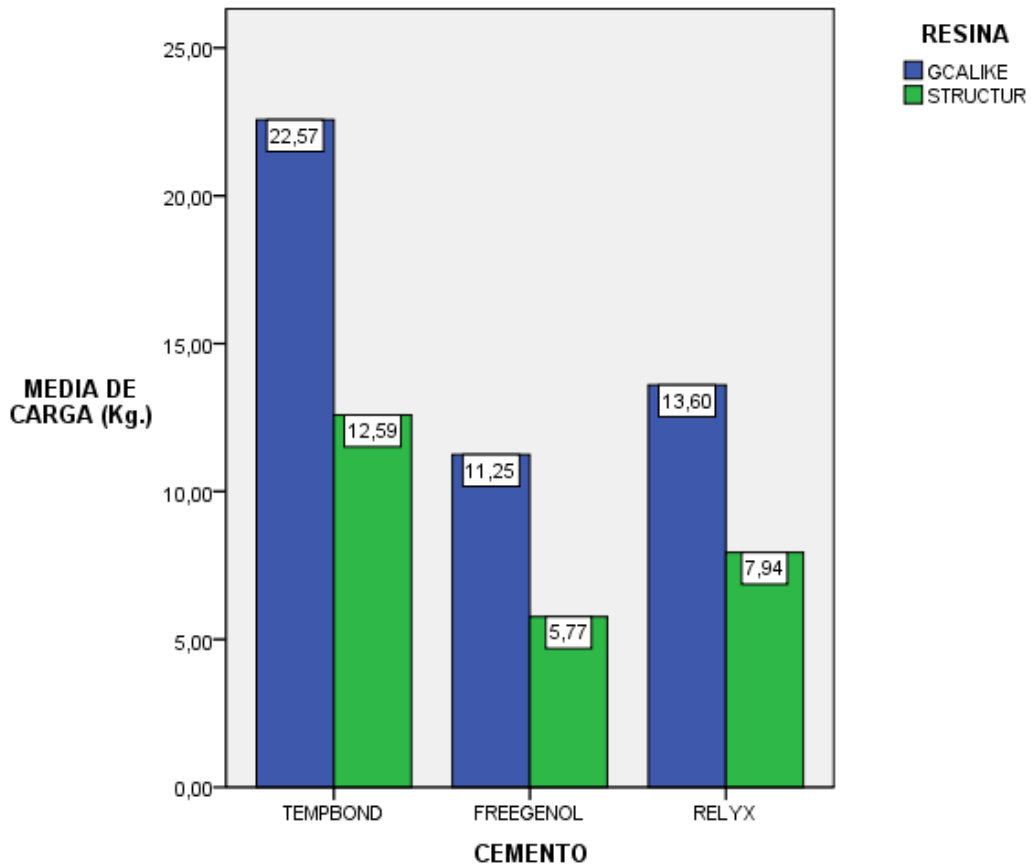


Figura N °23 Gráficos de perfil carga – metal- resina acrílica

El gráfico anterior agrupa las variables o factores cemento y resina para los tres tipos de cemento; la carga media es mayor para la resina Alike que para Structur y en ambas resinas, Freegenol es el que presenta la menor carga media, en comparación con los otros cementos.

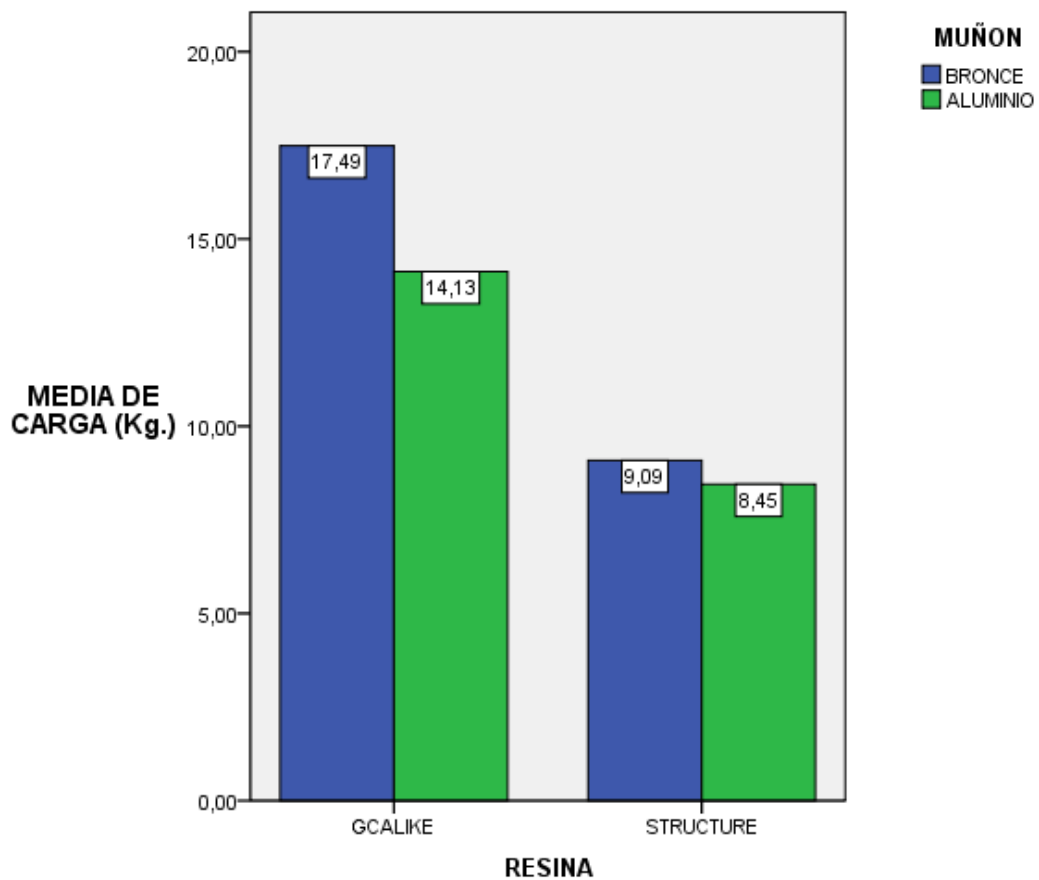


Figura N°24 Medidas estimadas de carga en Kg

El gráfico anterior combina las variables o factores resina y muñón donde la carga media más alta es para el bronce con ambos tipos de resina, siendo la más alta bronce Alike.

8.2- Modelado por elementos finitos

Los resultados de este estudio se resumen en la tabla N°11 que registra la resistencia a la tracción en N y MPa y en la figura N° 26 se muestra la configuración en 3D de la distribución de las cargas.

Tabla N°11 Esfuerzos máximos de la configuración

Cemento	Resina	Fuerza resistente (N)	Esfuerzo (MPa)
Relyx temp ne	Alike	138.2	1.548
	Structur	78.30	0.877
Freegenol	Alike	136.2	1.526
	Structur	57.62	0.645
TempBond	Alike	239.1	2.678
	Structur	132.3	1.482

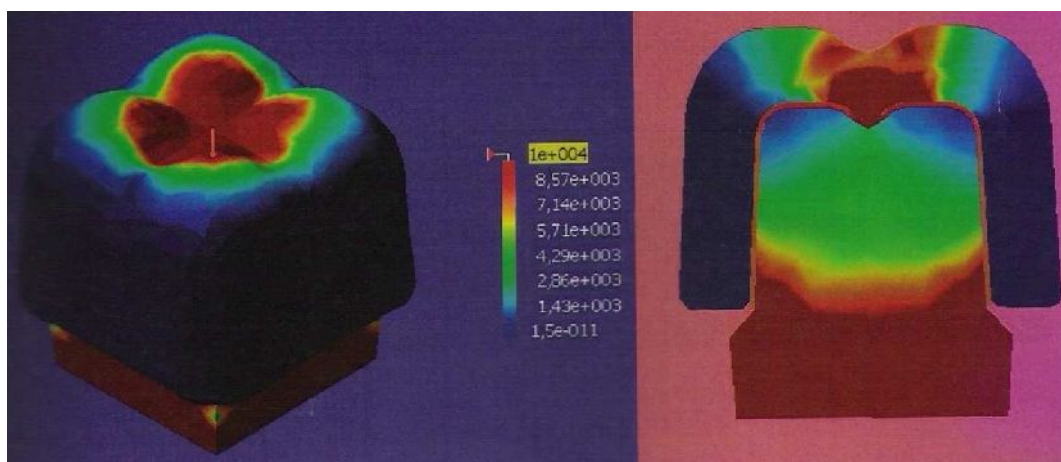


Figura N°25 Configuración en 3D de la distribución de las cargas

Tabla N°12 Estadística descriptiva, valores promedios y desviación estándar de la carga aplicada a los distintos grupos.

Estadísticos Descriptivos

Variable dependiente: Fuerza resistente (N)

Cemento	Resina	Media	Desv. Típ.
Relyx Temp ne	Alike	138,200	42,3557
	Structur	78,300	
	Total	108,250	
Freegenol	Alike	136,200	55,5645
	Structur	57,620	
	Total	96,910	
Tempbond	Alike	239,100	75,5190
	Structur	132,300	
	Total	185,700	
Total	Alike	171,167	58,8405
	Structur	89,407	38,5590
	Total	130,287	63,1269

Para describir la resistencia a la tracción se utilizó estadística descriptiva de los tres cementos combinados con las resinas y se obtuvieron los siguientes resultados: la mayor fuerza de tracción media la ejerce Tempbond – Alike con una tracción de 239,100 N y la menor fuerza de tracción la presenta Freegenol – Structur con una media de 57,620 N. En la combinación de los tres tipos de cemento la resina Alike presenta mayor resistencia a la tracción; en cuanto a la desviación estándar Tempbond presenta mayor variación que Relyxtemp ne y Freegenol.

8.3- Análisis térmico

Los resultados obtenidos se describen en los termogramas de cada material en estudio de análisis de calorimetría diferencial de barrido (DSC) como de análisis térmico gravimétrico (TGA).

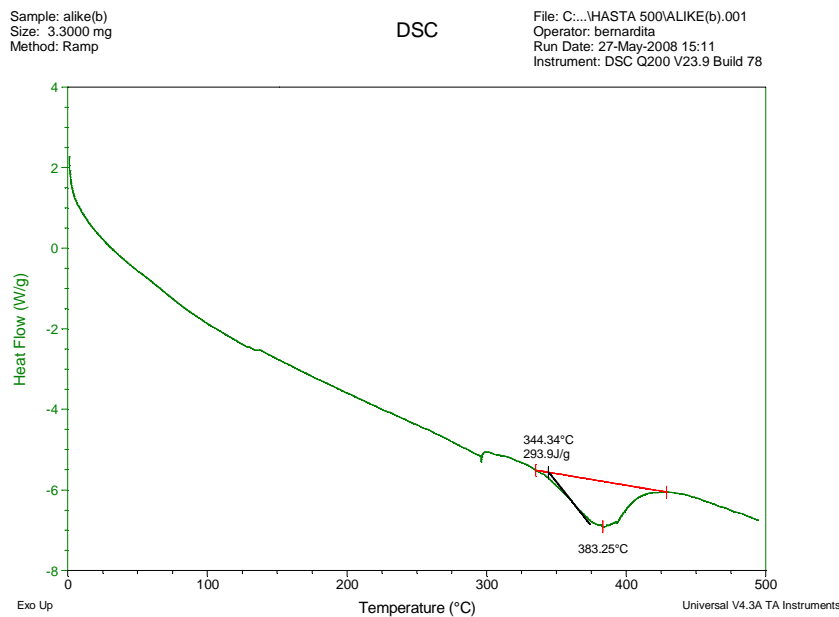


Figura N°26 Termograma de DSC de Alike

- Proceso endotérmico
- La presencia del pequeño Peak a ~ 288° C se debe a la primera etapa de descomposición de este material
- El segundo peak correspondiente al calor de descomposición $\Delta H = 293,9$ (J/g) de la segunda etapa de descomposición (Fig. 28) de Alike

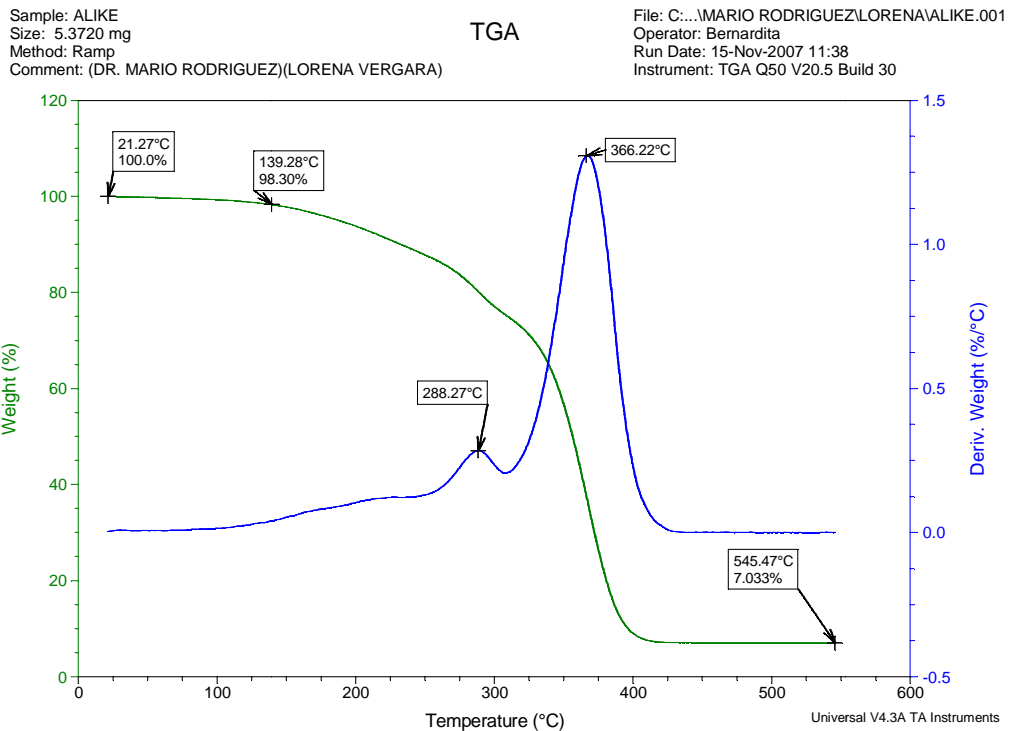


Figura N°27 Termograma de TGA de Alike

- La muestra es estable hasta aproximadamente 90° C.
- A 450° C queda una masa remanente correspondiente a un 7,03 %.
- Se observan 2 procesos de descomposición, uno pequeño a una temperatura de descomposición máxima de 288,3° C y otro correspondiente a una gran pérdida de masa, a 366,2° C.
- La curva en color azul corresponde a la primera derivada de pérdida de masa (dm/dt), que permite visualizar mejor las etapas de los procesos de descomposición térmica.

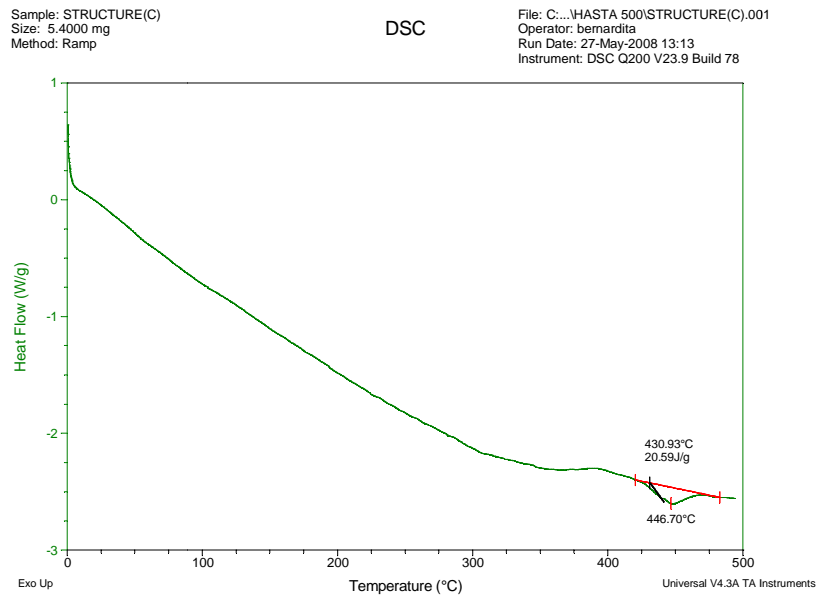


Figura N°28 Termograma del DSC de Structur

- Proceso endotérmico
- El peak corresponde al calor de descomposición $\Delta H = 20,59$ (J/g).

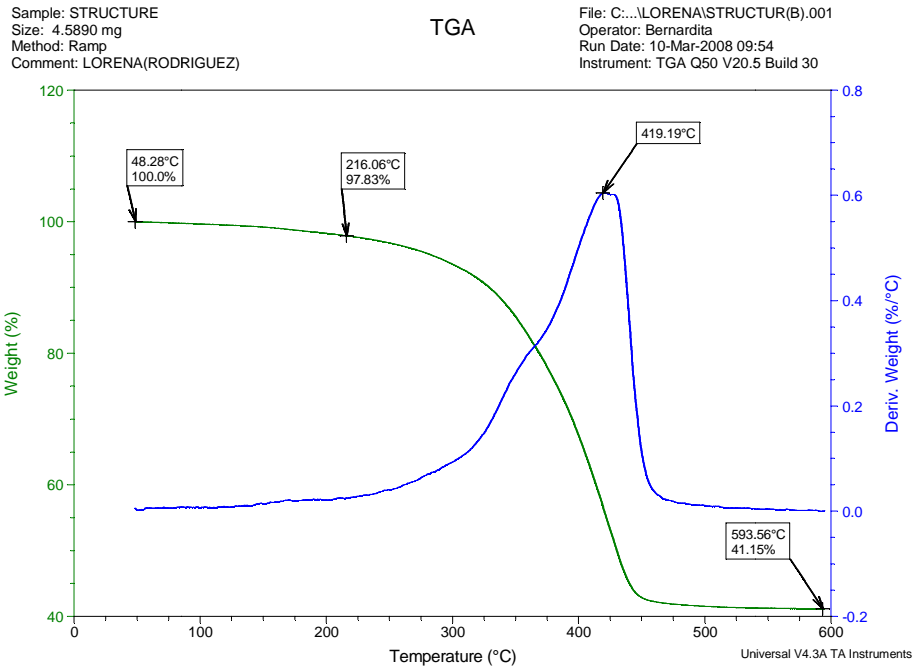


Figura N°29 Termograma del TGA de Structur

- La muestra es estable hasta aproximadamente 90° C. Se observa básicamente un único proceso de descomposición a una temperatura de descomposición máxima de 419,2 °C. A 550° C queda una masa remanente de 41,15 %.

Sample: FREE GENOL(b)
Size: 6.9000 mg
Method: Ramp

DSC

File: C:\...HASTA 500\FREE GENOL(B).001
Operator: bernardita
Run Date: 27-May-2008 16:10
Instrument: DSC Q200 V23.9 Build 78

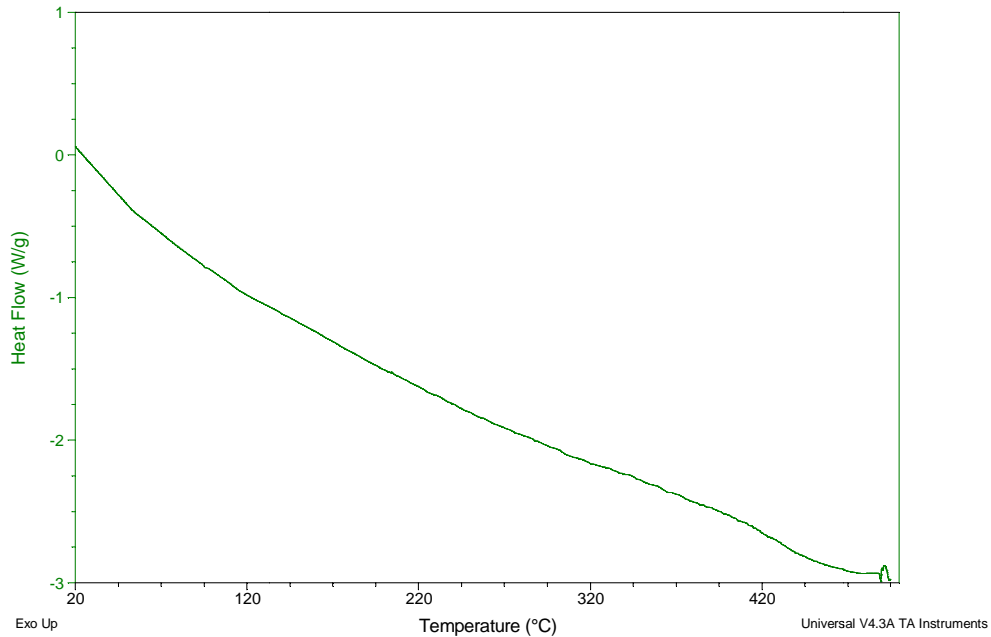


Figura N°30 Termograma de DSC de Freegenol

- En el rango de temperatura hasta 495° C no se observa un peak correspondiente al calor de descomposición; presumiblemente se debe a que el calor involucrado en este proceso de descomposición es muy pequeño y menor a la sensibilidad del instrumento.

Sample: FREE GENOL(B)
Size: 7.3230 mg
Method: Ramp
Comment: LORENA(RODRIGUEZ)

TGA

File: C:\...LORENA\FREE GENOL(B).001
Operator: Bernardita
Run Date: 10-Mar-2008 15:45
Instrument: TGA Q50 V20.5 Build 30

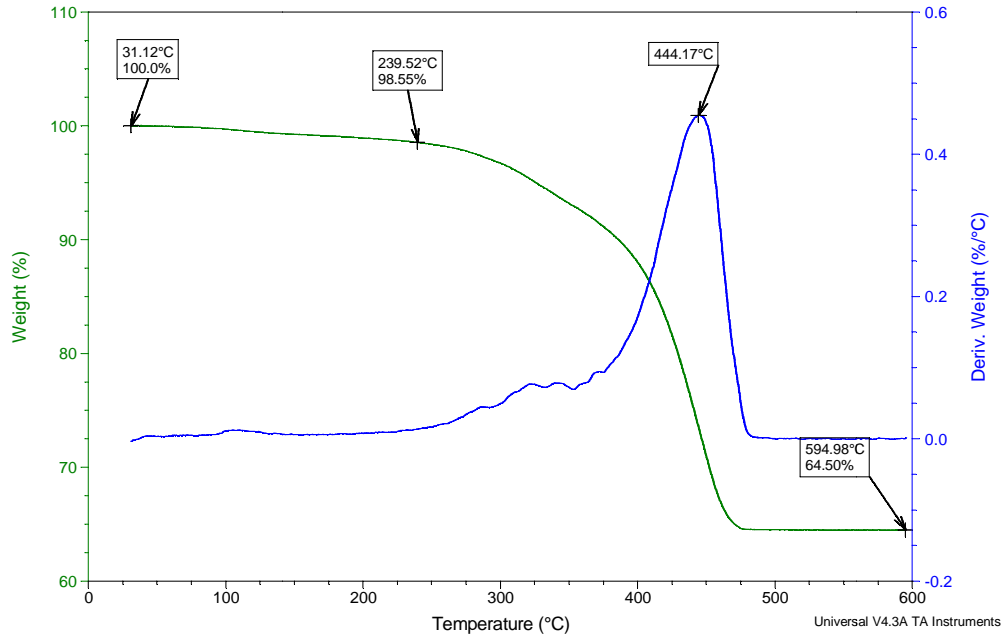


Figura N°31 Termograma de TGA de Freegenol

- La muestra es estable hasta aproximadamente 100° C. Presenta básicamente un único proceso de descomposición; a una temperatura de descomposición máxima de 444,17° C. a 495° C queda una masa remanente de 64,50 % correspondiente a ZnO.

Sample: RELYX TEMP (b)
Size: 8.8000 mg
Method: Ramp

DSC

File: C:\...HASTA 500RELYX TEMP (b).001
Operator: bernardita
Run Date: 27-May-2008 17:08
Instrument: DSC Q200 V23.9 Build 78

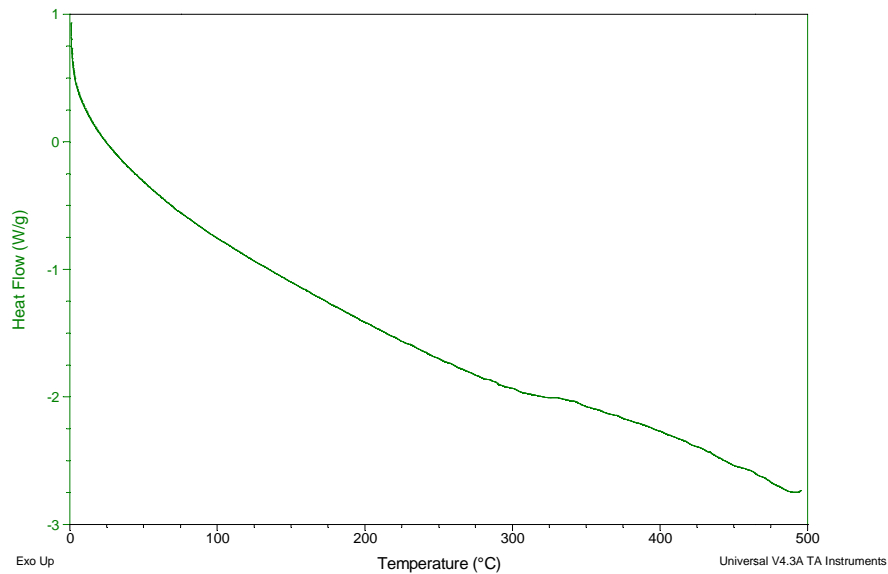


Figura N°32 Termograma de DSC de Relyx temp ne

- En el rango de temperatura hasta 500° C no se observa un peak de descomposición; es probable que el peak correspondiente al calor de descomposición ΔH no se observe porque la energía involucrada en el proceso de descomposición es pequeña y el instrumento no es capaz de detectarla, está fuera de la sensibilidad del equipo.

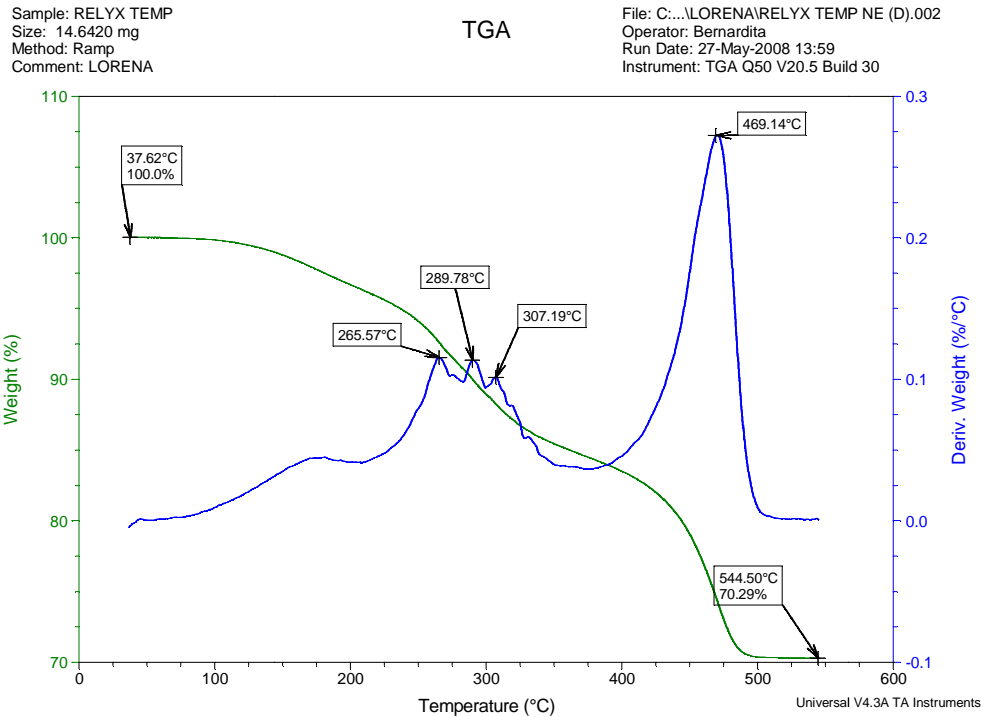


Figura N°33 Termograma de TGA de Relyx temp ne

- Hasta 75° C la muestra es estable.
- Se descompone solo el 29,7% de la muestra.
- El 70,3 % corresponde a ZnO.
- Se observan 3 procesos de descomposición, uno pequeño a una temperatura de descomposición máxima de 175° C, otro con múltiples peak entre 265 y 307° C, y otro a una temperatura de descomposición máxima de 469,1° C. A 525° C queda una masa remanente de 70,3 % correspondiente a ZnO, como se mencionó previamente.

Sample: (4)TEMP BOND
Size: 2.1000 mg
Method: Ramp
Comment: LORENA VERGARA

DSC

File: C:\...HASTA 500(4)TEMP BOND.001
Operator: bernardita
Run Date: 30-Nov-2007 09:45
Instrument: DSC Q200 V23.9 Build 78

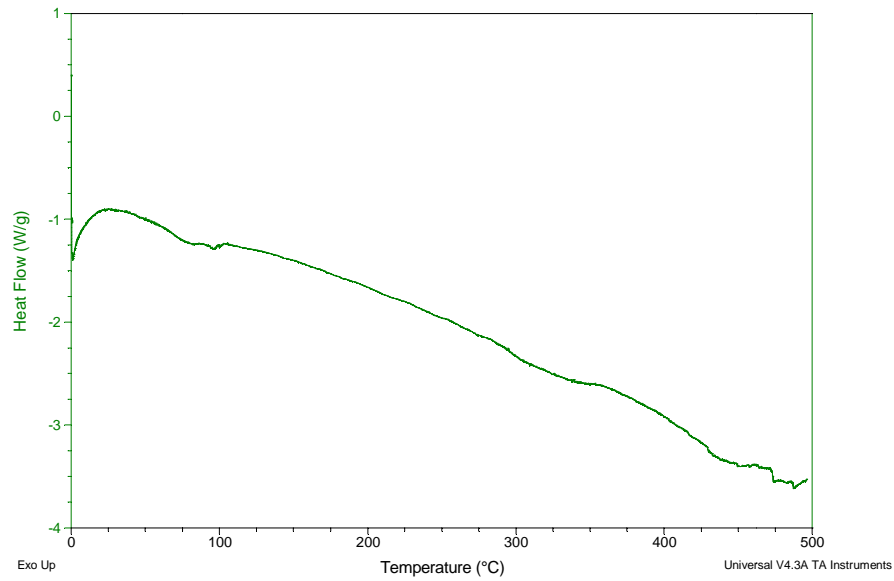


Figura N°34 Termograma de DSC de Tempbond

- En el rango de temperatura hasta 500° C, no se observa un peak de descomposición. Es probable que el peak correspondiente al calor de descomposición ΔH no se observa porque la energía involucrada en el proceso de descomposición es pequeña y el instrumento no es capaz de detectarla, está fuera de la sensibilidad del equipo.

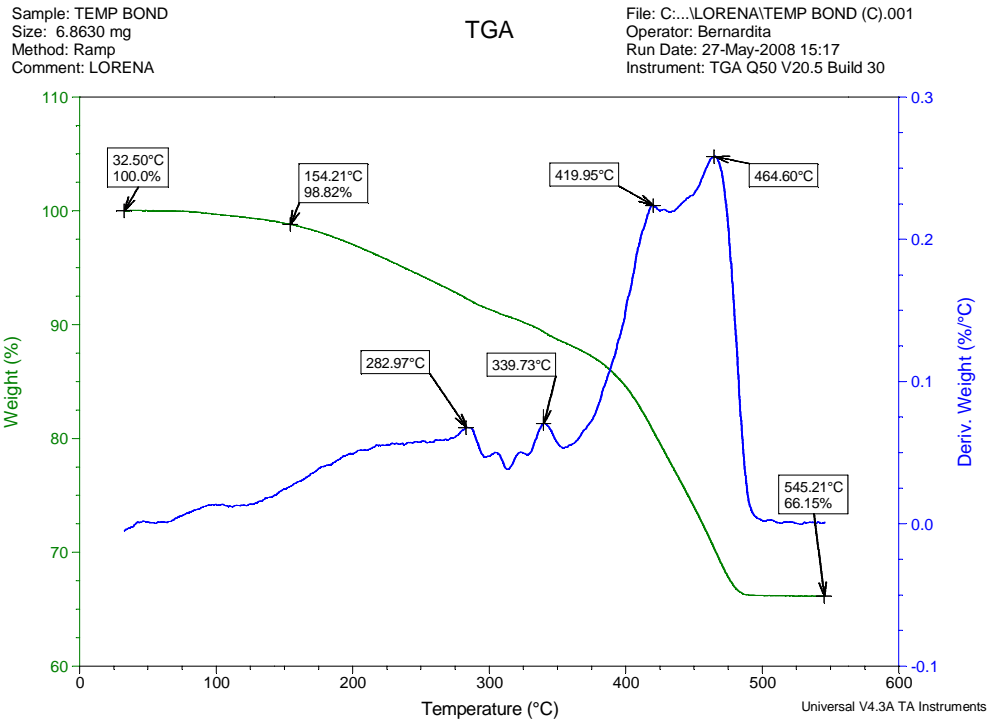


Figura N°35 Termograma de TGA de Tempbond

- Hasta 75° C aproximadamente la muestra es térmicamente estable.
- Se descompone solo el 33,85% de la muestra.
- El 66,15% corresponde a ZnO
- La primera derivada curva azul señala 2 zonas de descomposición, una entre 283 y 339,7° C y otra más importante entre 419,9 y 464,6° C.
- A 500° C permanece una masa remanente de 66,15 % correspondiente ZnO y se descompone el 33,85 % de la muestra, como se mencionó previamente.

8.4- Análisis de solubilidad

Los resultados de solubilidad se registran en las tablas que se muestran a continuación.

Tabla N°13 Factores intra-sujetos

Tiempo	Variable dependiente
1	Solubilidad al día 3
2	Solubilidad al día 7
3	Solubilidad al día 14
4	Solubilidad al día 21

La tabla N°13 indica la solubilidad como variable dependiente en los distintos tiempos, el cual se considera en días (al día 3, al día 7, al día 14 y al día 21 respectivamente).

Tabla N°14 Factores inter-sujetos

		Etiqueta del valor
Materiales	1	Freegenol
	2	Tempbond
	3	Relixtemp ne
	4	Alike
	5	Structur
Solución	1	Saliva artificial
	2	Flúor 1 (2500 ppm)
	3	Flúor 2 (400 ppm)
	4	Calcio 1 (110 mg)
	5	Calcio 2 (220 mg)
	6	pH 5

La tabla anterior muestra los distintos tipos de materiales utilizados en saliva artificial agregando diferentes concentraciones de NaF, CaCl₂ y disminuyendo el grado de acidez (pH).

De acuerdo al anexo 1 a nivel general, en la tabla N° 15 se resume la solubilidad (solub) media de acuerdo con el tiempo y la solución.

Tabla N°15 Solubilidad con respecto del tiempo y la solución

	Solub3	Solub7	Solub 14	Solub 21
Saliva artificial	,000712	,000764	,000840	,000840
Flúor 1	,000708	,000692	,000844	,001100
Flúor 2	,000848	,000748	,000892	,000700
Calcio 1	,000780	,000796	,000776	,000752
Calcio 2	,001236	,000784	,000732	,000684
pH	,000804	,000744	,000832	,000952
Total	,000848	,000755	,000819	,000838

Se puede observar que la mayor solubilidad media la tiene Calcio 2 el día 3 (0.001236) y la menor Calcio 2 en el día 21 (,000684). En el caso de la saliva artificial la solubilidad media al día 14 y día 21 son iguales y mayor que para el día 3 y 7. Para flúor 1, la mayor solubilidad media se presenta el día 21 y la menor el día 7; para flúor 2, la mayor solubilidad media se presenta el día 14 y la menor el día 21; para Calcio 1, la solubilidad media mayor se presenta el día 7 y la menor el día 21. Finalmente, para el pH, la mayor solubilidad media se presenta el día 21 y la menor el día 7. También se puede observar que para Solub3, Calcio 2 tiene la mayor solubilidad media y flúor 1 la menor. Para Solub7, Calcio1 tiene la mayor solubilidad media y flúor 1 la menor. Para Solub 14, la mayor solubilidad media es para flúor 2 y la menor Calcio 2, y para el día 21 flúor 1, tiene la mayor solubilidad media y calcio 2 la menor.

Para los diferentes tipos de materiales estudiados se resumen los valores de solubilidad en la tabla N° 16:

Tabla N°16 Solubilidad con respecto al tiempo y al material en estudio

Material	Solub3	Solub7	Solub 14	Solub21
Freegenol	0,000837	0,000363	0,000460	0,000570
Tempbond	0,001223	0,001207	0,001327	0,001333
Relyxtemp ne	0,000767	0,000873	0,000817	0,000730
Alike	0,000560	0,000633	0,000697	0,000817
Structur	0,000853	0,000697	0,000797	0,000740

De todos los tipos de materiales estudiados, la más alta solubilidad media la tiene Tempbond el día 21 (0.001333) y la más baja Freegenol el día

7 (0.000363). Si el análisis lo hacemos por día, podemos decir que para los días 3 ,7 ,14 y 21 la solubilidad media más alta es para Tempbond y las más bajas el día 3 para Alike, día 7 Freegenol, día 14 Freegenol y día 21 Freegenol. También se puede observar que a nivel de cemento en los distintos días la solubilidad media se comporta de la siguiente forma, esto considerando todas las soluciones (Saliva artificial, Flúor 1, Flúor 2, Calcio 1, Calcio 2 y pH): Freegenol con la solubilidad media más alta el día 3 y la más baja el día 7; Tempbond cuya solubilidad media más alta es el día 21 y la más baja el día 7; Relyx temp ne con la solubilidad media más alta el día 7 y la más baja el día 21; Alike, solubilidad media más alta el día 21 y la más baja el día 3 y por último Structur, con la solubilidad media más alta el día 3 y la más baja el día 7. Si el análisis se hace por día podemos afirmar que para los días 3 ,7 ,14 y 21 la solubilidad media más alta es para Temp bond y las más baja el día 3 Alike, día 7 Freegenol, día 14 Freegenol y día 21 Freegenol.

Tabla Nº 17 ANOVA Variable transformada: Promedio

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación (a)	Eta al cuadrado parcial
Intersección	,000	1	,000	2400,090	,000	,952
Cemento	3,56E-005	4	8,91E-006	53,652	,000	,641
Sol	5,22E-007	5	1,04E-007	,629	,678	,026
Cemento * Sol	2,11E-006	20	1,05E-007	,634	,880	,096
Error	1,99E-005	120	1,66E-007			

De acuerdo con la tabla anterior, la solubilidad media difiere significativamente para el cemento $v-p = 0,00 < 0,05$. Esto indica que el cemento afecta significativamente la solubilidad, pero, en cuanto a la variable solución, no difiere significativamente $v-p = 0,678 > 0,05$. Esto significa que prácticamente no afecta la solubilidad y para la combinación de estos factores, cemento*sol tampoco afecta significativamente la solubilidad pues $v-p = 0,880 > 0,05$. Dado que la tabla anterior nos indica que la solubilidad media para el cemento difiere notablemente se realizan comparaciones por pares en donde se verá qué tipos de cemento difieren entre sí.

Tabla Nº18 Comparaciones por pares

(I) Cemento	(J) Cemento	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación (a)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia(a)	
		Límite inferior	Límite superior	Límite inferior	Límite superior	Límite inferior
Freegenol	Tempbond	-.001(*)	,000	,000	-,001	-,001
	Relyxtemp. ne	,000(*)	,000	,000	,000	,000
	Alike	,000(*)	,000	,025	,000	-1,50E-005
	Structur	,000(*)	,000	,000	,000	,000
Tempbond	Freegenol	,001(*)	,000	,000	,001	,001
	Relyxtemp. ne	,000(*)	,000	,000	,000	,001
	Alike	,001(*)	,000	,000	,000	,001
	Structur	,001(*)	,000	,000	,000	,001
Relyx temp. ne	Freegenol	,000(*)	,000	,000	,000	,000
	Tempbond	,000(*)	,000	,000	-,001	,000
	Alike	,000(*)	,000	,024	1,58E-005	,000
	Structur	2,50E-005	,000	,635	-7,92E-005	,000
Alike	Freegenol	,000(*)	,000	,025	1,50E-005	,000
	Tempbond	-,001(*)	,000	,000	-,001	,000
	Relyxtemp. ne	,000(*)	,000	,024	,000	-1,58E-005
	Structur	-9,50E-005	,000	,073	,000	9,16E-006
Structur	Freegenol	,000(*)	,000	,000	,000	,000
	Temp bond	-,001(*)	,000	,000	-,001	,000
	Relyxtemp. ne	-2,50E-005	,000	,635	,000	7,92E-005
	Alike	9,50E-005	,000	,073	-9,16E-006	,000

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de las medias es significativa al nivel ,05.

(a) Ajuste para comparaciones múltiples: diferencia menos significativa (equivalente a la ausencia de ajuste).

Al realizar las comparaciones por pares, se puede decir que existe diferencia significativa en la solubilidad media para la mayoría de los pares, excepto para el cemento Relyxtemp ne con Structur y para Alike con Strutur. Entre estos pares no existe diferencia significativa (valores p o de significación mayores a 0,05) en la solubilidad media, por lo que se pueden tratar indistintamente o agrupar.

Tabla Nº 19 Comparaciones por pares

(I) Sol	(J) Sol	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación(a)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia(a)	
					Límite inferior	Límite superior
					Límite inferior	Límite superior
Saliva artificial	Flúor 1	-4,70E-005	,000	,416	,000	6,71E-005
	Flúor 2	-8,00E-006	,000	,890	,000	,000
	Calcio 1	1,30E-005	,000	,822	,000	,000
	Calcio 2	-7,00E-005	,000	,227	,000	4,41E-005
	pH	-4,40E-005	,000	,447	,000	7,01E-005
Flúor 1	Saliva artificial	4,70E-005	,000	,416	-6,71E-005	,000
	Flúor 2	3,90E-005	,000	,500	-7,51E-005	,000
	Calcio 1	6,00E-005	,000	,300	-5,41E-005	,000
	Calcio 2	-2,30E-005	,000	,691	,000	9,11E-005
	pH	3,00E-006	,000	,959	,000	,000
Flúor 2	Saliva artificial	8,00E-006	,000	,890	,000	,000
	Flúor 1	-3,90E-005	,000	,500	,000	7,51E-005
	Calcio 1	2,10E-005	,000	,716	-9,31E-005	,000
	Calcio 2	-6,20E-005	,000	,284	,000	5,21E-005
	pH	-3,60E-005	,000	,533	,000	7,81E-005
Calcio 1	Saliva artificial	-1,30E-005	,000	,822	,000	,000
	Flúor 1	-6,00E-005	,000	,300	,000	5,41E-005
	Flúor 2	-2,10E-005	,000	,716	,000	9,31E-005
	Calcio 2	-8,30E-005	,000	,152	,000	3,11E-005
	pH	-5,70E-005	,000	,325	,000	5,71E-005
Calcio 2	Saliva artificial	7,00E-005	,000	,227	-4,41E-005	,000
	Flúor 1	2,30E-005	,000	,691	-9,11E-005	,000
	Flúor 2	6,20E-005	,000	,284	-5,21E-005	,000
	Calcio 1	8,30E-005	,000	,152	-3,11E-005	,000
	pH	2,60E-005	,000	,653	-8,81E-005	,000
pH	Saliva artificial	4,40E-005	,000	,447	-7,01E-005	,000
	Flúor 1	-3,00E-006	,000	,959	,000	,000
	Flúor 2	3,60E-005	,000	,533	-7,81E-005	,000
	Calcio 1	5,70E-005	,000	,325	-5,71E-005	,000
	Calcio 2	-2,60E-005	,000	,653	,000	8,81E-005

Para la comparación solución y, una vez realizada la comparación de todos los pares, se observa que no existe diferencia significativa en la solubilidad media. Todos los valores de significación asociados son mayores a 0,05.

Tabla Nº 20 Comparaciones por pares

(i) Tiempo	(j) Tiempo	Diferencia entre medias (i-j)	Error típ.	Significación (a)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia(a)	
		Límite inferior	Límite superior	Límite inferior	Límite superior	Límite inferior
1	2	9,33E-005	,000	,118	-2,40E-005	,000
	3	2,87E-005	,000	,607	-8,14E-005	,000
	4	1,00E-005	,000	,867	,000	,000
2	1	-9,33E-005	,000	,118	,000	2,40E-005
	3	-6,47E-005	,000	,056	,000	1,71E-006
	4	-8,33E-005(*)	,000	,014	,000	-1,68E-005
3	1	-2,87E-005	,000	,607	,000	8,14E-005
	2	6,47E-005	,000	,056	-1,71E-006	,000
	4	-1,87E-005	,000	,540	-7,88E-005	4,15E-005
4	1	-1,00E-005	,000	,867	,000	,000
	2	8,33E-005(*)	,000	,014	1,68E-005	,000
	3	1,87E-005	,000	,540	-4,15E-005	7,88E-005

Basadas en las medias marginales estimadas * indica la diferencia significativa de medias con un nivel de significación igual a 0,05.

Para el tiempo, al comparar de a pares, solo existe diferencia significativa (valor p 0,014 < 0,05) para el tiempo 2 con el 4 es decir para los días 7 y 21.

Tabla Nº21 Comparaciones múltiples

	(I) Cemento	(J) Cemento	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación	Intervalo de confianza al 95%.			
						Límite inferior	Límite superior		
Bonferroni	Freegenol	Temp bond	-,000715(*)	,0000526	,000	-,000865	-,000565		
		Relix temp ne	-,000239(*)	,0000526	,000	-,000390	-,000089		
		Alike	-,000119	,0000526	,253	-,000270	,000031		
	Temp bond	Freegenol	Structur	-,000214(*)	,0000526	,001	-,000365	-,000064	
			Relix temp ne	,000476(*)	,0000526	,000	,000325	,000626	
			Alike	,000596(*)	,0000526	,000	,000445	,000746	
	Relix temp ne	Freegenol	Structur	,000501(*)	,0000526	,000	,000350	,000651	
			Temp bond	-,000476(*)	,0000526	,000	-,000626	-,000325	
			Alike	,000120	,0000526	,243	-,000030	,000270	
	C de Dunnett	Alike	Freegenol	Structur	,000025	,0000526	1,000	-,000125	,000175
				Temp bond	-,000596(*)	,0000526	,000	-,000746	-,000445
				Relix temp ne	-,000120	,0000526	,243	-,000270	,000030
Temp bond		Freegenol	Structur	-,000095	,0000526	,734	-,000245	,000055	
			Relix temp ne	,000214(*)	,0000526	,001	,000064	,000365	
			Alike	,000095	,0000526	,734	-,000005	,000245	
C de Dunnett		Temp bond	Freegenol	Structur	-,000501(*)	,0000526	,000	,000651	-,000350
				Relix temp ne	-,000025	,0000526	1,000	,000175	,000125
				Alike	,000095	,0000526	,734	-,000005	,000245
		Relix temp ne	Freegenol	Temp bond	-,000715(*)	,0000639		,000901	-,000529
				Structur	-,000239(*)	,0000617		,000419	-,000060
				Alike	-,000119	,0000605		,000295	,000057
	Temp bond	Freegenol	Structur	-,000214(*)	,0000658		,000405	-,000023	
			Relix temp ne	,000715(*)	,0000639		,000529	,000901	
			Alike	,000476(*)	,0000403		,000359	,000593	
	Relix temp ne	Freegenol	Structur	,000596(*)	,0000384		,000484	,000708	
			Temp bond	,000501(*)	,0000463		,000366	,000635	
			Alike	,000239(*)	,0000617		,000060	,000419	
C de Dunnett	Temp bond	Freegenol	Structur	-,000476(*)	,0000403		,000593	-,000359	
			Relix temp ne	,000120(*)	,0000347		,000019	,000221	
			Alike	,000025	,0000432		,000101	,000151	
	Relix temp ne	Freegenol	Structur	,000119	,0000605		,000057	,000295	
			Temp bond	-,000596(*)	,0000384		,000708	-,000484	
			Alike	-,000120(*)	,0000347		-,000221	-,000019	
	Temp bond	Freegenol	Structur	-,000095	,0000415		-,000021	,000026	
			Relix temp ne	,000214(*)	,0000658		,000023	,000405	
			Alike	-,000501(*)	,0000463		-,000063	-,000366	
	Temp bond	Freegenol	Structur	-,000025	,0000432		,000151	,000101	
			Relix temp ne	,000095	,0000415		,000026	,000216	
			Alike	,000095	,0000415		,000026	,000216	

Basado en las medias observadas. * La diferencia de medias es significativa al nivel, 05. Según el criterio de Bonferroni de comparaciones múltiples.

1. Freegenol- Alike
2. Relyxtemp ne - Alike
3. Relyxtemp ne - Structur
4. Alike-Structur

La solubilidad media no difiere significativamente para estos pares, por lo que se pueden agrupar; para el resto de las combinaciones existe diferencia significativa pues sus valores p asociados son menores a 0,05 y no se pueden agrupar, se deben tratar por separado.

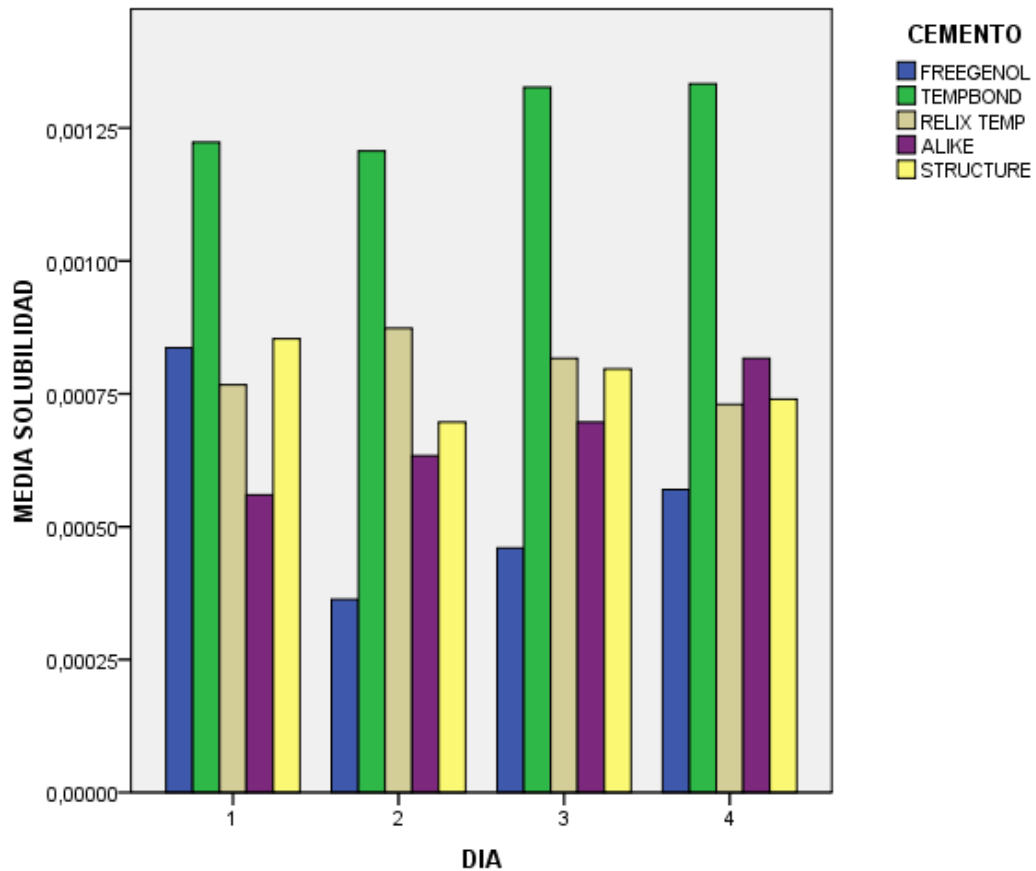


Figura Nº 36 Gráfico de medidas marginales estimadas para el material de estudio cemento en relación al tiempo y la solubilidad

Para el factor cemento tiempo de acuerdo al gráfico Tempbond tiene más alta solubilidad y aumenta al pasar los días. Alike aumenta al pasar los días, Freegenol baja al día 7 y luego sube el día 14 y 21. Relyxtemp ne y Structur tienen comportamiento similar. La solubilidad más baja la tiene Freegenol.

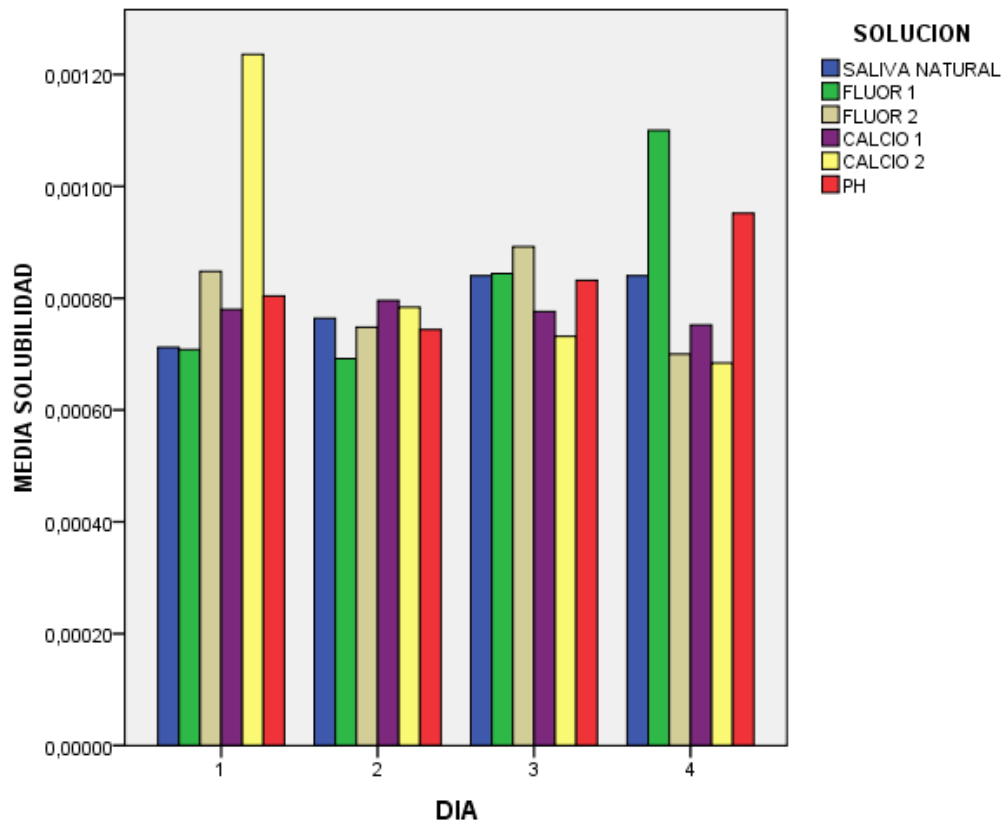


Figura N°37 Gráfico de medidas marginales estimadas para el material de la solución en relación al tiempo y la solubilidad

De acuerdo al gráfico anterior, en general, no se observan grandes diferencias en solubilidad media para la variable solución. Se debe destacar que el Calcio 2 empieza muy alto el tiempo 1 (día 3) y baja considerablemente al pasar los días y en Flúor 1 el tiempo 1 (día 3) es el más bajo, pero aumenta considerablemente en el tiempo 4. En general, los valores más altos y más bajos lo presentan Calcio 2 y Flúor 1; sin embargo, en los test estadísticos no mostraban diferencias significativas.

Las figuras N° 39 a 50 muestran las microfotografías obtenidas por SEM (microscopía electrónica de barrido) de las resinas acrílicas y cementos en base a óxido de zinc con y sin eugenol sometidos a los diferentes tratamientos del estudio de solubilidad y en las cuales se observan la degradación de los materiales en estudio en los distintos tiempos estudiados.

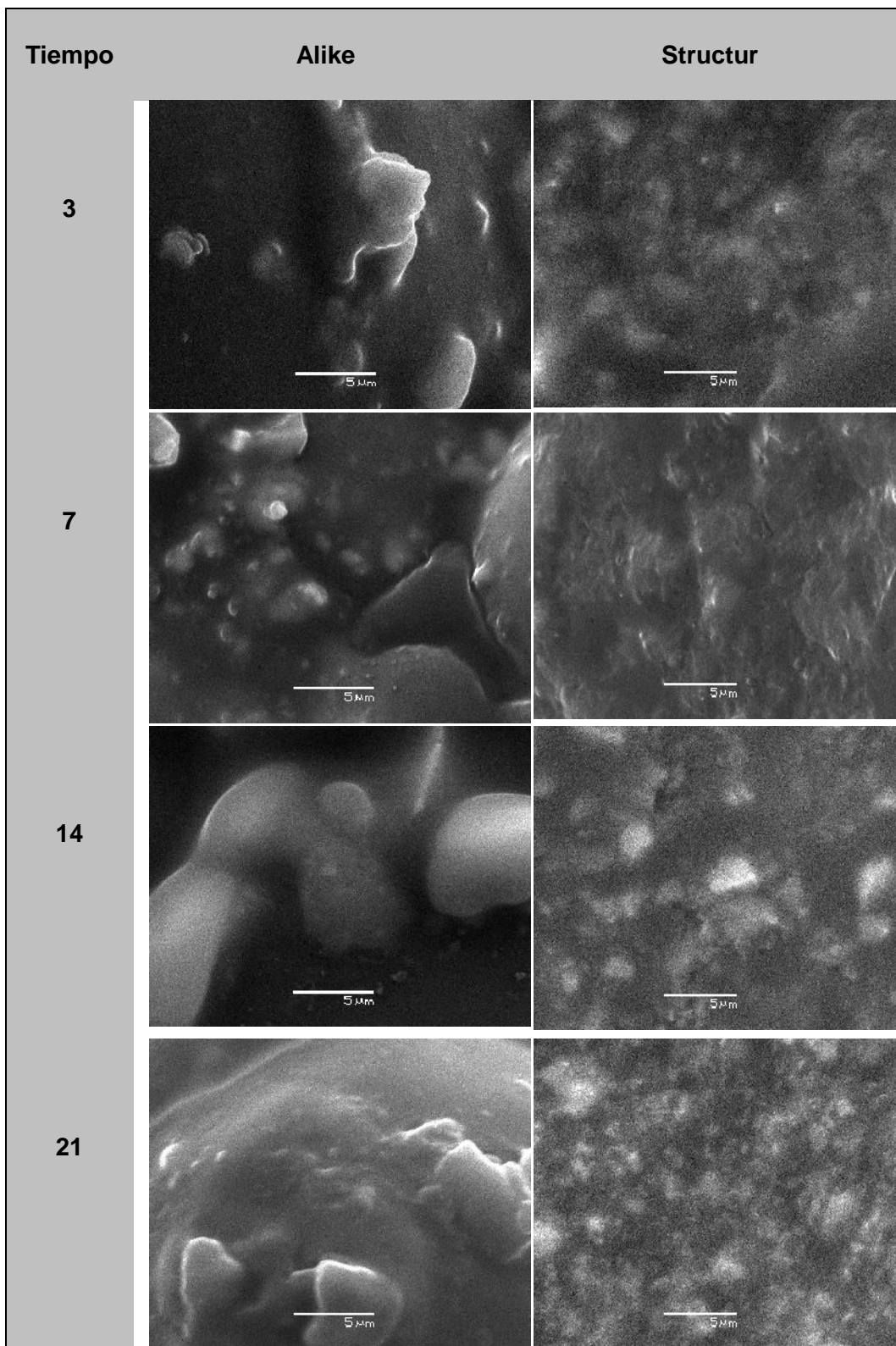


Figura N°38 Microfotografía de resinas acrílicas en saliva artificial

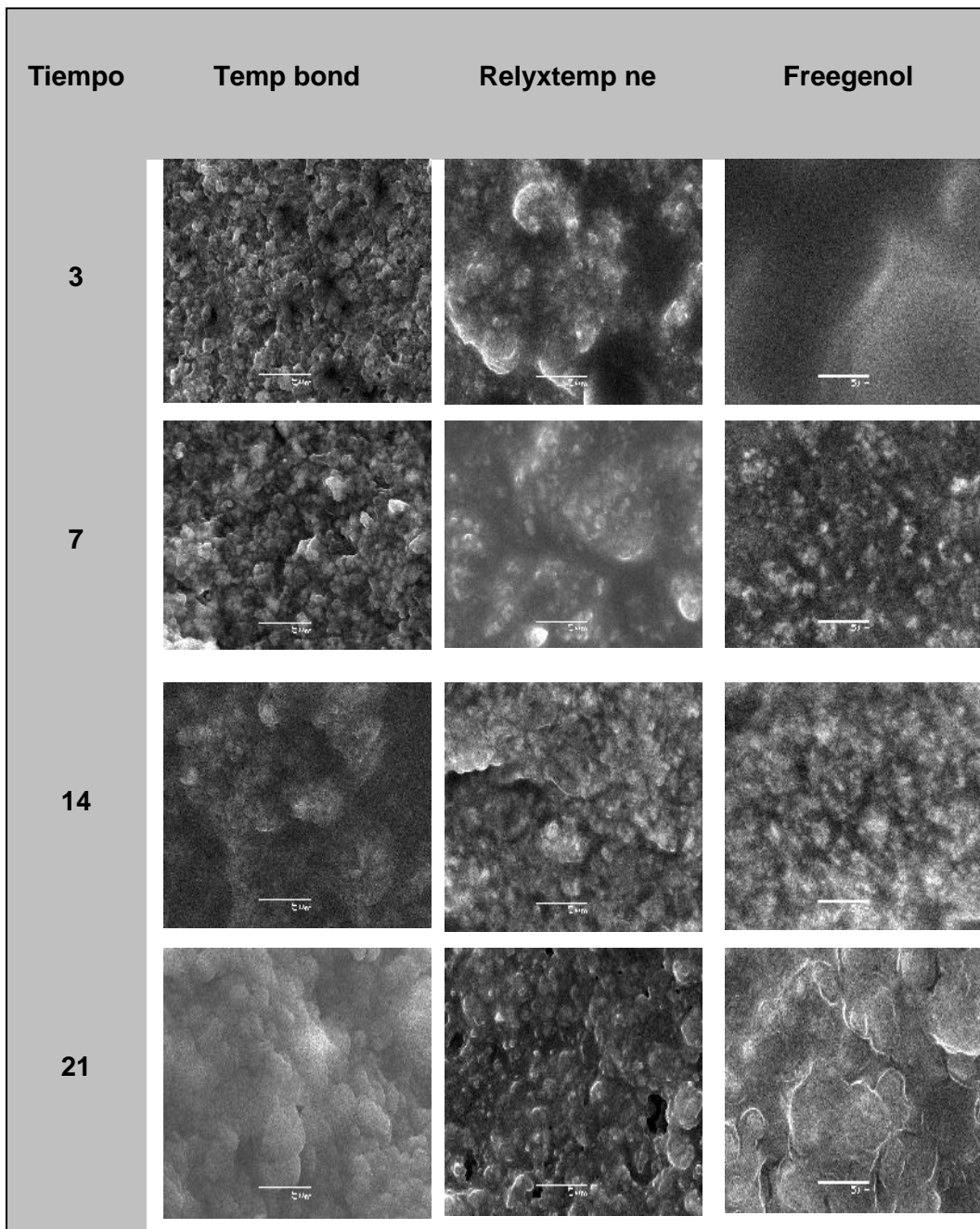


Figura Nº39 Microfotografía de cementos temporales en saliva artificial

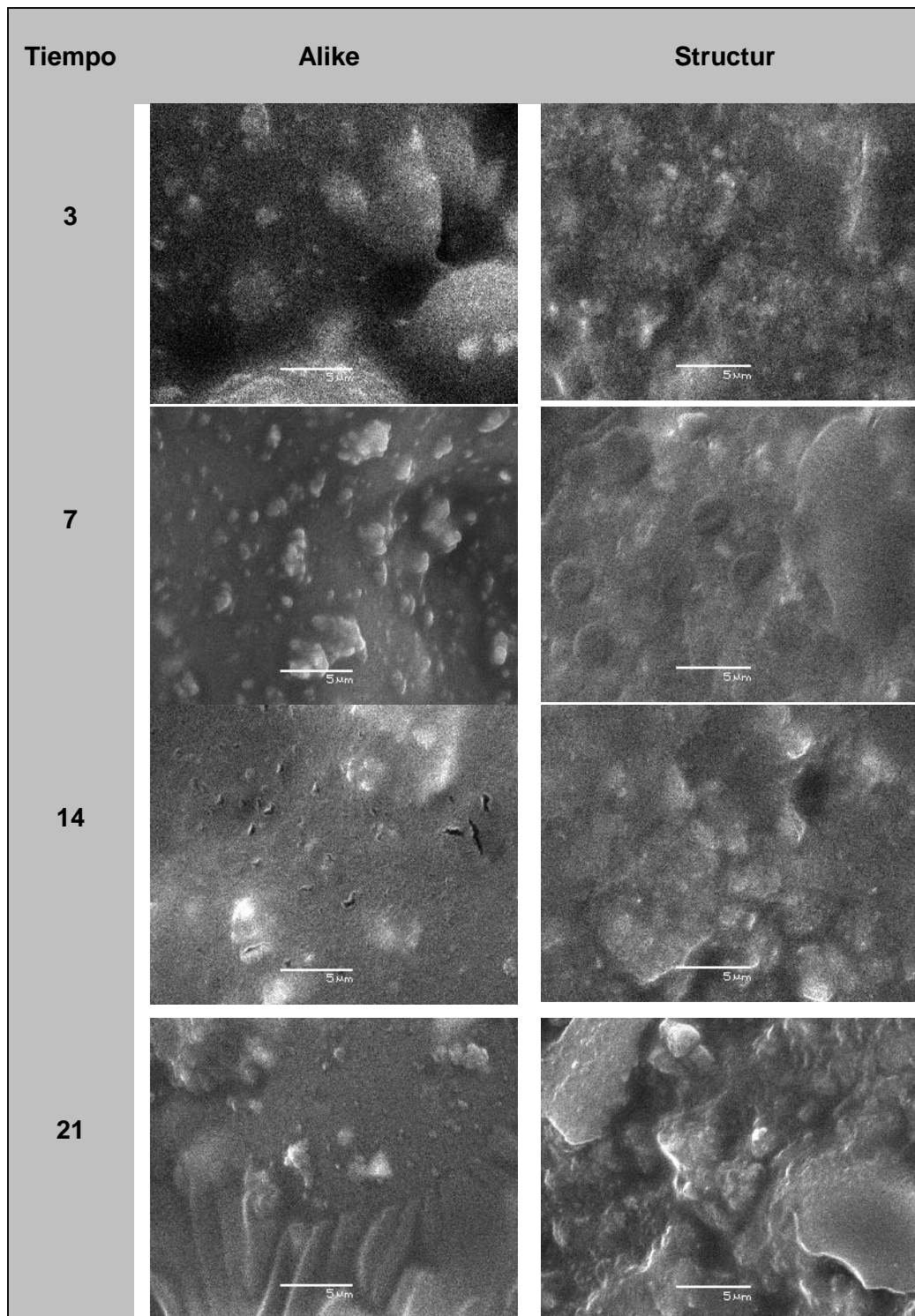


Figura N°40 Microfotografía de resinas acrílicas en saliva artificial con 2500ppm de NaF

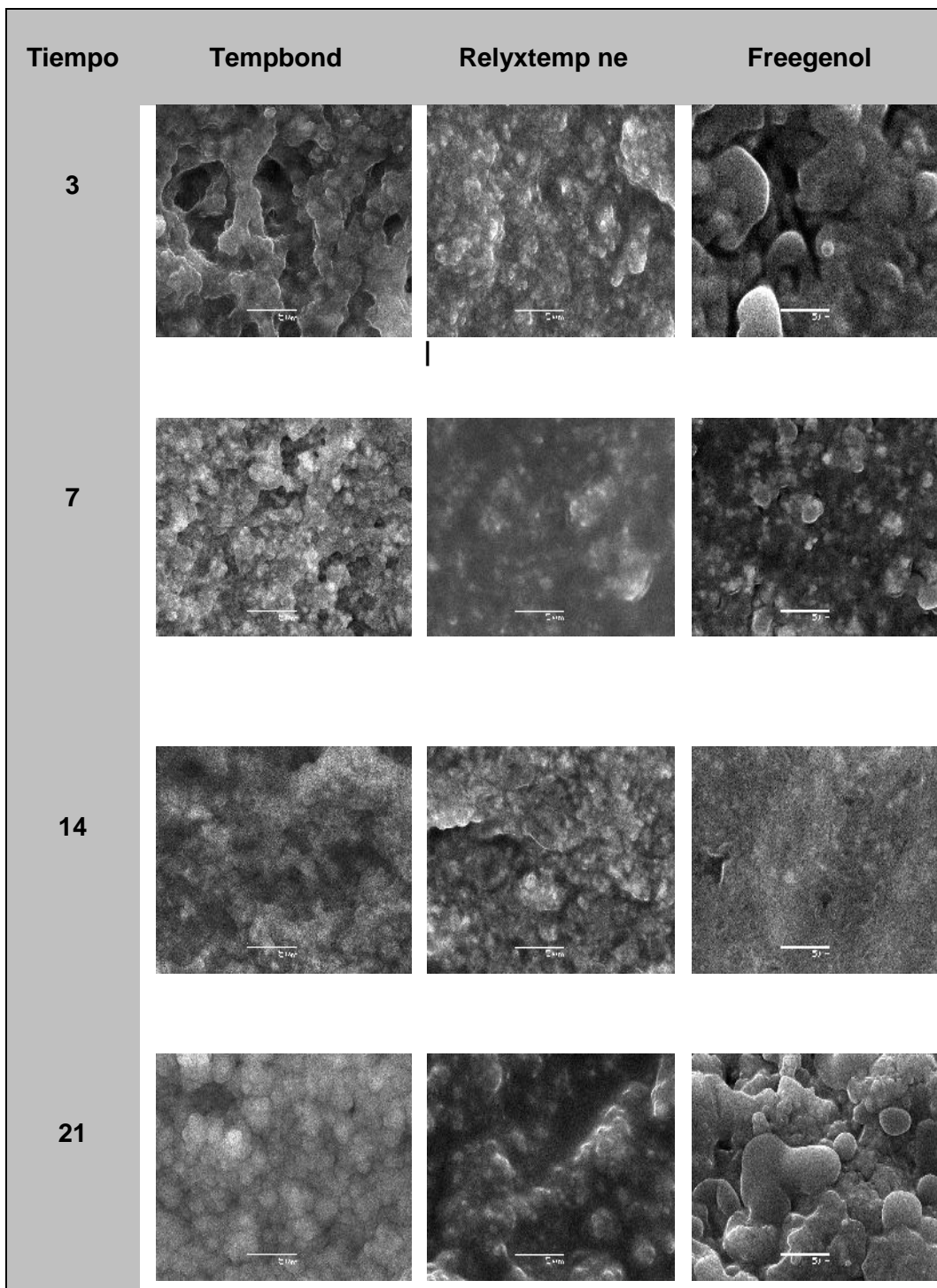


Figura N°41 Microfotografía de cementos temporales en saliva artificial con 2500ppm de NaF

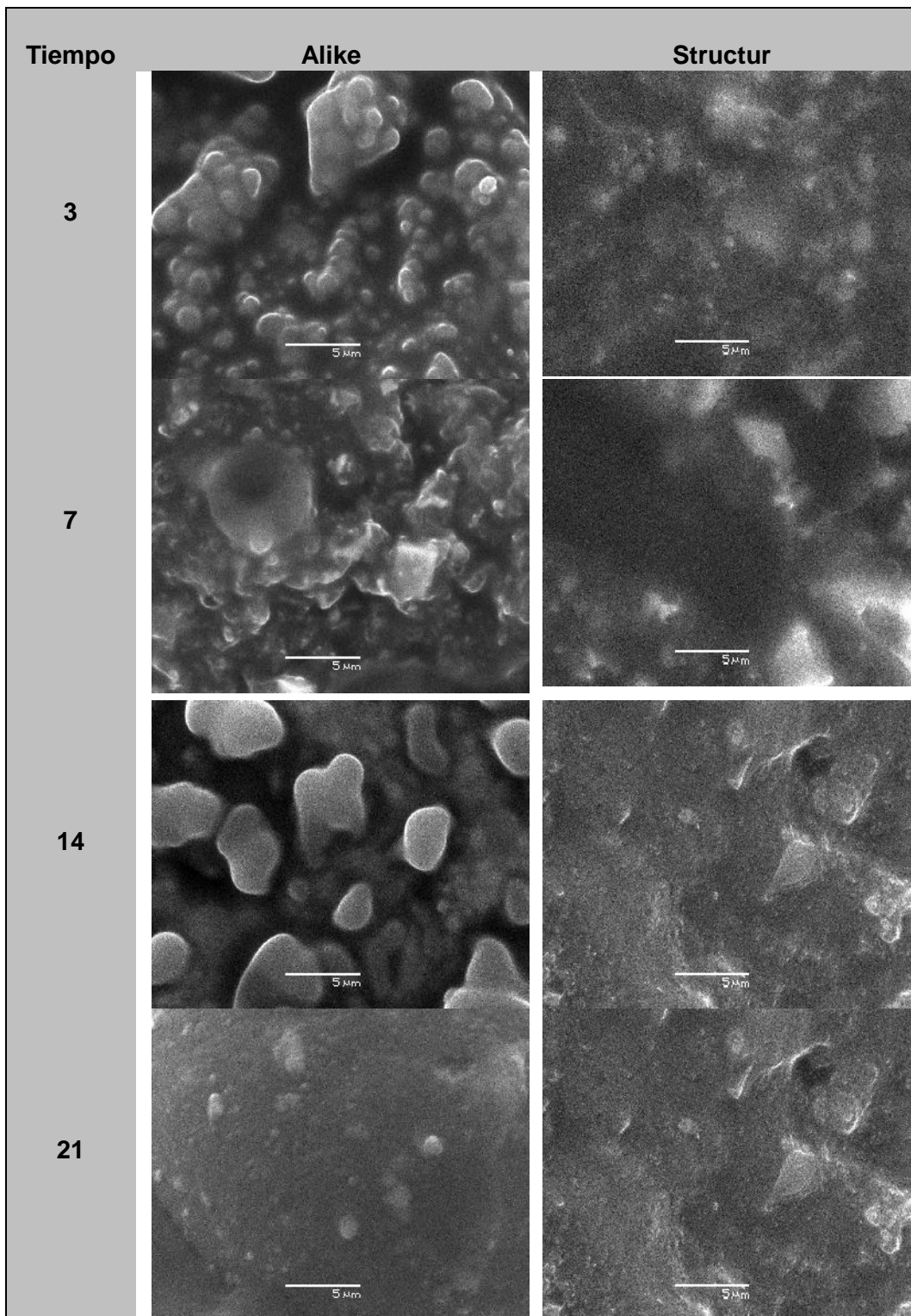


Figura Nº42 Microfotografía de resinas acrílicas en saliva artificial con 400ppm de NaF

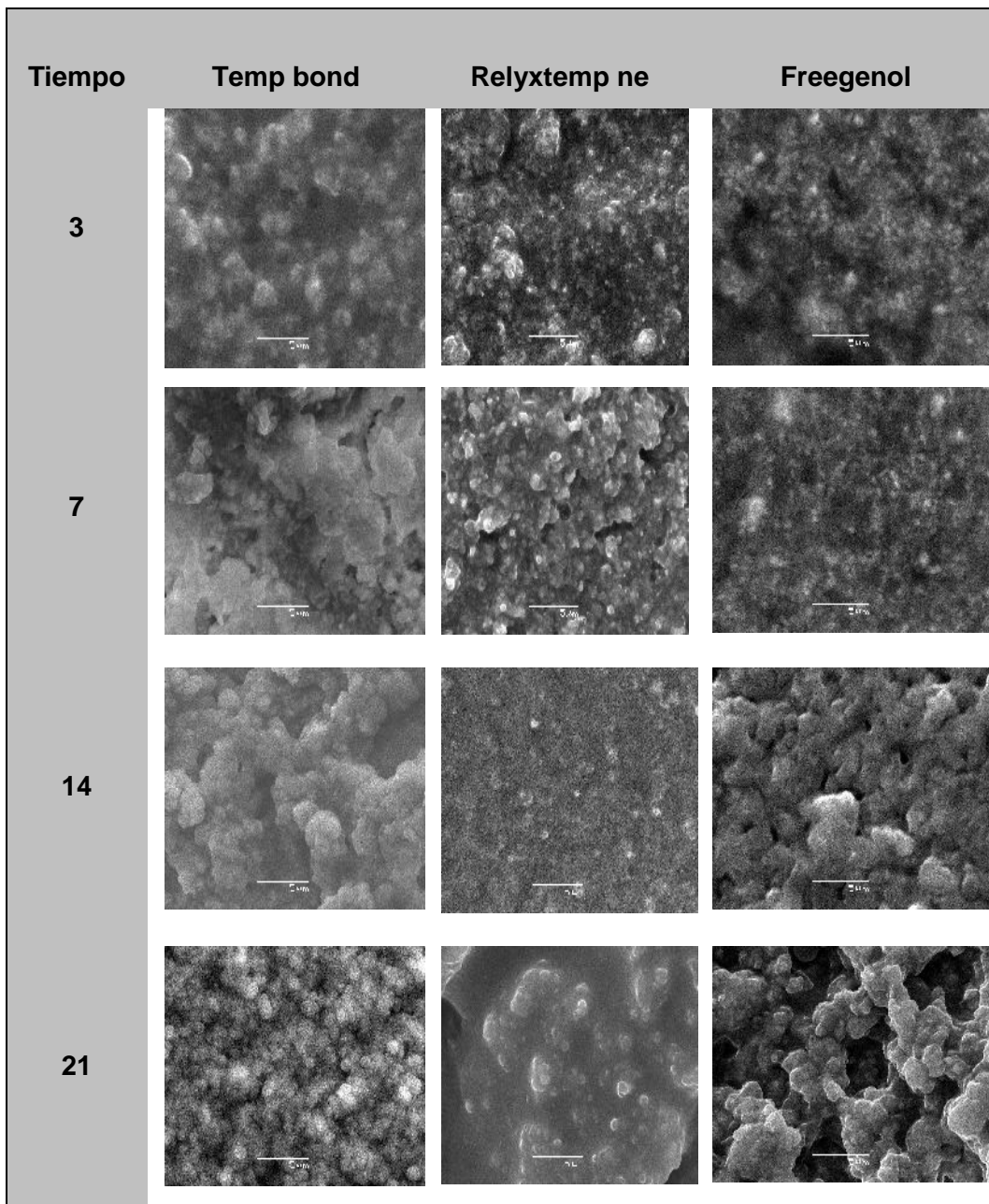


Figura N°43 Microfotografía de cementos provisionales en saliva artificial con 400ppm de NaF

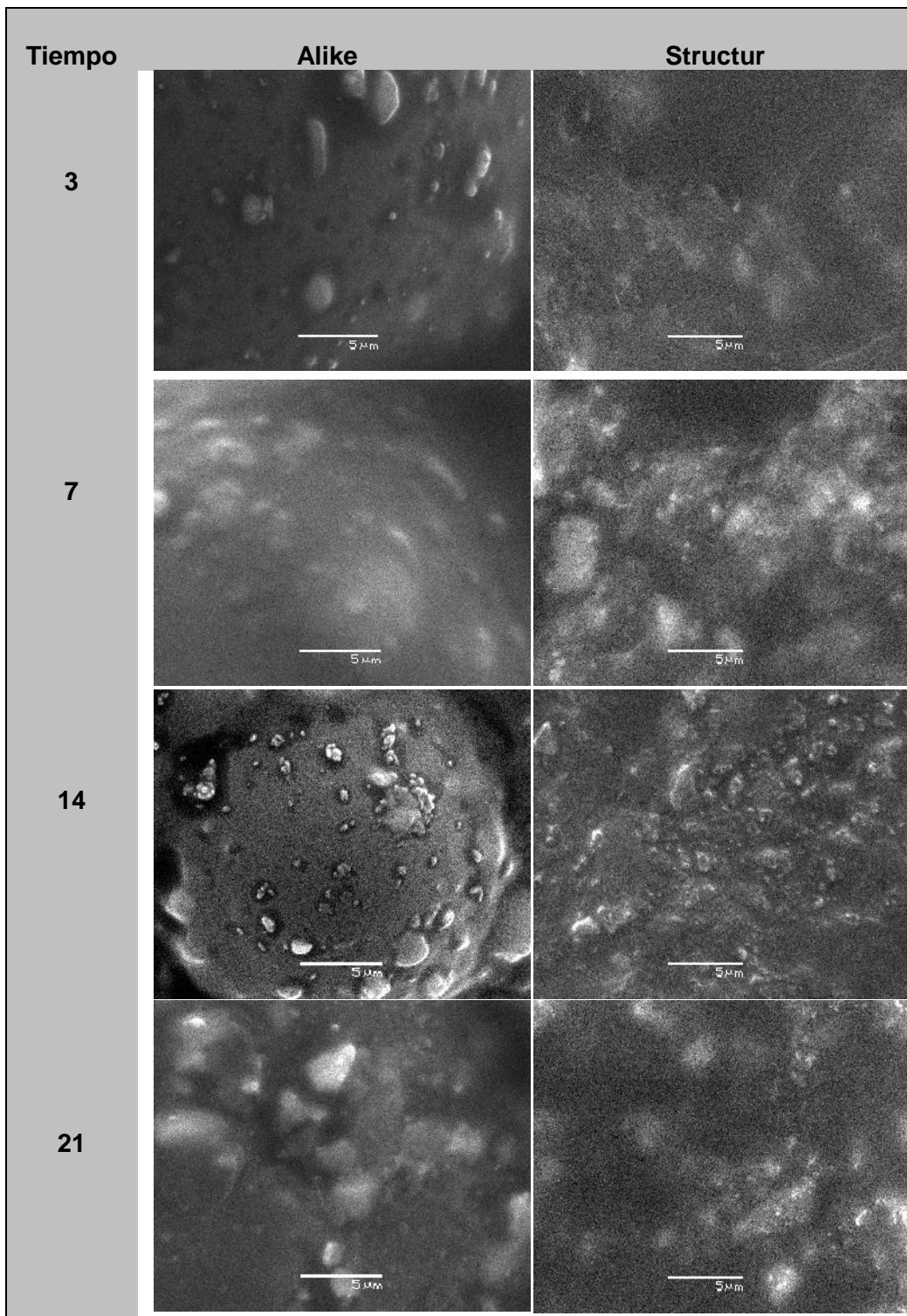


Figura N°44 Microfotografía de resinas acrílicas en saliva artificial con 110 mg de CaCl_2

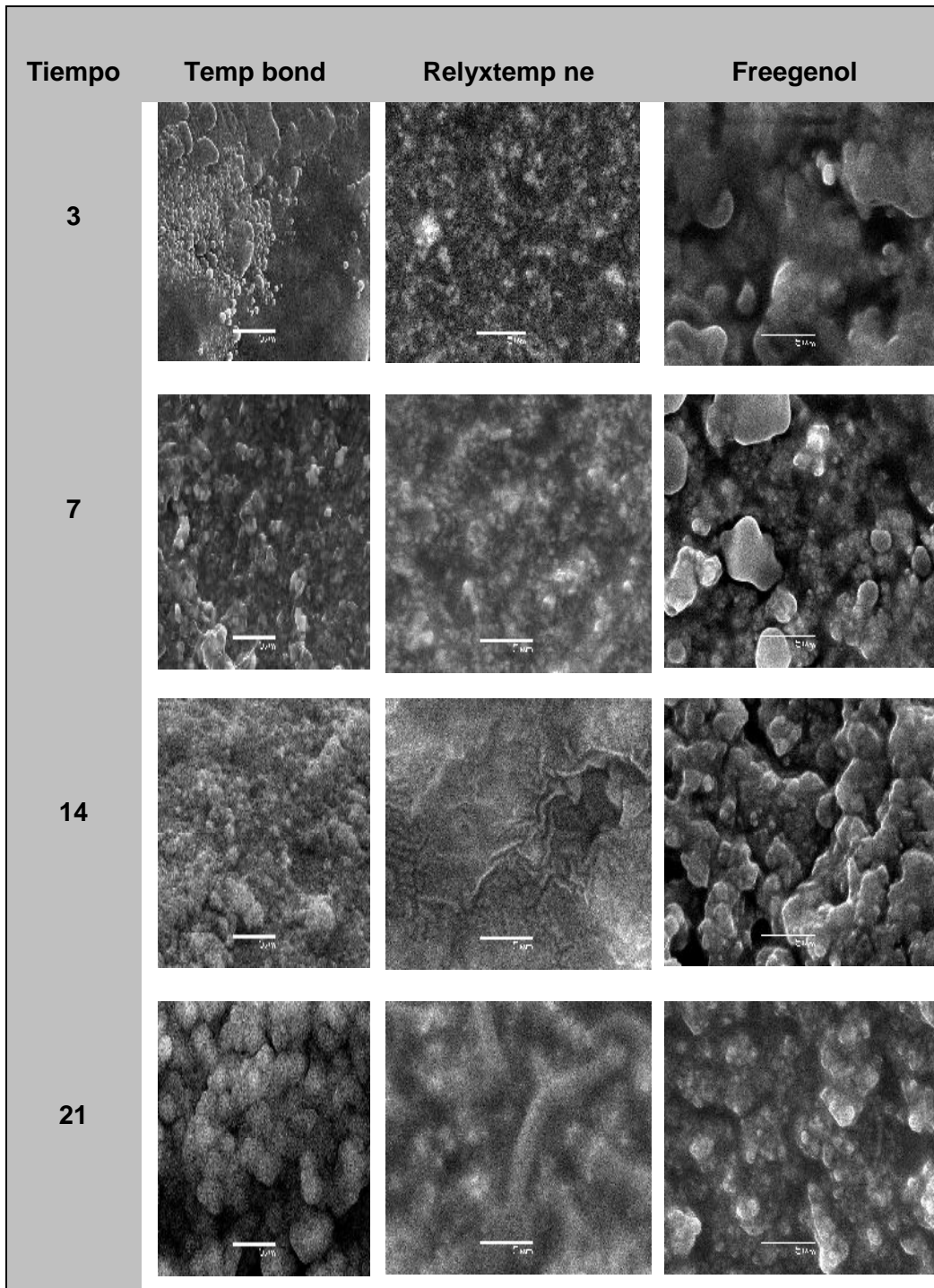


Figura N°45 Microfotografía de cementos provisionales en saliva artificial con 110 mg de CaCl_2

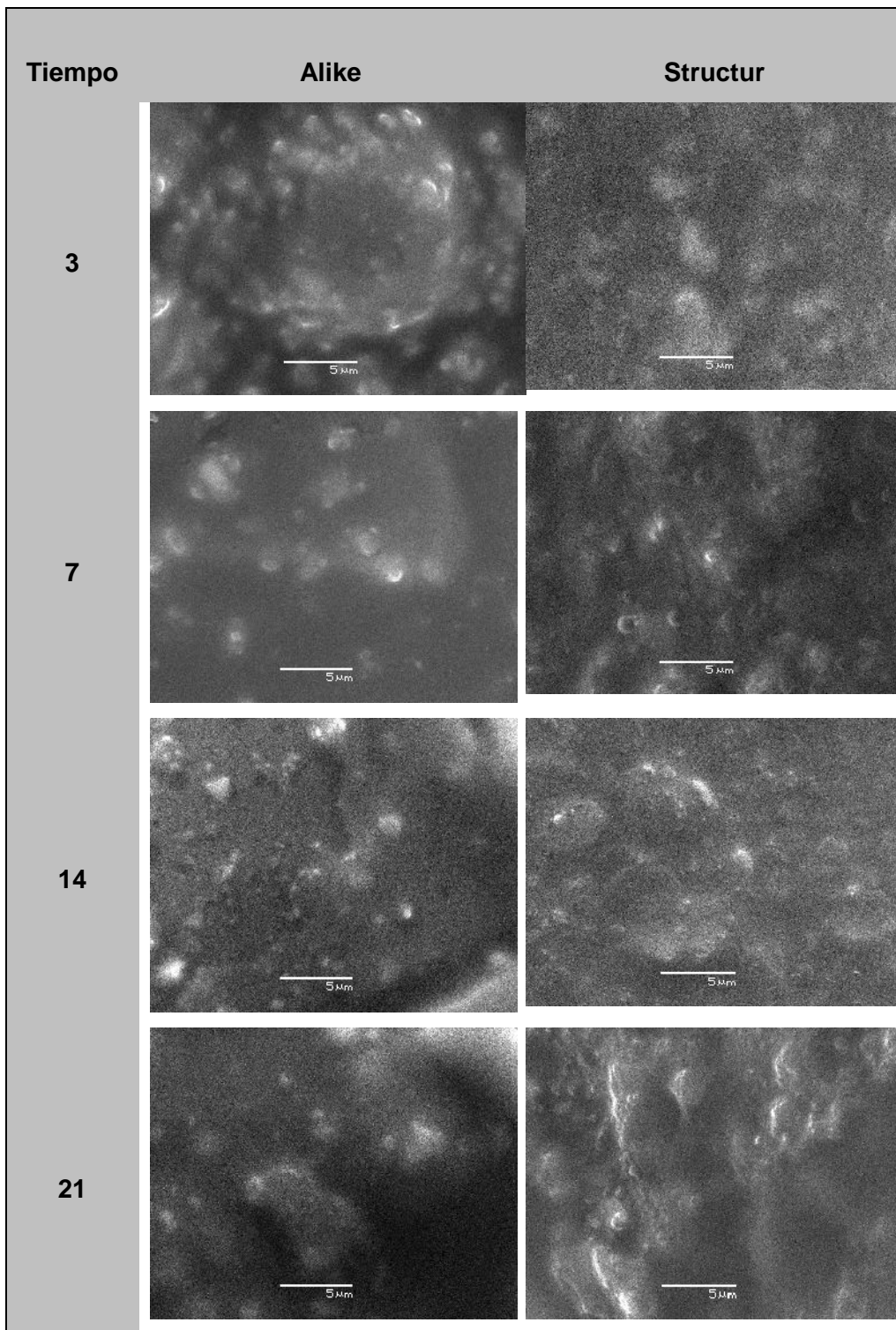


Figura N°46 Microfotografía de resinas acrílicas en saliva artificial con 220 mg de CaCl_2

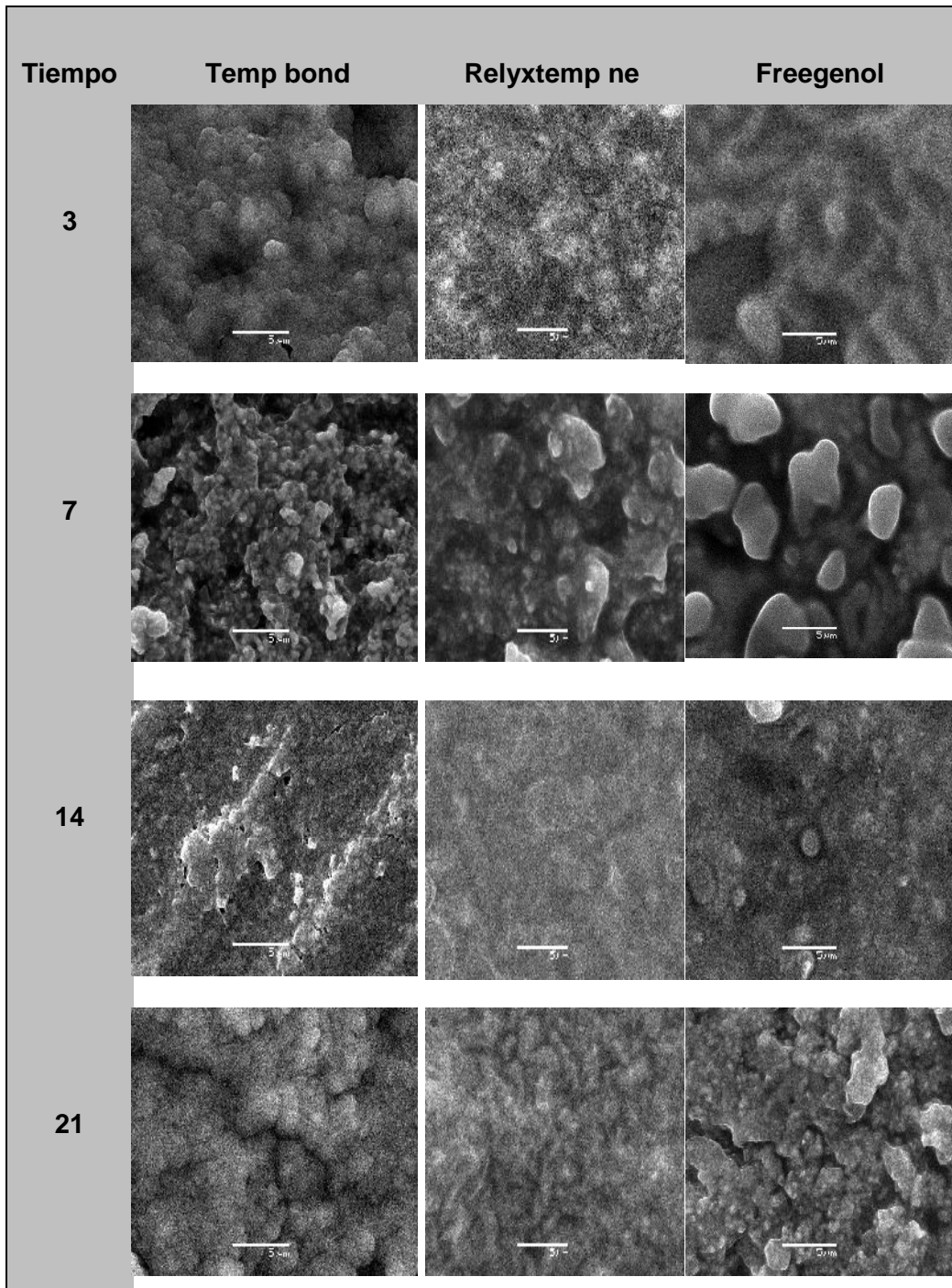


Figura N°47 Microfotografía de cementos provisionales en saliva artificial con 220 mg de CaCl_2

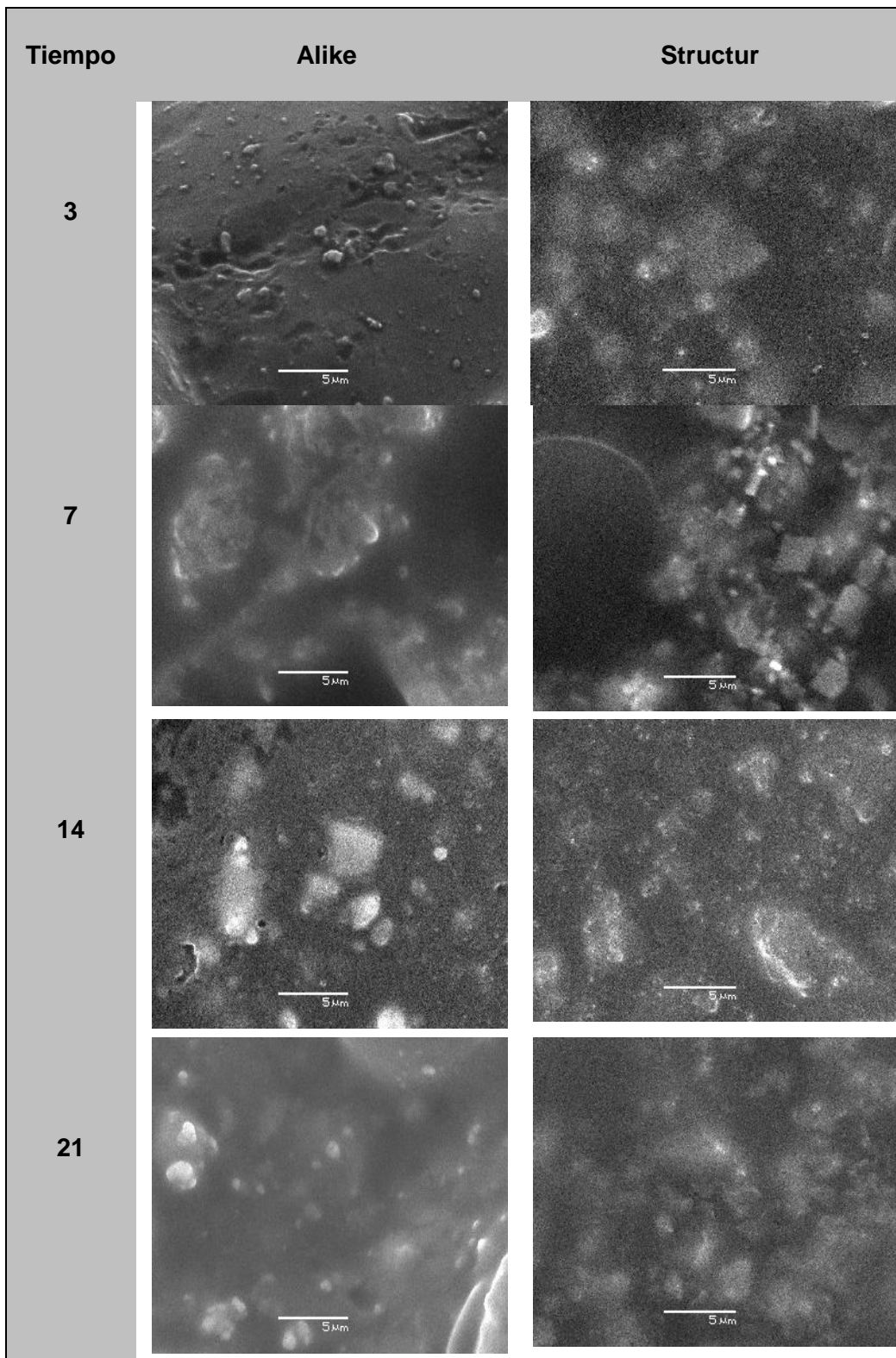


Figura N°48 Microfotografía de resinas acrílicas en saliva artificial a pH 5

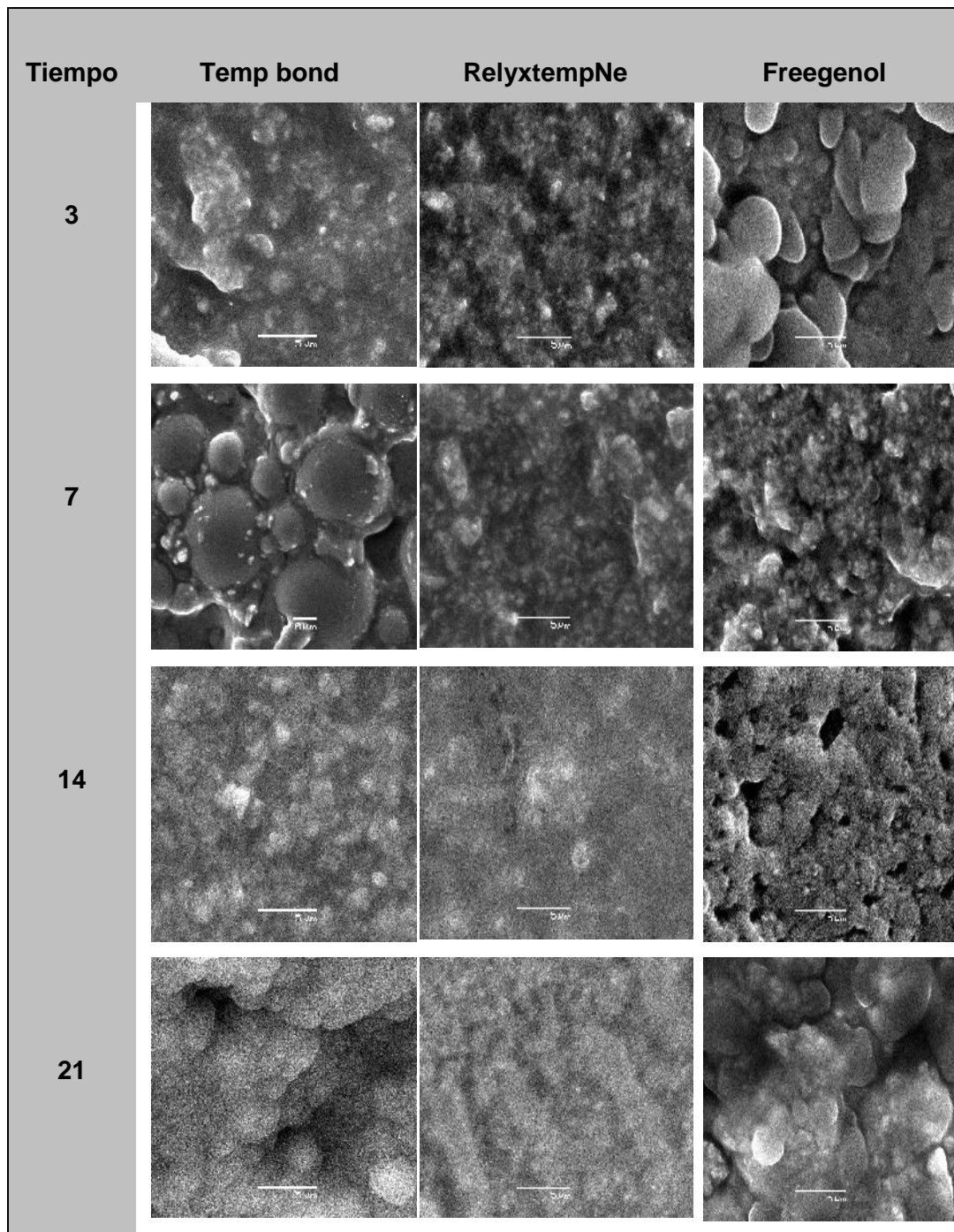


Figura N° 49 Microfotografía de cementos provisionales en saliva artificial a pH 5

El resultado obtenido del análisis de estas microfotografías se discute en las conclusiones.

8.5- Análisis elemental

Los resultados del análisis elemental se registraron mediante microfotografías electrónicas de cada material estudiado sometido a los diferentes tratamientos de solubilidad en los distintos tiempos en los cuales se realizaron los estudios. Estos muestran la presencia y el porcentaje en que se encuentra el elemento químico en la muestra del material en estudio.

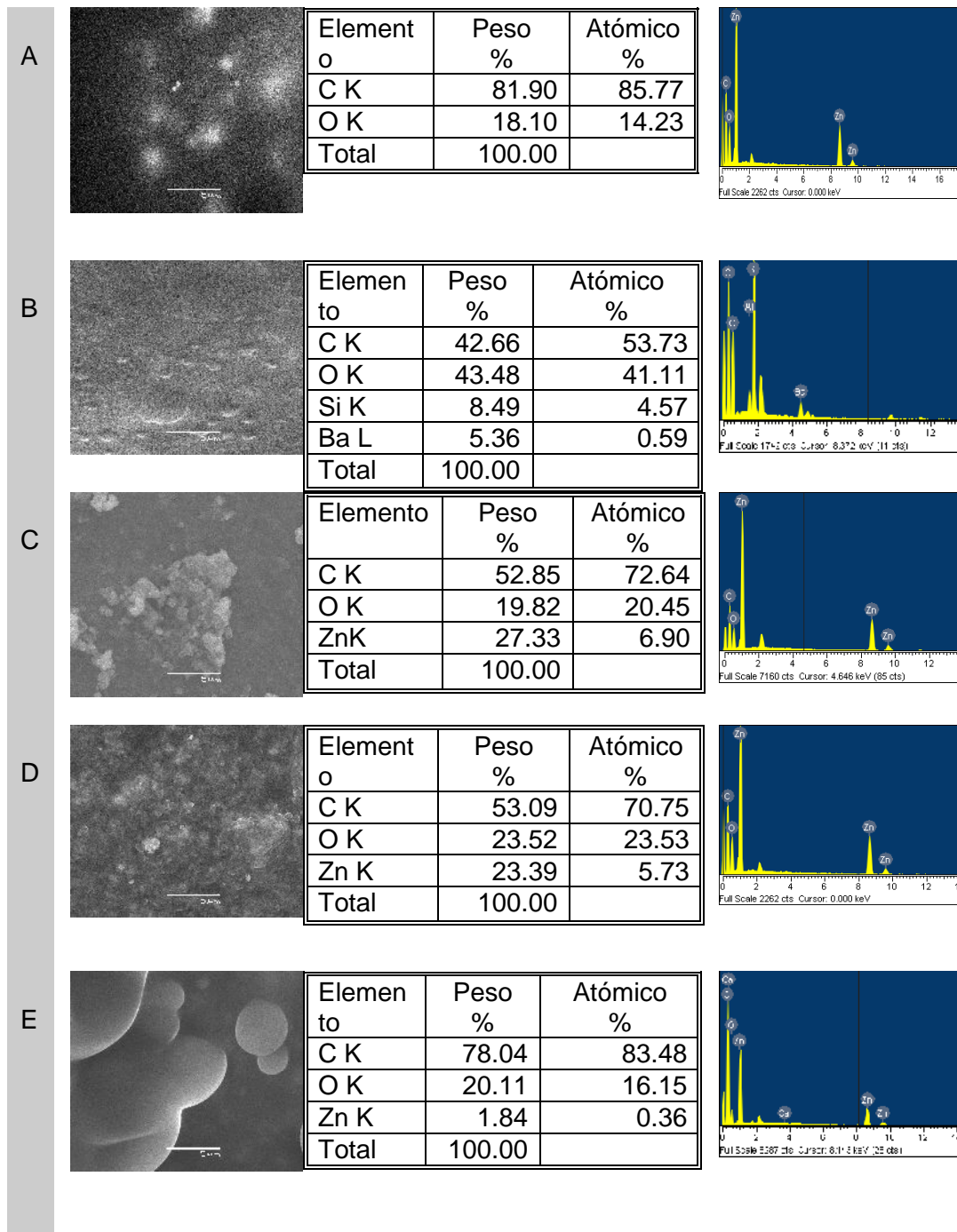
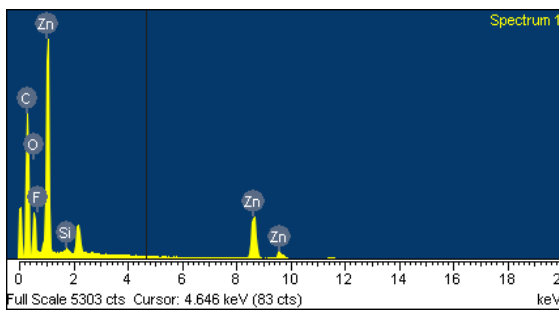
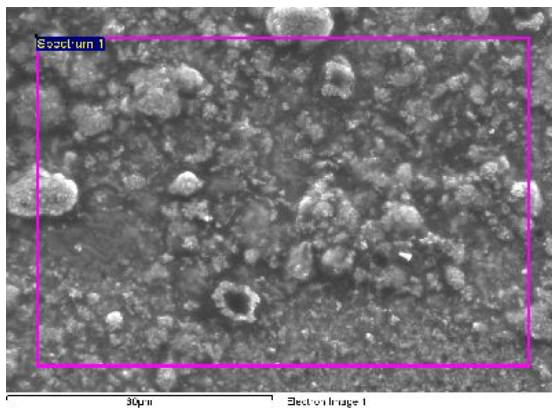


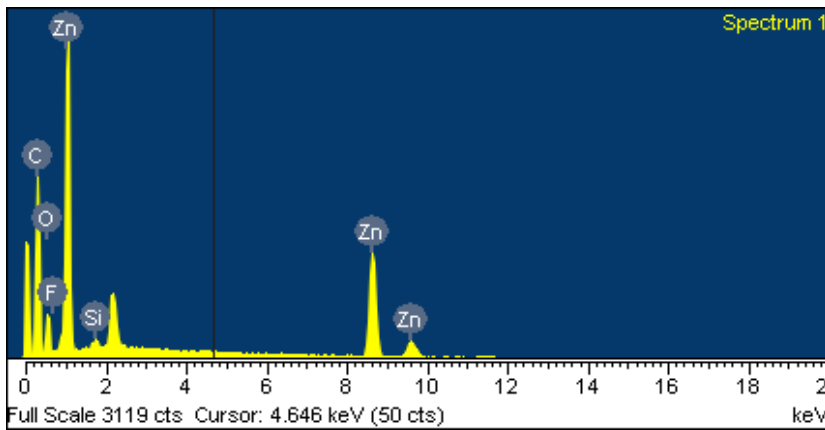
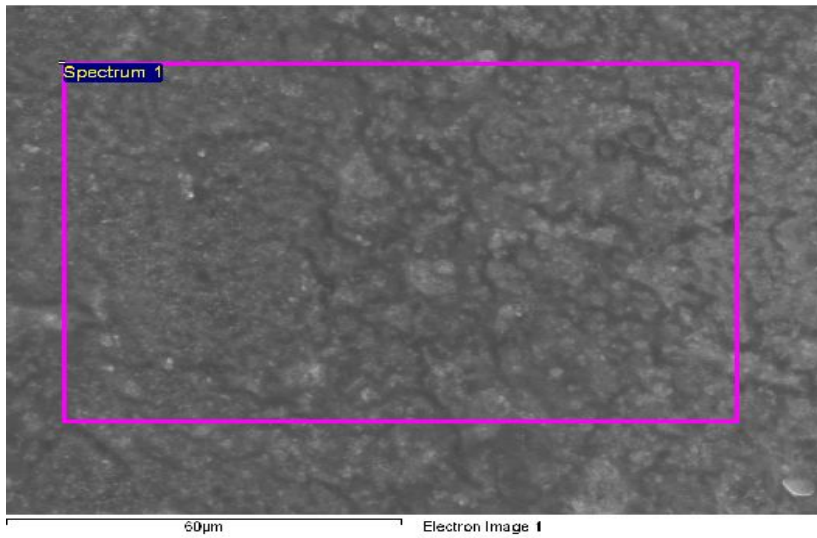
Figura N°50 Microfotografías y análisis elemental de los materiales en estudio A Alike, B Structur, C Tempbond, D Relyx temp NE, E Freegenol con una resolución de 5 µm, antes de ser sometidos a los diferentes tratamientos con saliva artificial



Elemento	Peso %	Atómico %
F K	0.85	0.67

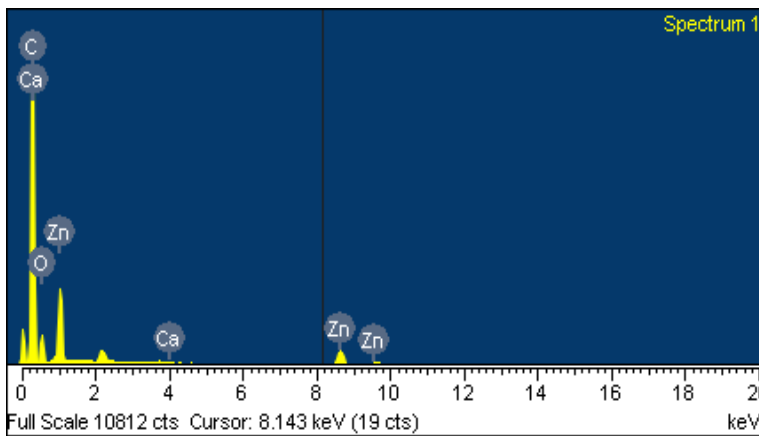
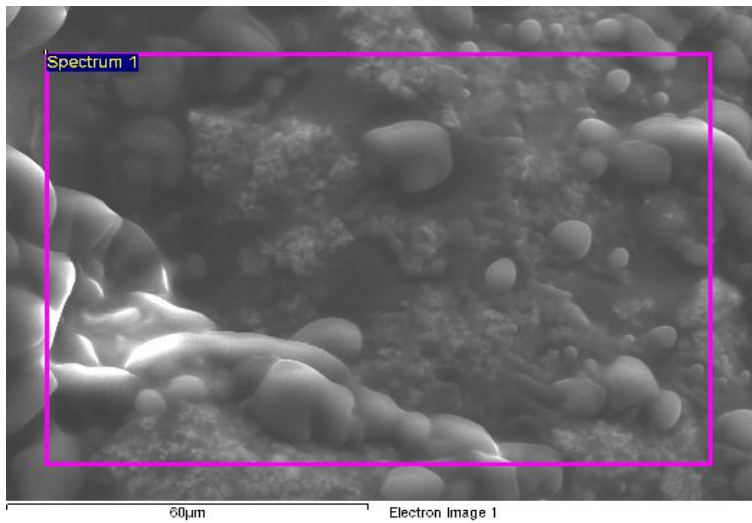
Figura N°51 Microfotografía electrónica de Freegenol en saliva artificial con 2500 ppm de NaF al día 7, en la cual se observa la presencia de flúor que corresponde a un 0,85% del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica.

K corresponde a la línea de energía emitida por el fotón con el cual el programa calculó el % de peso en la zona de la muestra delimitada en la microfotografía electrónica.



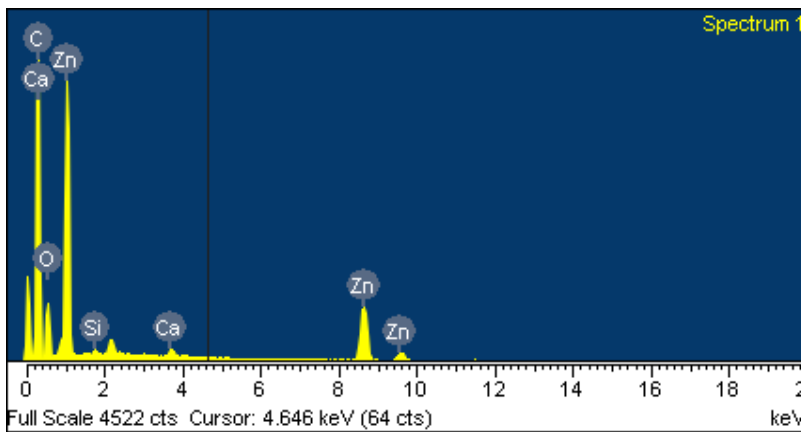
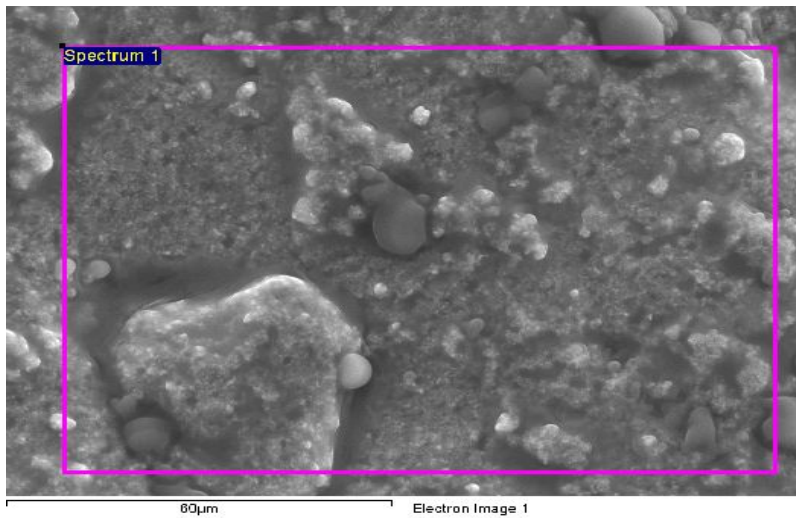
Elemento	Peso %	Atómico %
F K	0.15	0.13

Figura N°52 Microfotografía electrónica de Freegenol en saliva artificial con 400 ppm de NaF al día 7, en la cual se observa la presencia de flúor que corresponde a un 0,15% del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



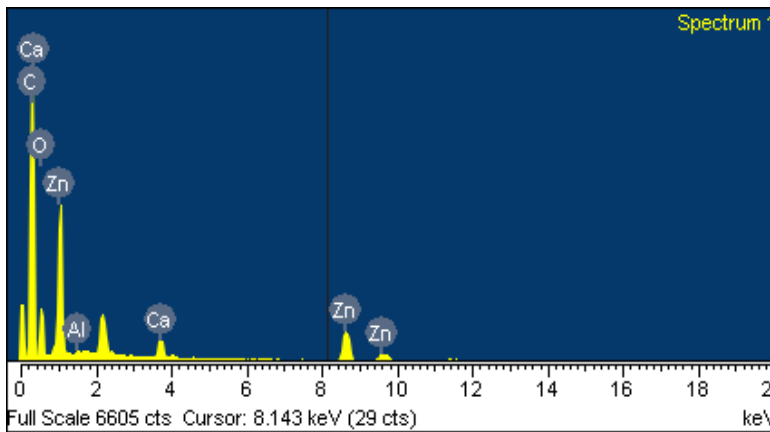
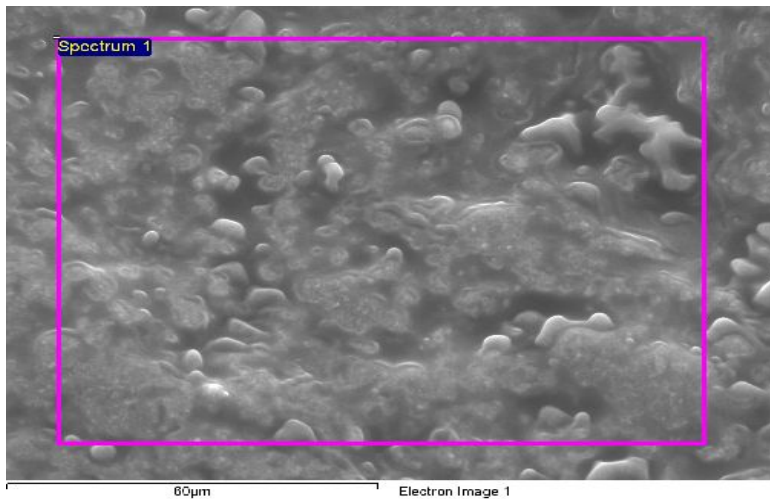
Elemento	Peso %	Atómico %
C K	78.06	85.76
O K	15.72	12.96
Ca K	0.13	0.04
Zn K	6.09	1.23
Total	100.00	

Figura N°53 Microfotografía electrónica de Freegenol en saliva artificial con 110 mg de CaCl_2 al día 3, en la cual se observa la presencia de Calcio que corresponde a un 0,13 % del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



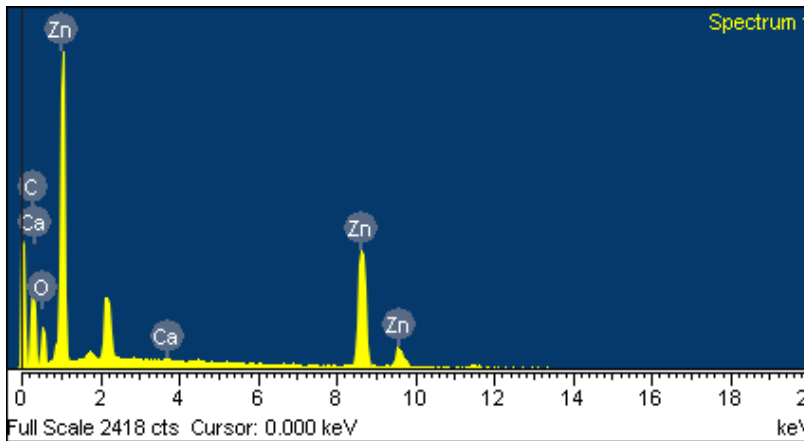
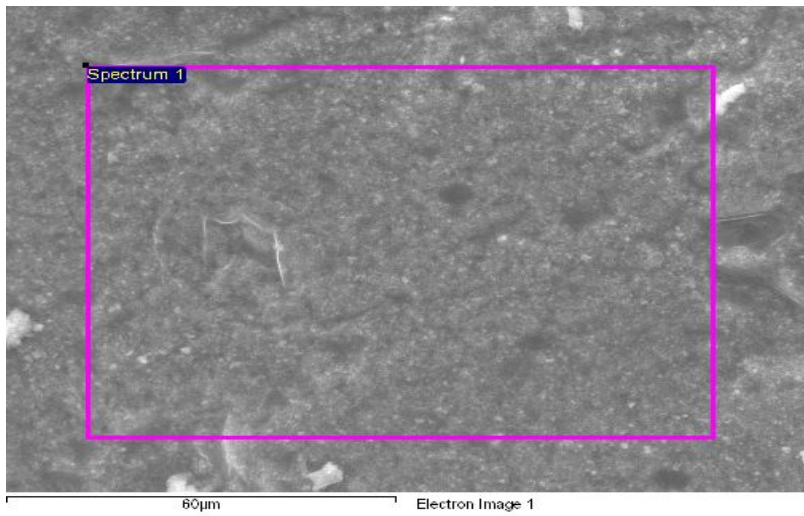
Elemento	Peso %	Atómico %
Ca K	0.25	0.09

Figura N°54 Microfotografía electrónica de Freegenol en saliva artificial con 110 mg de CaCl_2 al día 7, en la cual se observa la presencia de calcio que corresponde a un 0,25% del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



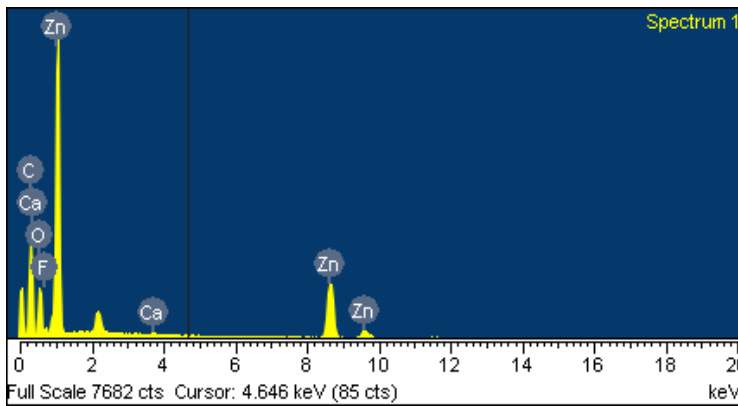
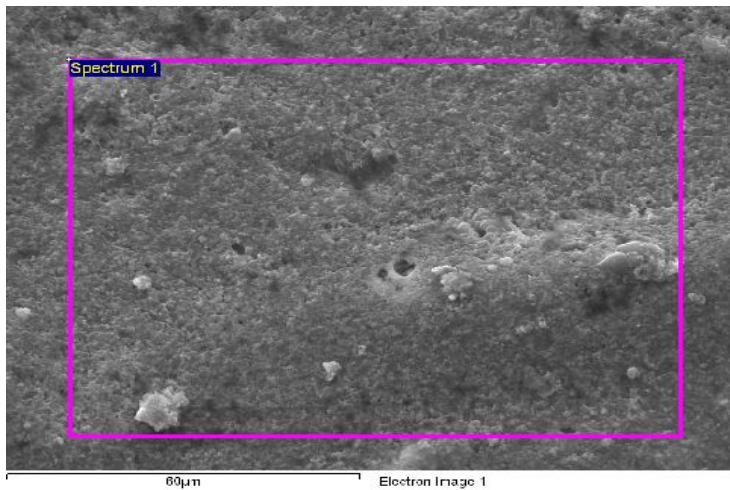
Elemento	Peso %	Atómico %
C K	69.86	80.62
O K	19.61	16.99
AlK	0.11	0.06
Ca K	0.88	0.30
Zn K	9.55	2.02
Total	100.00	

Figura N°55 Microfotografía electrónica de Freegenol en saliva artificial con 220 mg de CaCl_2 al día 3, en la cual se observa la presencia de flúor que corresponde a un 0,88 % del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



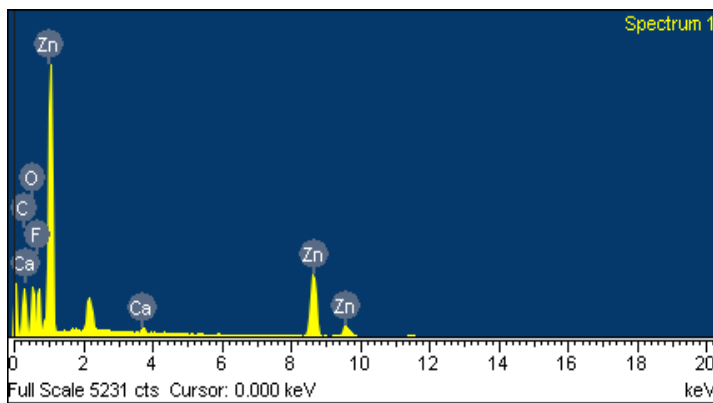
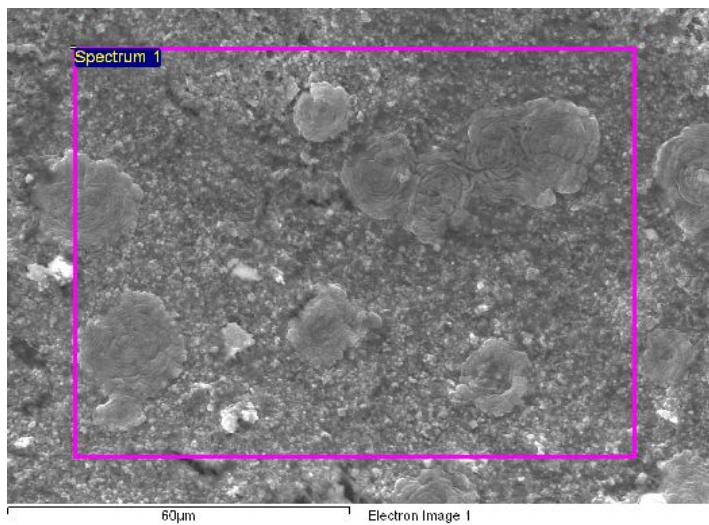
Elemento	Peso %	Atómico %
Ca K	0.05	0.02

Figura N°56 Microfotografía electrónica de Freegenol en saliva artificial con 220 mg de CaCl_2 al día 7, en la cual se observa la presencia de calcio que corresponde a un 0,05% del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



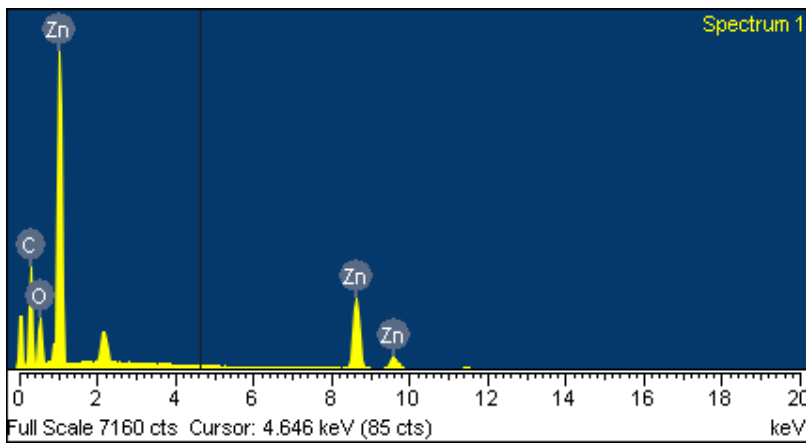
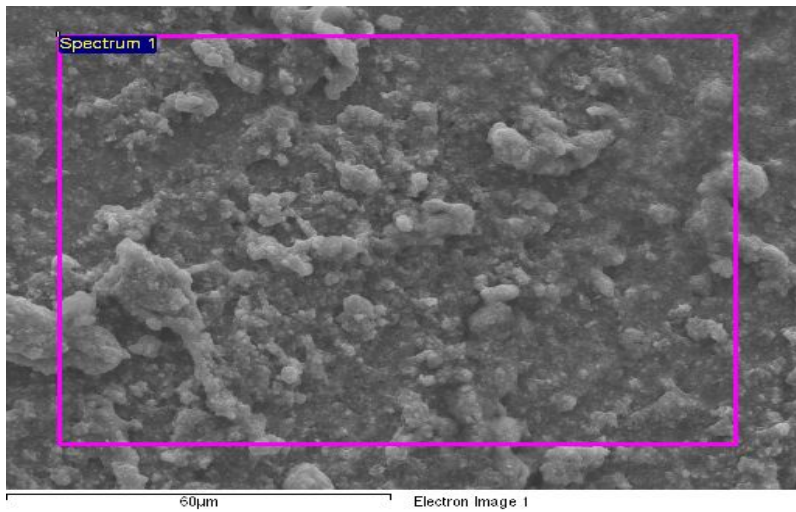
Elemento	Peso %	Atómico %
C K	53.05	71.24
O K	21.15	21.32
F K	1.74	1.47
Ca K	0.18	0.07
Zn K	23.88	5.89
Total	100.00	

Figura N°57 Microfotografía electrónica de Tempbond en saliva artificial con 2500 ppm de NaF al día 3, en la cual se observa la presencia de flúor que corresponde a un 1,74 % del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



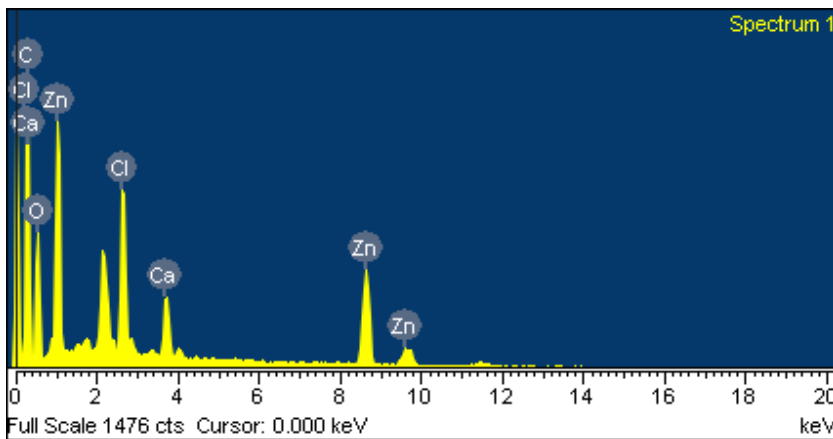
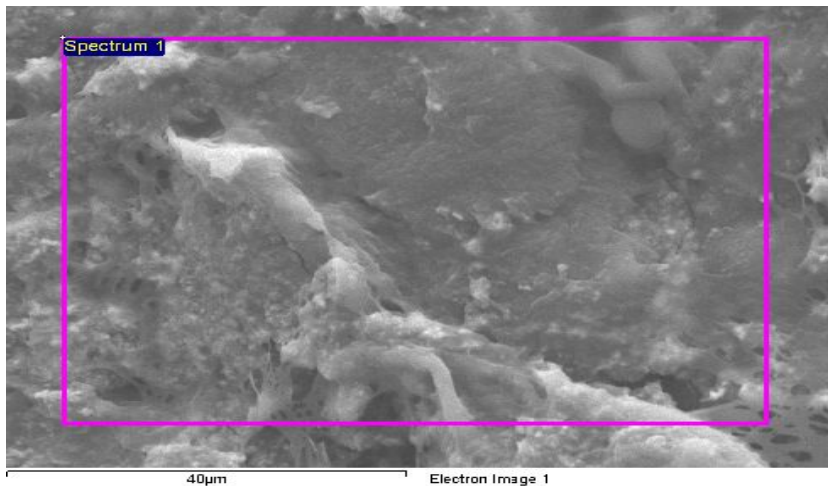
Elemento	Peso %	Atómico %
F K	15.48	15.01

Figura N°58 Microfotografía electrónica de Tempbond en saliva artificial con 2500 ppm de NaF al día 7, en la cual se observa la presencia de flúor que corresponde a un 15,48 % del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica.



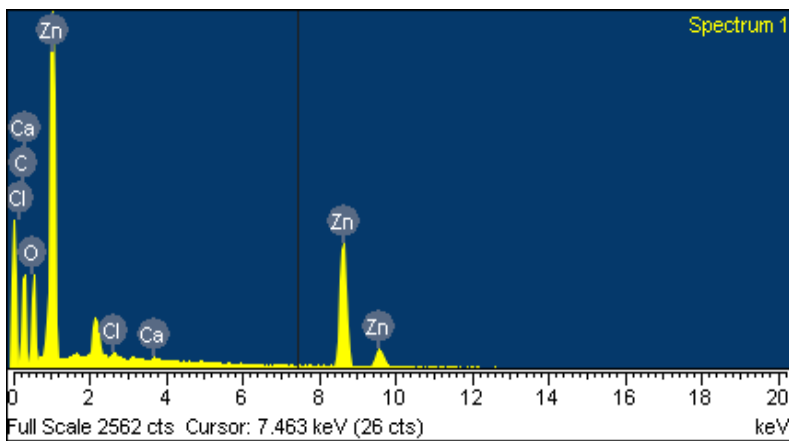
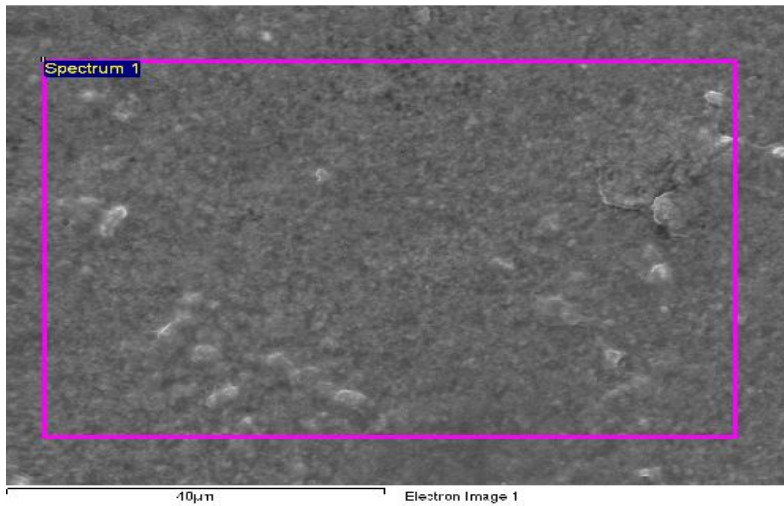
Elemento	Peso %	Atómico %
C K	52.85	72.64
O K	19.82	20.45
Zn K	27.33	6.90
Total	100.00	

Figura N°59 Microfotografía electrónica de Tempbond en saliva artificial con 400 ppm de NaF al día 3, en la cual no se observa la presencia de flúor en la zona delimitada en la microfotografía electrónica.



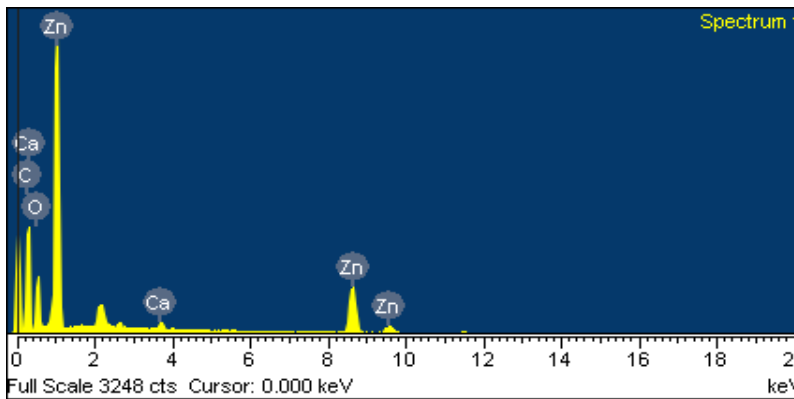
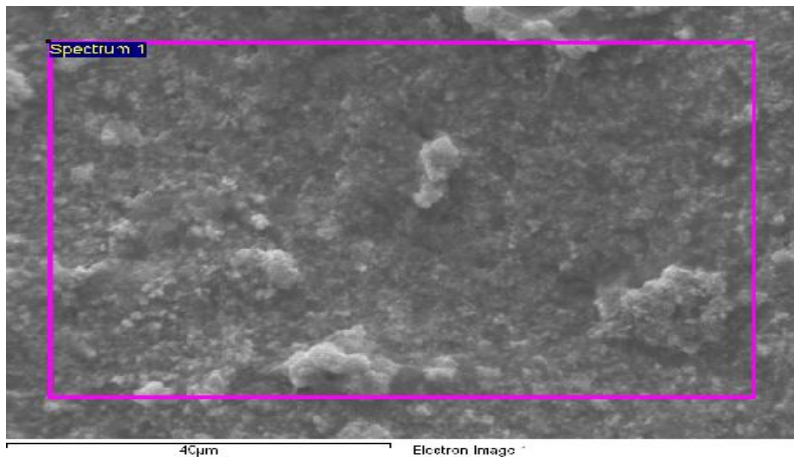
Elemento	Peso %	Atómico %
C K	56.62	72.13
O K	23.26	22.24
Cl K	3.52	1.52
Ca K	1.54	0.59
Zn K	15.07	3.53
Total	100.00	

Figura N°60 Microfotografía electrónica de Tempbond en saliva artificial con 110 mg de CaCl_2 al día 3, en la cual se observa la presencia de calcio que corresponde a un 1,54 % del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



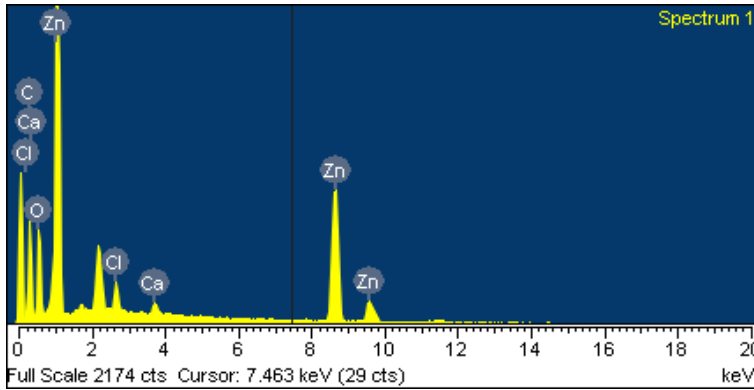
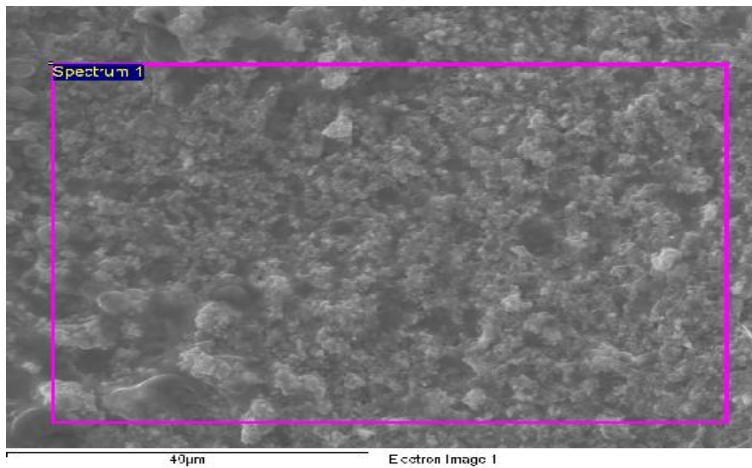
Elemento	Peso %	Atómico %
Ca K	0.12	0.05

Figura N°61 Microfotografía electrónica de Tempbond en saliva artificial con 110 mg de CaCl_2 al día 7, en la cual se observa la presencia de calcio que corresponde a un 0,12 % del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



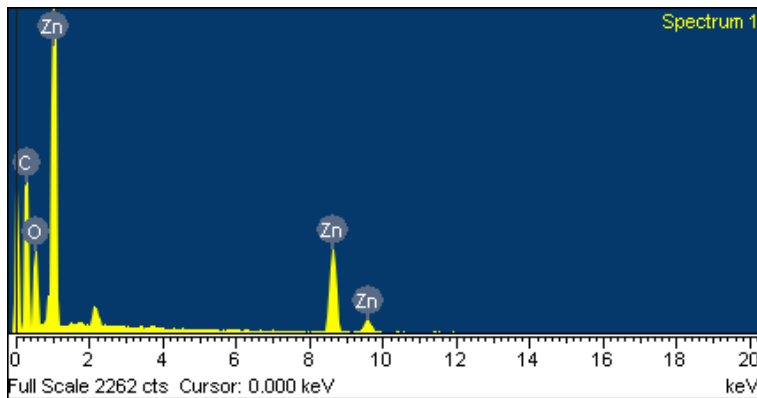
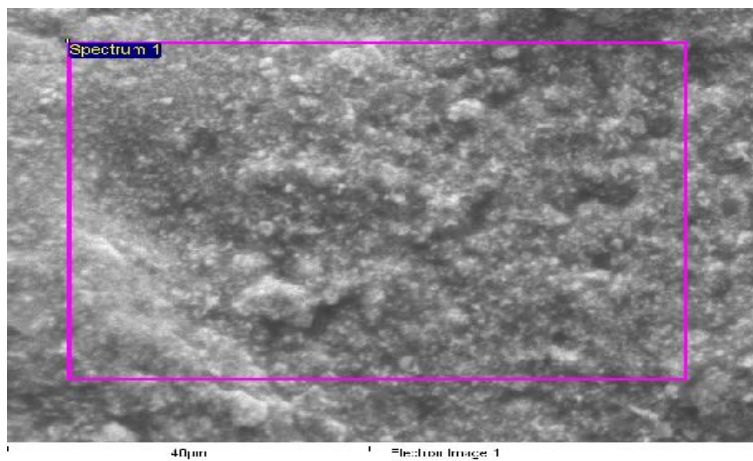
Elemento	Peso %	Atómico %
C K	52.76	69.38
O K	25.65	25.32
Ca K	0.53	0.21
Zn K	21.06	5.09
Total	100.00	

Figura N°62 Microfotografía electrónica de Tempbond en saliva artificial con 220 mg de CaCl₂ al día 3, en la cual se observa la presencia de calcio que corresponde a un 0,53% del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica,



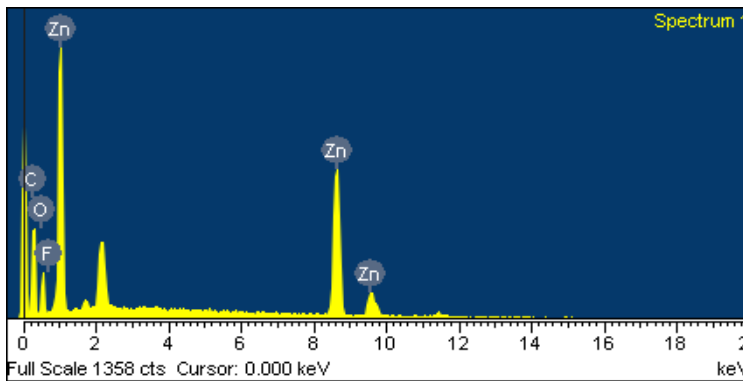
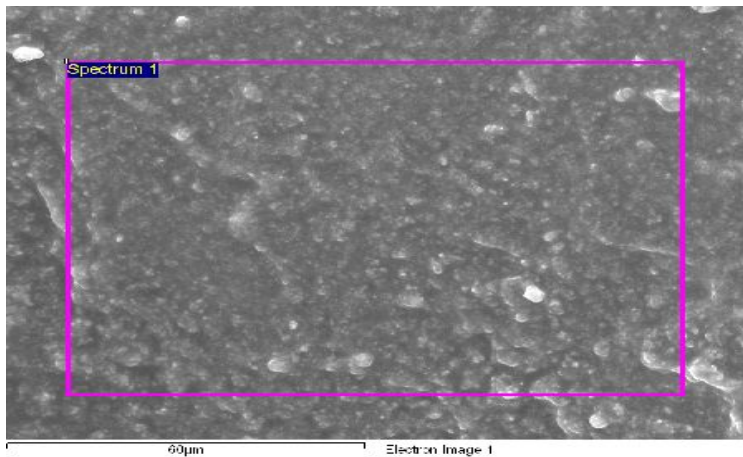
Elemento	Peso %	Atómico %
Ca K	0.44	0.20

Figura N°63 Microfotografía electrónica de Tempbond en saliva artificial con 220 mg de CaCl_2 al día 7, e n la cual se observa la presencia de calcio que corresponde a un 0,44% del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



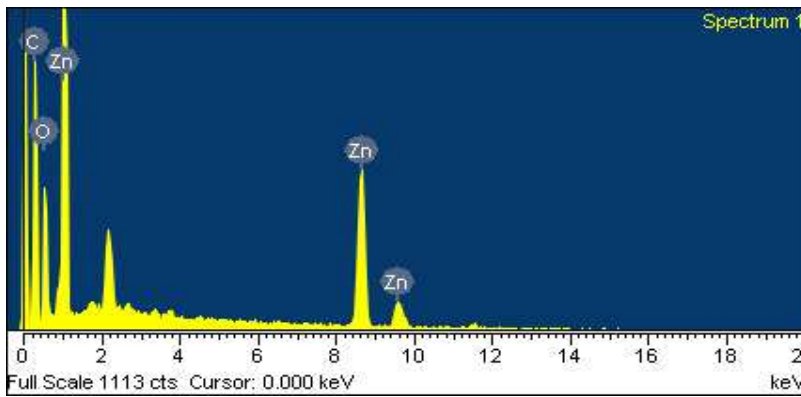
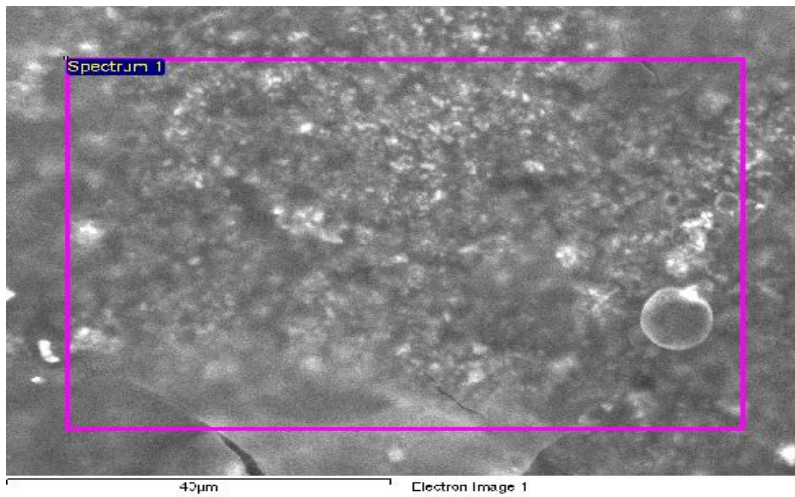
Elemento	Peso %	Atómico %
C K	53.09	70.75
O K	23.52	23.53
Zn K	23.39	5.73
Total	100.00	

Figura N°64 Microfotografía electrónica de Relyxtemp NE en saliva artificial con 2500 ppm de NaF al día 3, en la cual no se observa la presencia de flúor en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



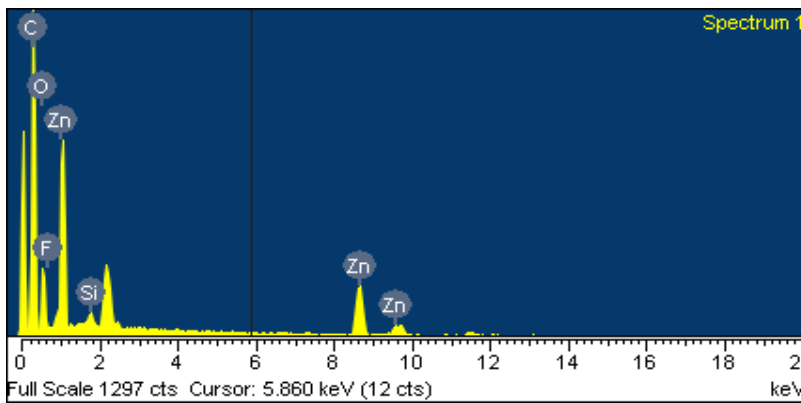
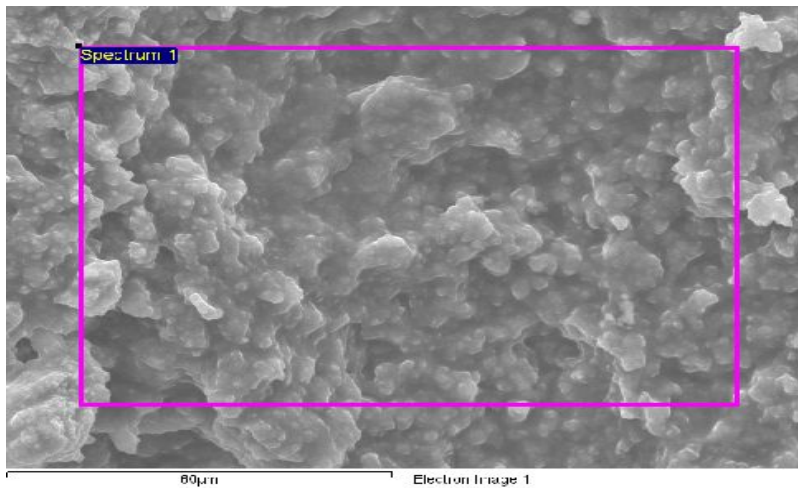
Elemento	Peso %	Atómico %
F K	0.34	0.35

Figura N°65 Microfotografía electrónica de Relyxtemp ne en saliva artificial con 2500 ppm de NaF día 7, en la cual se observa la presencia de flúor que corresponde a un 0,34% del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



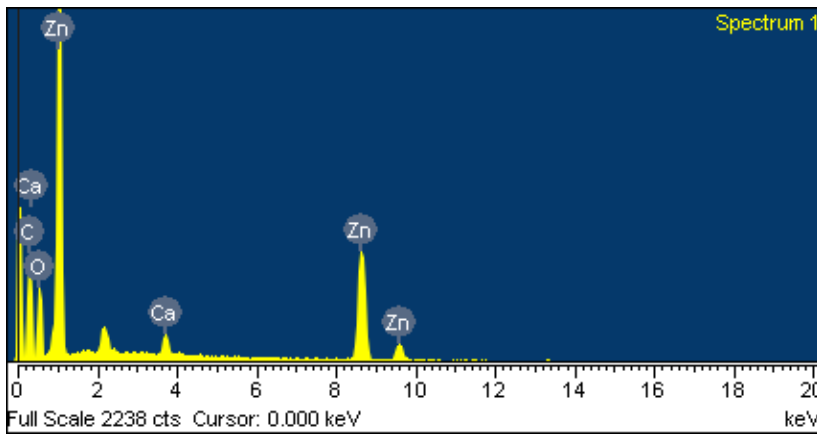
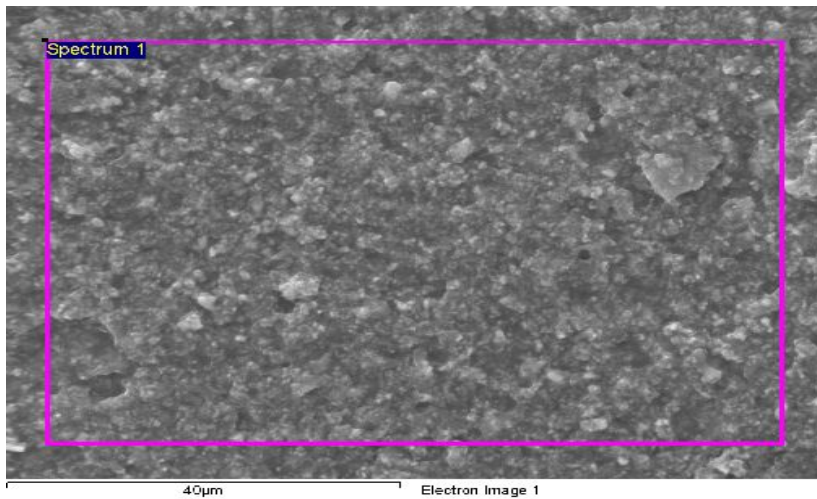
Elemento	Peso %	Atómico %
C K	52.86	71.20
O K	22.44	22.69
Zn K	24.70	6.11
Total	100.00	

Figura N°66 Microfotografía electrónica de Relyxtemp NE en saliva artificial con 400 ppm de NaF al día 3, en la cual no se observa la presencia de flúor en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



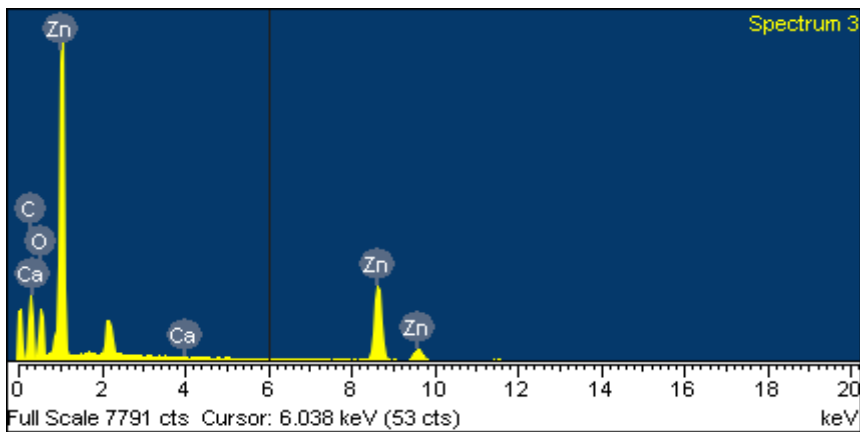
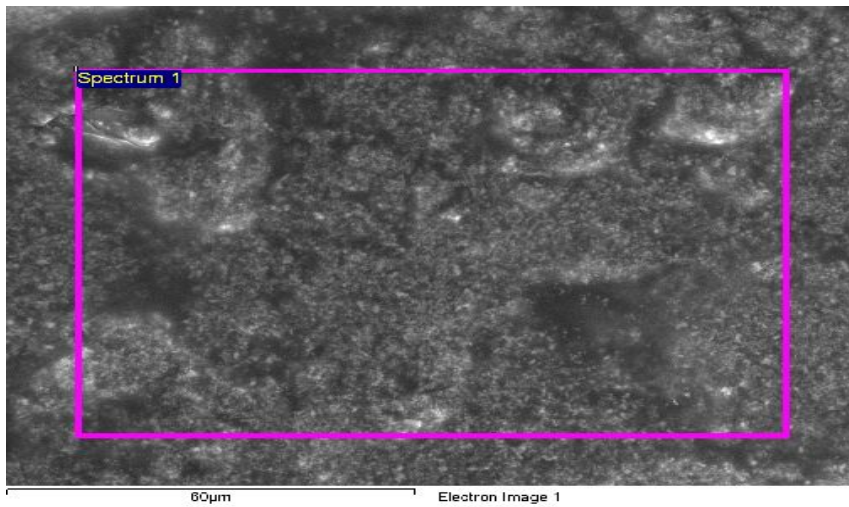
Elemento	Peso %	Atómico %
F K	0.26	0.19

Figura N°67 Microfotografía electrónica de Relyxtemp ne en saliva artificial con 400 ppm de NaF al día 7, en la cual se observa la presencia de flúor que corresponde a un 0,26% del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



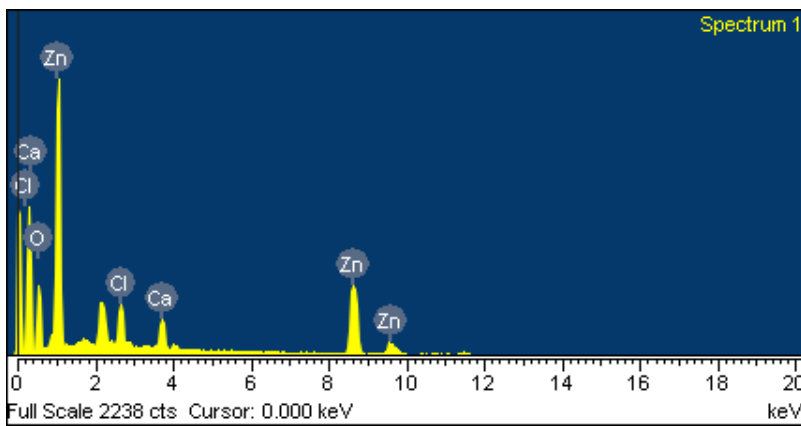
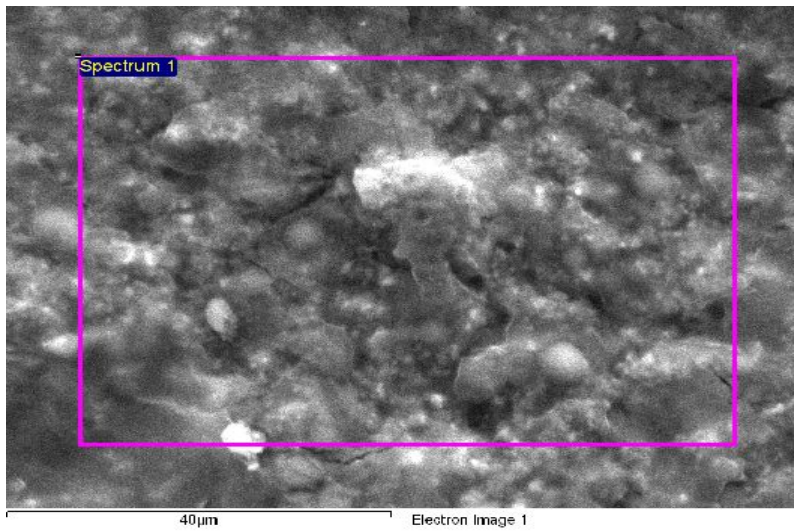
Elemento	Peso %	Atómico %
C K	46.41	68.29
O K	20.44	22.58
Ca K	0.98	0.43
Zn K	32.17	8.70
Total	100.00	

Figura N°68 Microfotografía electrónica de Relyxtemp NE en saliva artificial con 110 mg de CaCl_2 al día 3, en la cual se observa la presencia de calcio que corresponde a un 0,98% del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica.



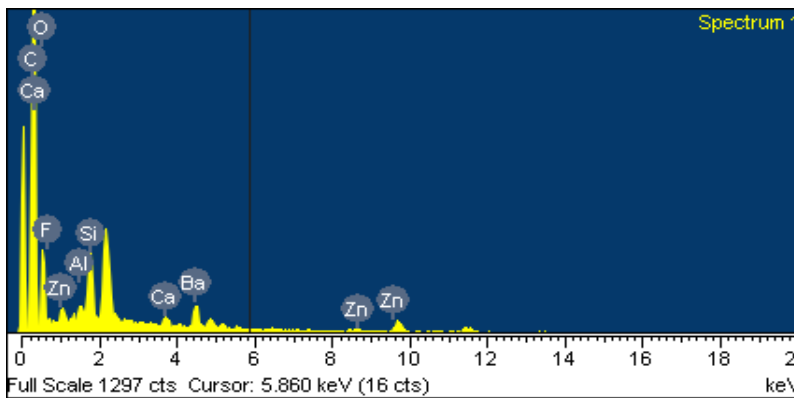
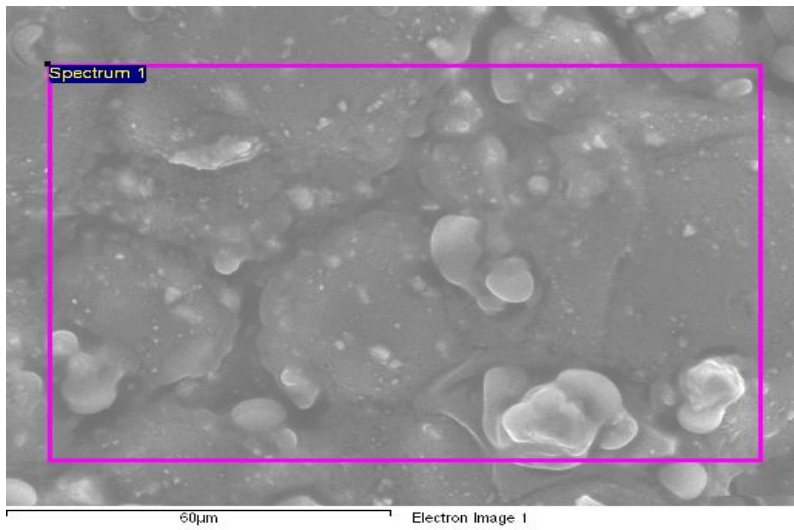
Elemento	Peso %	Atómico %
Ca K	0.06	0.03

Figura N°69 Microfotografía electrónica de Relyxtemp NE en saliva artificial con 110 mg de CaCl_2 al día, en la cual se observa la presencia de calcio que corresponde a un 0,06% del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



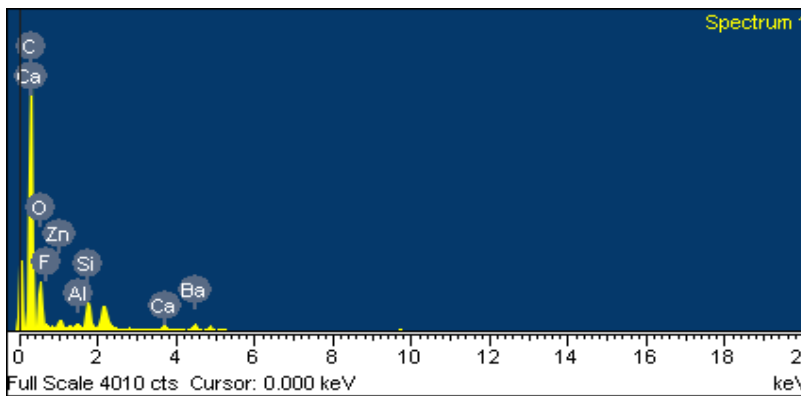
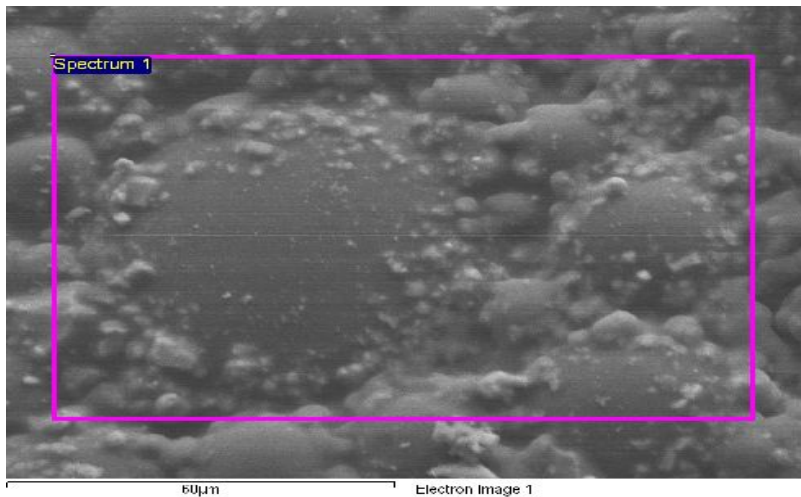
Elemento	Peso %	Atómico %
O K	33.53	64.94
Cl K	5.76	5.03
Ca K	4.19	3.24
Zn K	56.52	26.79
Total	100.00	

Figura N°70 Microfotografía electrónica de Relyxtemp ne en saliva artificial con 220 mg de CaCl_2 al día 3, en la cual se observa la presencia de calcio que corresponde a un 4,19 % del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



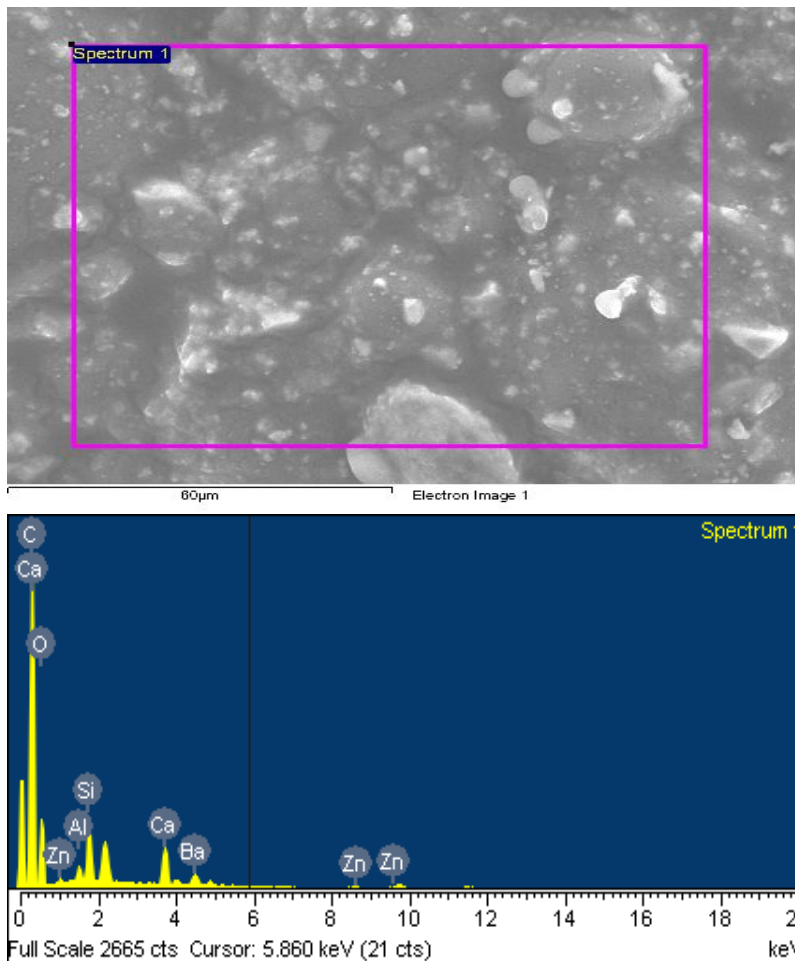
Elemento	Peso %	Atómico %
C K	73.73	81.23
O K	19.94	16.49
F K	1.74	1.21
Al K	0.23	0.11
Si K	1.07	0.51
Ca K	0.31	0.10
Zn K	0.57	0.12
Ba L	2.40	0.23
Total	100.00	

Figura N°71 Microfotografía electrónica de Alike en saliva artificial con 2500 ppm de NaF al día 3, en la cual se observa la presencia de flúor que corresponde a un 0,34 % del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



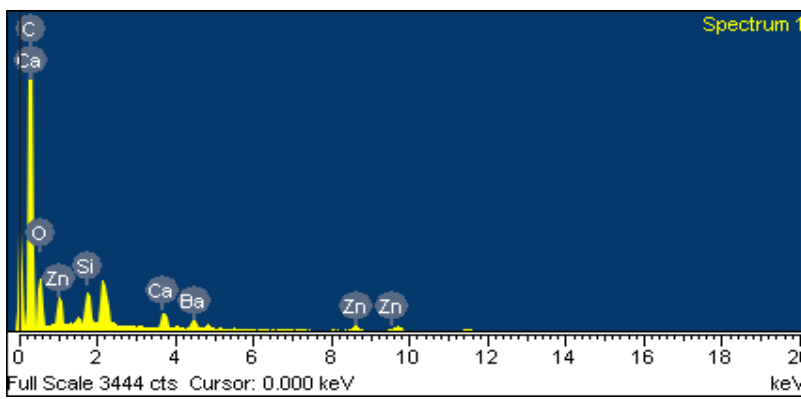
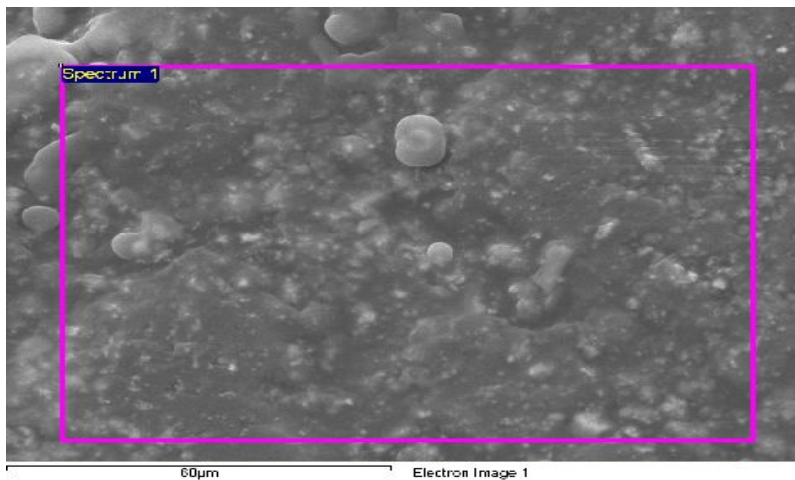
Elemento	Peso %	Atómico %
F K	2.36	1.65

Figura N°72 Microfotografía electrónica de Alike en saliva artificial con 2500 ppm de NaF al día 7, en la cual se observa la presencia de flúor que corresponde a un 2,36 % del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



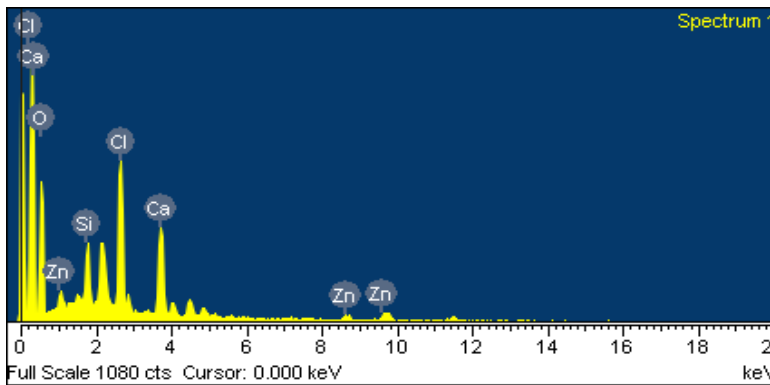
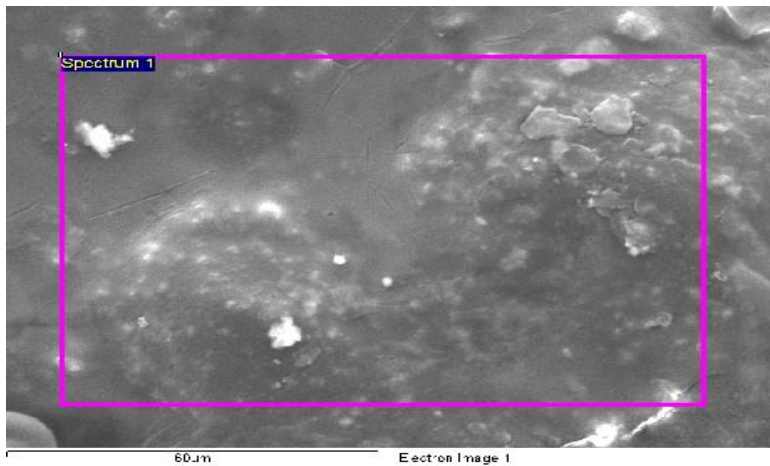
Elemento	Peso %	Atómico %
C K	67.05	75.66
O K	26.41	22.38
Al K	0.45	0.23
Si K	1.63	0.79
Ca K	1.94	0.66
Zn K	0.45	0.09
Ba L	2.06	0.20
Total	100.00	

Figura N°73 Microfotografía electrónica de Alike en saliva artificial con 110mg de CaCl_2 al día 3, en la cual se observa la presencia de calcio que corresponde a un 1,94 % del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



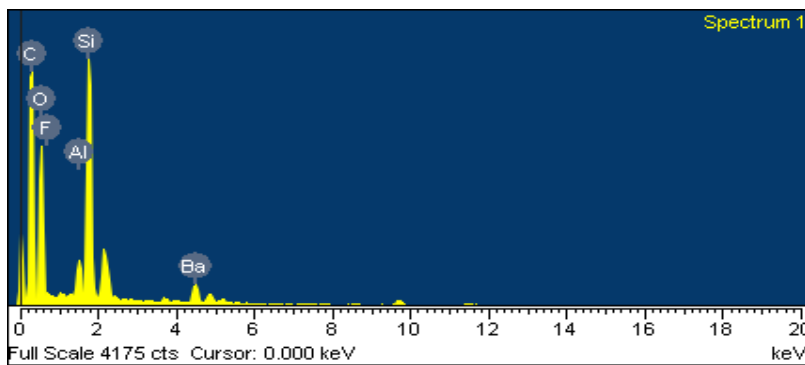
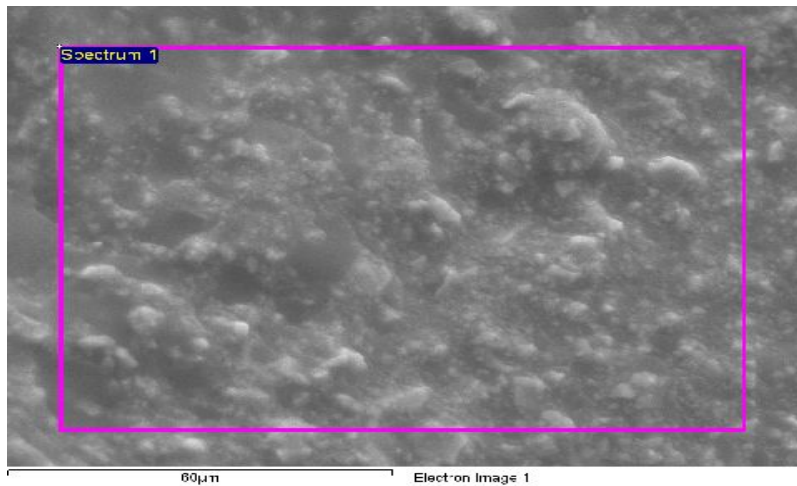
Elemento	Peso %	Atómico %
C K	69.18	77.85
O K	24.39	20.60
Si K	1.19	0.57
Ca K	1.00	0.34
Zn K	2.00	0.41
Ba L	2.24	0.22
Total	100.00	

Figura N°74 Microfotografía electrónica de Alike en saliva artificial con 220 mg de CaCl₂ al día 3, en la cual se observa la presencia de calcio que corresponde a un 1% del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



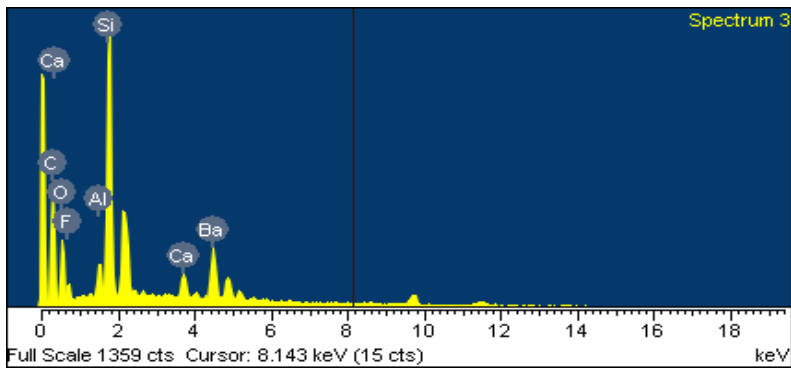
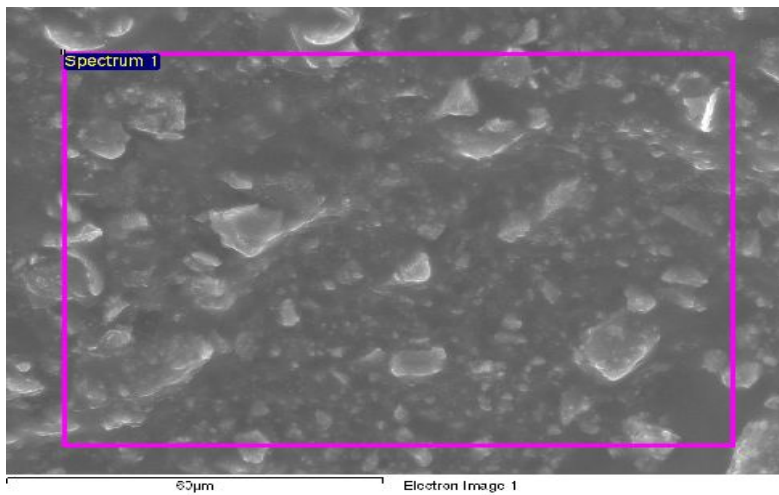
Elemento	Peso %	Atómico %
Ca K	10.52	5.19

Figura N°75 Microfotografía electrónica de Alike en saliva artificial con 220 mg de CaCl_2 al día 7, en la cual se observa la presencia de calcio que corresponde a un 10,52 % del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



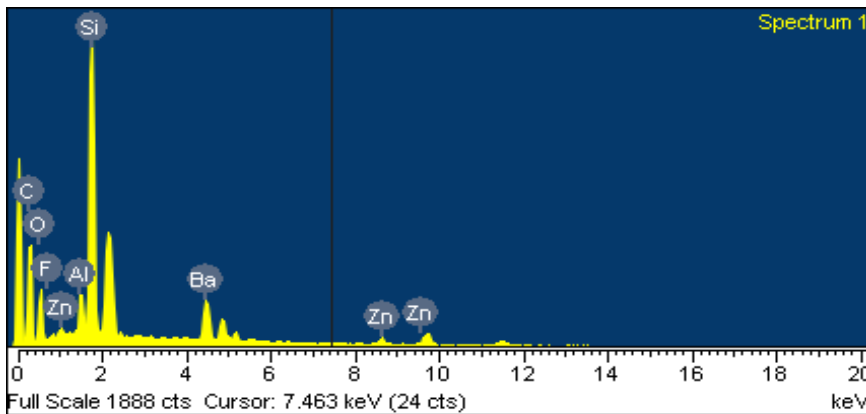
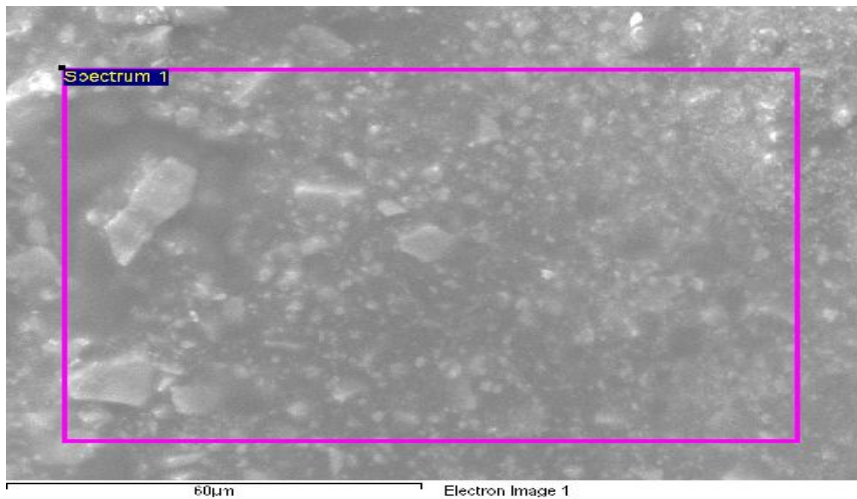
Elemento	Peso %	Atómico %
C K	51.95	61.98
O K	36.59	32.78
F K	2.38	1.79
Al K	0.83	0.44
Si K	5.27	2.69
Ba L	2.98	0.31
Total	100.00	

Figura N°76 Microfotografía electrónica de Structur en saliva artificial con 2500 ppm de NaF al día 3, en la cual se observa la presencia de flúor que corresponde a un 2,38 % del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



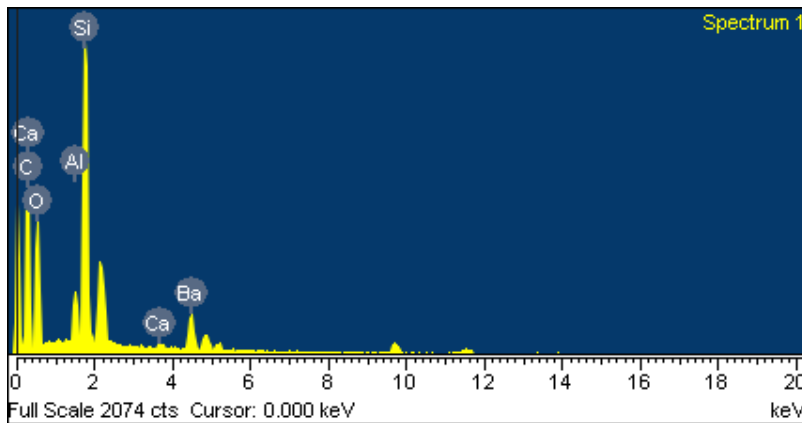
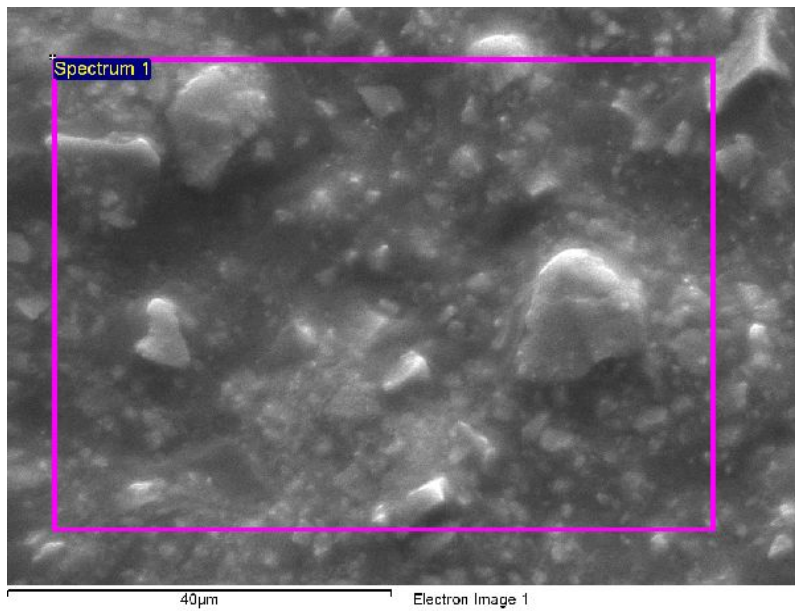
Elemento	Peso %	Atómico %
F K	5.26	4.39

Figura N°77 Microfotografía electrónica de Structur en saliva artificial con 2500 ppm de NaF al día 7, en la cual se observa la presencia de flúor que corresponde a un 5,26% del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



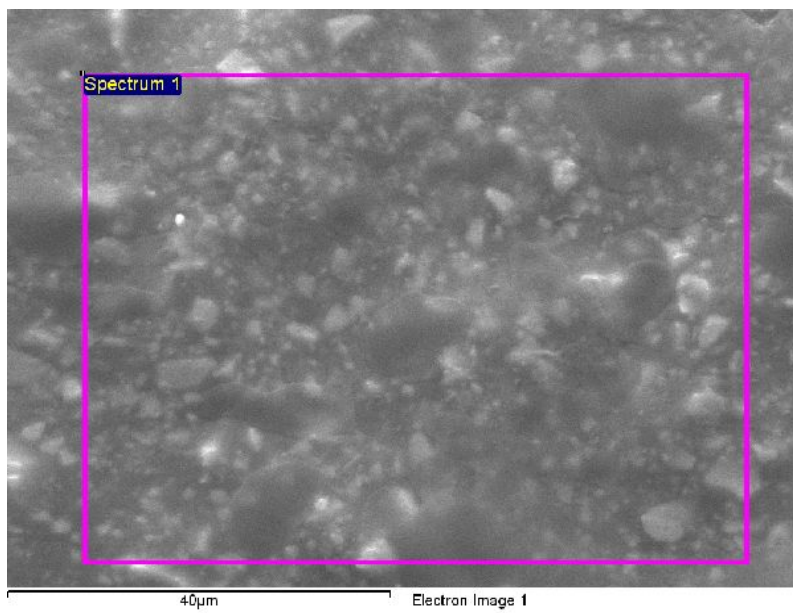
Elemento	Peso %	Atómico %
C K	51.62	67.82
O K	22.07	21.77
F K	1.78	1.48
Al K	1.47	0.86
Si K	11.51	6.47
Zn K	2.23	0.54
Ba L	9.32	1.07
Total	100.00	

Figura N°78 Microfotografía electrónica de **Structur** en saliva artificial con 400 ppm de NaF al día 3, en la cual se observa la presencia de flúor que corresponde a un 1,78 % del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



Elemento	Peso %	Atómico %
C K	50.47	62.55
O K	34.06	31.69
Al K	1.40	0.77
Si K	8.08	4.28
Ca K	0.20	0.07
Ba L	5.79	0.63
Total	100.00	

Figura N°79 Microfotografía electrónica de Structur en saliva artificial con 110 ppm de CaCl₂ al día 3, en la cual se observa la presencia de calcio que corresponde a un 0,20% del peso de la muestra en la zona delimitada en la microfotografía electrónica



Elemento	Peso %	Atómico %
C K	53.90	64.55
O K	34.68	31.18
Al K	0.91	0.49
Si K	6.58	3.37
Ba L	3.93	0.41
Total	100.00	

Figura N°80 Microfotografía electrónica de Structur en saliva artificial con 220 mg de CaCl₂ al día 3, en la cual no se observa la presencia de calcio en la zona delimitada en la microfotografía electrónica

8.6- Análisis microbiológico

Resumen Estadísticos Descriptivos y Comparaciones Múltiples.

Para este análisis se utilizan distintos tiempos, con distintos tipos de material y distintos medios de cultivo que se detallan a continuación:

Los tiempos son:

- | | | | |
|----|----------|-----------|---------|
| 0. | Recuento | 12 horas | |
| 1. | Recuento | 24 horas | |
| 2. | Recuento | 36 horas | |
| 3. | Recuento | 48 horas | |
| 4. | Recuento | 72 horas | 3 días |
| 5. | Recuento | 168 horas | 7 días |
| 6. | Recuento | 336 horas | 14 días |

Para cada tiempo se utilizan resinas acrílicas y cementos provisionales que son:

1. Tempbond
2. Relyxtemp NE
3. Alike
4. Freegenol
5. Structur

Para cada material se aplica un microorganismo (medio) (cepa) que son:

1. Saliva natural
2. *St. mutans*
3. *St. sanguis*
4. Mezcla (Biopelícula formada por *St.mutans* y *St. sanguis*)

Resumen estadístico por material en estudio, microorganismo, medio y tiempo por separado y combinados.

Tabla Nº22 Material de estudio

Material	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
			Límite inferior	Límite superior
Tempbond	5,606	0,019	5,567	5,644
Relyxtemp ne	5,268	0,019	5,23	5,307
Alike	5,594	0,019	5,556	5,632
Freegenol	5,326	0,019	5,288	5,365
Structur	5,254	0,019	5,216	5,292

La tabla anterior muestra el promedio de recuento bacteriano sólo para el tipo de material en estudio. El promedio más alto se obtiene con Tempbond con 5,606 y el más bajo con Structur con 5,254; además, se muestra su respectivo intervalo de confianza al 95%.

Tabla Nº23 Medio Cepa

Medio	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
			Límite inferior	Límite superior
Saliva	5,366	0,013	5,34	5,392
<i>St. mutans</i>	5,026	0,019	4,99	5,063
<i>St. sanguis</i>	5,605	0,019	5,568	5,642
Mezcla	5,641	0,019	5,604	5,678

La tabla anterior indica el promedio de recuento bacteriano por tipo de cepa, en donde el más alto se registra en la mezcla con un promedio de 5,641 y el más bajo en *St. mutans* con 5,026. También tienen sus respectivos intervalos de confianza al 95%.

Tabla N°24 Tiempo

Tiempo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
			Límite inferior	Límite superior
12 hrs.	5,505	0,023	5,461	5,55
24 hrs.	5,764	0,02	5,725	5,804
36 hrs.	5,848	0,023	5,803	5,893
48 hrs.	6,013	0,016	5,982	6,045
72 hrs.	5,387	0,014	5,36	5,414
128 hrs.	4,797	0,023	4,75	4,843
336 hrs.	4,552	0,027	4,498	4,605

La tabla anterior registra el promedio de recuento bacteriano según distintos tiempos: el más alto a las 48 h 6,013 y el más bajo a los 336 h.

Tabla Nº25 Material * Microorganismo

Material	Medio	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
				Límite inferior	Límite superior
Temp-bond	Saliva	5,734	0,029	5,675	5,792
	S. Mutans	4,768	0,042	4,685	4,85
	S. Sanguis	6,247	0,042	6,165	6,329
	Mezcla	5,674	0,042	5,592	5,756
Relyxtemp ne	Saliva	5,441	0,029	5,383	5,499
	S. Mutans	5,149	0,042	5,067	5,231
	S. Sanguis	4,97	0,042	4,888	5,052
	Mezcla	5,513	0,042	5,431	5,595
Alike	Saliva	5,16	0,029	5,102	5,218
	S. Mutans	5,425	0,042	5,343	5,507
	S. Sanguis	6,177	0,042	6,095	6,259
	Mezcla	5,615	0,042	5,532	5,697
Freegenol	Saliva	5,348	0,029	5,289	5,406
	S. Mutans	4,885	0,042	4,803	4,968
	S. Sanguis	5,353	0,042	5,271	5,435
	Mezcla	5,719	0,042	5,636	5,801
Structur	Saliva	5,15	0,029	5,092	5,208
	S. Mutans	4,905	0,042	4,822	4,987
	S. Sanguis	5,277	0,042	5,195	5,36
	Mezcla	5,684	0,042	5,602	5,766

En la tabla anterior se puede observar que, al mezclar cemento con cepa y medir el recuento bacteriano promedio, se concluye que el valor más alto se registra en la combinación Tempbond con S. Sanguis y arroja un valor promedio de 6, 247 y el más bajo en la combinación Tempbond con *St. mutans* con un valor promedio de 4,768.

Tabla Nº26 Material * Tiempo

Material	Tiempo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
				Límite inferior	Límite superior
Tempbond	1	5,745	0,051	5,645	5,845
	2	6,384	0,045	6,295	6,473
	3	5,928	0,051	5,827	6,028
	4	6,121	0,035	6,052	6,191
	5	5,67	0,031	5,609	5,73
	6	4,8	0,053	4,696	4,904
	7	4,59	0,061	4,47	4,71
Relyxtemp ne	1	5,42	0,051	5,32	5,52
	2	5,513	0,045	5,424	5,602
	3	5,673	0,051	5,572	5,774
	4	5,814	0,035	5,744	5,883
	5	5,689	0,031	5,628	5,749
	6	4,944	0,053	4,84	5,048
	7	3,825	0,061	3,706	3,945
Alike	1	5,82	0,051	5,719	5,92
	2	5,986	0,045	5,897	6,075
	3	6,007	0,051	5,906	6,108
	4	6,186	0,035	6,116	6,255
	5	4,916	0,031	4,856	4,977
	6	5,063	0,053	4,96	5,167
	7	5,181	0,061	5,061	5,301
Freegenol	1	5,346	0,051	5,246	5,447
	2	5,406	0,045	5,317	5,495
	3	5,892	0,051	5,792	5,993
	4	5,957	0,035	5,887	6,026
	5	5,172	0,031	5,112	5,233
	6	4,603	0,053	4,499	4,707
	7	4,906	0,061	4,786	5,026
Structur	1	5,196	0,051	5,095	5,296
	2	5,533	0,045	5,444	5,622
	3	5,742	0,051	5,641	5,842
	4	5,99	0,035	5,92	6,059
	5	5,487	0,031	5,427	5,548
	6	4,573	0,053	4,469	4,677
	7	4,257	0,061	4,137	4,377

En la tabla anterior combinación material-tiempo se observa que el recuento bacteriano promedio más alto se registra en Tempbond y 24 h con un valor medio de 6,384 y el menor valor promedio en la combinación Relyxtemp y 336 h. con un valor de 3,825.

Tabla N°27 Microorganismo * Tiempo

Medio	Tiempo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
				Límite inferior	Límite superior
Saliva	1	5,227	0,034	5,16	5,295
	2	5,342	0,03	5,282	5,403
	3	5,176	0,034	5,108	5,244
	4	5,807	0,024	5,76	5,854
	5	5,527	0,021	5,486	5,568
	6	5,479	0,036	5,409	5,549
	7	5,006	0,041	4,925	5,087
<i>St mutans</i>	1	4,782	0,048	4,686	4,878
	2	5,309	0,043	5,224	5,394
	3	5,29	0,049	5,194	5,387
	4	5,243	0,034	5,177	5,31
	5	5,565	0,029	5,507	5,623
	6	4,618	0,05	4,519	4,718
	7	4,376	0,058	4,262	4,491
<i>St sanguis</i>	1	5,409	0,048	5,313	5,505
	2	5,851	0,043	5,766	5,936
	3	6,381	0,049	6,285	6,477
	4	6,5	0,034	6,434	6,567
	5	6,919	0,029	6,861	6,977
	6	3,806	0,05	3,707	3,906
	7	4,367	0,058	4,253	4,482
Mezcla	1	6,603	0,048	6,507	6,698
	2	6,555	0,043	6,47	6,64
	3	6,546	0,049	6,45	6,643
	4	6,504	0,034	6,437	6,57
	5	3,537	0,029	3,479	3,595
	6	5,283	0,05	5,184	5,383
	7	4,458	0,058	4,343	4,572

La tabla anterior muestra la combinación microorganismo y tiempo. Se puede observar que el valor promedio más alto de recuento bacteriano es en S. Sanguis con 72 h. y el más bajo en Mezcla con 72 h. con un valor de 3,537.

La siguiente tabla es el resumen a nivel general de todas las combinaciones tiempo, material y microorganismo.

Tabla Nº28 Recuento bacteriano en relación al tiempo

Tiempo	Media	Desv. típ.	N
Recuento 12 hrs.	5,4497	,79569	150
Recuento 24 hrs.	5,6801	,74231	150
Recuento 36 hrs	5,7139	,73929	150
Recuento 48 hrs	5,9721	,65647	150
Recuento 72 hrs.	5,4149	1,24638	150
Recuento 168 hrs	4,9332	,88900	150
Recuento 336 hrs	4,6426	,76124	150

En la tabla se puede comprobar a nivel de totales, que el recuento bacteriano medio más bajo es 4.6426 a las 336 h. y el más alto se registra a las 48 h 5.9721.

Al analizar en detalle se puede observar lo siguiente:

1. Para el recuento bacteriano a 12 horas:

El valor medio más alto se registra en la combinación Alike – Mezcla con un valor medio de 6.8292 y el valor medio más bajo en Structur - *St. mutans*- 4.6490.

2. Para el recuento bacteriano a 24 horas:

El valor medio más alto se registra en la combinación Alike - *St. sanguis* con un valor medio de 6.8547 y el más bajo en la combinación Alike - *St. mutans* con un valor de 4.6990.

3. Para el recuento bacteriano a 36 horas:

El valor medio más alto se registra en la combinación Alike - *St. sanguis* con un valor medio de 6.8435 y el más bajo en la combinación Tempbond - *St. mutans* con un valor medio de 4.6990.

4. Para el recuento bacteriano a 48 horas:

El valor medio más alto, se registra en la combinación Alike - *St. sanguis* con un valor medio de 6.9111 y el más bajo en la combinación Tempbond - *St. mutans* con un valor medio de 4.6990.

5. Para el recuento bacteriano a 72 horas:

El valor medio más alto se registra en la combinación Relyxtemp ne - *St. sanguis* con un valor medio de 7.4771 y el más bajo en la combinación Alike - Mezcla con un valor medio de 1.6990.

6. Para el recuento bacteriano a 168 horas:

El valor medio más alto se registra en la combinación Alike - Mezcla con un valor medio de 5.9962 y el más bajo en la combinación Structur - *St. sanguis* con un valor medio de 2.4689.

7. Para el recuento bacteriano a 336 horas:

El valor medio más alto se registra en la combinación Alike - *St. sanguis* con un valor medio de 5.7455 y el más bajo en la combinación Relyxtemp ne - *St. sanguis* con un valor medio de 2.2386.

Tabla Nº29 Comparaciones múltiples para los microorganismos

	(i) medio	(j) medio	Diferencia entre medias (i-j)	Error típ.	Significación	Intervalo de confianza al 95%.	
						Límite superior	Límite inferior
DHS de Tukey	Saliva	<i>St. mutans</i>	,3400(*)	0,02275	0	0,2808	0,3992
		<i>St. sanguis</i>	-,2384(*)	0,02275	0	-0,2977	-0,1792
		Mezcla	-,2745(*)	0,02275	0	-0,3337	-0,2152
	<i>St. mutans</i>	Saliva	-,3400(*)	0,02275	0	-0,3992	-0,2808
		<i>St. sanguis</i>	-,5784(*)	0,02628	0	-0,6468	-0,51
		Mezcla	-,6144(*)	0,02628	0	-0,6828	-0,5461
	<i>St. sanguis</i>	Saliva	,2384(*)	0,02275	0	0,1792	0,2977
		<i>S. mutans</i>	,5784(*)	0,02628	0	0,51	0,6468
		Mezcla	-0,036	0,02628	0,52	-0,1044	0,0323
	Mezcla	Saliva	,2745(*)	0,02275	0	0,2152	0,3337
		<i>S. mutans</i>	,6144(*)	0,02628	0	0,5461	0,6828
		<i>S. sanguis</i>	0,036	0,02628	0,52	-0,0323	0,1044
C de Dunnett	Saliva	<i>S. mutans</i>	,3400(*)	0,05468		0,1925	0,4875
		<i>S. sanguis</i>	-0,2384	0,10262		-0,5173	0,0404
		Mezcla	-,2745(*)	0,03593		-0,3702	-0,1788
	<i>St. mutans</i>	Saliva	-,3400(*)	0,05468		-0,4875	-0,1925
		<i>S. sanguis</i>	-,5784(*)	0,10751		-0,8713	-0,2855
		Mezcla	-,6144(*)	0,04815		-0,7456	-0,4833
	<i>St. sanguis</i>	Saliva	0,2384	0,10262		-0,0404	0,5173
		<i>S. mutans</i>	,5784(*)	0,10751		0,2855	0,8713
		Mezcla	-0,036	0,0993		-0,3066	0,2345
	Mezcla	Saliva	,2745(*)	0,03593		0,1788	0,3702
		<i>S. mutans</i>	,6144(*)	0,04815		0,4833	0,7456
		<i>S. sanguis</i>	0,036	0,0993		-0,2345	0,3066

Según la tabla anterior, en el test de Tukey existe diferencia significativa al 5% para saliva con *st. sanguis*, saliva con *st. mutans* y saliva con mezcla, *st. mutans* con *st. sanguis*, *st. mutans* con mezcla. Los que no difieren significativamente son mezcla con *st. sanguis* (por lo que se puede agrupar).

Según el test de C de Dunnett, existe diferencia significativa al 5% para, saliva con *st. mutans* y saliva con mezcla, *st. mutans* con *st. sanguis*, *st. mutans* con mezcla. Los que no difieren significativamente son saliva con *st. sanguis* y mezcla con *st. sanguis* (por lo que se puede agrupar).

Tabla N°30 Comparaciones múltiples de los materiales estudiados según el test de Tukey

	(I) MATERIAL	(J) MATERIAL	DIFERENCIA ENTRE MEDIAS (I-J)	ERROR TÍP.	SIGNIFICACIÓN	INTERVALO DE CONFIANZA AL 95%.	
						Limite superior	Limite inferior
DHS de Tukey	Tempbond	Relyxtemp ne	,3284(*)	0,02628	0	0,2557	0,4011
		Alike	,1239(*)	0,02628	0	0,0513	0,1966
		Freegenol	,3007(*)	0,02628	0	0,2281	0,3734
		Structur	,3980(*)	0,02628	0	0,3253	0,4706
	Relyxtemp ne	Tempbond	-,3284(*)	0,02628	0	-0,4011	-0,2557
		Alike	-,2044(*)	0,02628	0	-0,2771	-0,1317
		Freegenol	-0,0276	0,02628	0,831	-0,1003	0,0451
		Structur	0,0696	0,02628	0,068	-0,0031	0,1423
	Alike	Tempbond	-,1239(*)	0,02628	0	-0,1966	-0,0513
		Relyxtemp ne	,2044(*)	0,02628	0	0,1317	0,2771
		Freegenol	,1768(*)	0,02628	0	0,1041	0,2495
		Structur	,2740(*)	0,02628	0	0,2013	0,3467
	Freegenol	Tempbond	-,3007(*)	0,02628	0	-0,3734	-0,2281
		Relyxtemp ne	0,0276	0,02628	0,831	-0,0451	0,1003
		Alike	-,1768(*)	0,02628	0	-0,2495	-0,1041
		Structur	,0972(*)	0,02628	0,003	0,0245	0,1699
	Structur	Tempbond	-,3980(*)	0,02628	0	-0,4706	-0,3253
		Relyxtemp ne	-0,0696	0,02628	0,068	-0,1423	0,0031
		Alike	-,2740(*)	0,02628	0	-0,3467	-0,2013
		Freegenol	-,0972(*)	0,02628	0,003	-0,1699	-0,0245

De acuerdo al test de Tukey, existen diferencias significativas al 5% en las medias entre: Tempbond con Relyxtemp ne, Tempbond con Freegenol, Alike con Structur. Según esto, se puede agrupar Relyxtemp ne con Freegenol.

Tabla N° 31 Comparaciones múltiples de los materiales estudiados según el test de Dunnett

	(i) material	(j) material	Diferencia entre medias (i-j)	Error típ.	Significación	Intervalo de Confianza al 95%.	
						Límite superior	Límite Inferior
C de Dunnett	Tempbond	Relyxtemp ne	,3284(*)	0,10006		0,0375	0,6192
		Alike	0,1239	0,11526		-0,2111	0,459
		Freegenol	,3007(*)	0,10333		0,0004	0,6011
		Structur	,3980(*)	0,10338		0,0975	0,6985
	Relyxtemp ne	Tempbond	-,3284(*)	0,10006		-0,6192	-0,0375
		Alike	-0,2044	0,08482		-0,451	0,0421
		Freegenol	-0,0276	0,06774		-0,2245	0,1693
		Structur	0,0696	0,0678		-0,1275	0,2667
	Alike	Tempbond	-0,1239	0,11526		-0,459	0,2111
		Relyxtemp ne	0,2044	0,08482		-0,0421	0,451
		Freegenol	0,1768	0,08866		-0,0809	0,4345
		Structur	,2740(*)	0,08871		0,0161	0,5319
	Freegenol	Tempbond	-,3007(*)	0,10333		-0,6011	-0,0004
		Relyxtemp ne	0,0276	0,06774		-0,1693	0,2245
		Alike	-0,1768	0,08866		-0,4345	0,0809
		Structur	0,0972	0,07255		-0,1137	0,3081
	Structur	Tempbond	-,3980(*)	0,10338		-0,6985	-0,0975
		Relyxtemp ne	-0,0696	0,0678		-0,2667	0,1275
		Alike	-,2740(*)	0,08871		-0,5319	-0,0161
		Freegenol	-0,0972	0,07255		-0,3081	0,1137

Si se considera el test C de Dunnett, se observa que existe diferencia significativa al 5% de significación entre: Tempbond con Relyxtemp ne; Tempbond con Freegenol.

De acuerdo a esto, se pueden agrupar Relyxtemp ne con Freegenol.

Las figuras N° 81 a 87 corresponden a microfotografías de crecimiento de microorganismos, en los diferentes materiales incubados en distintos tiempo.

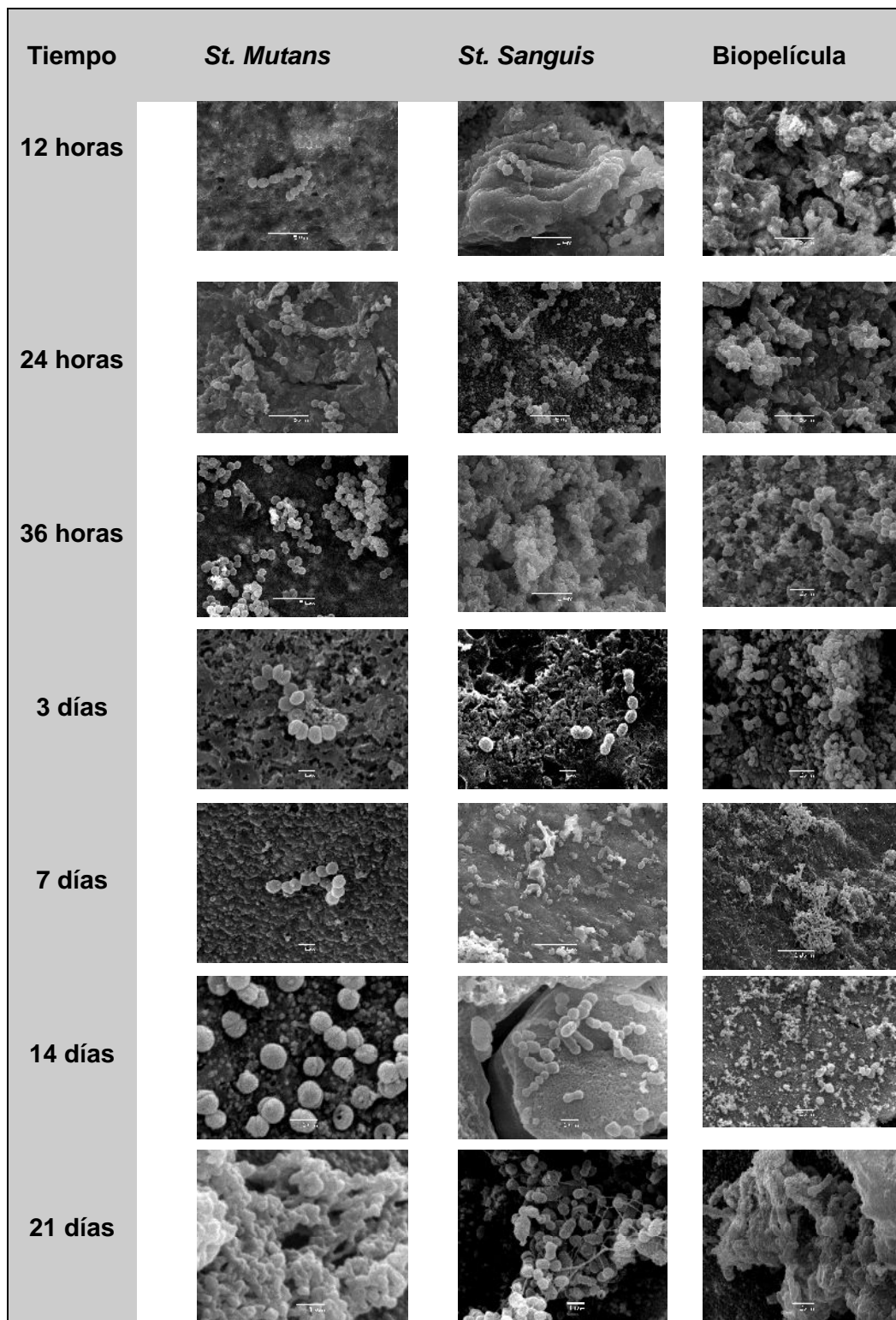


Figura Nº81 Microfotografía de crecimiento de microorganismos en Tempbond

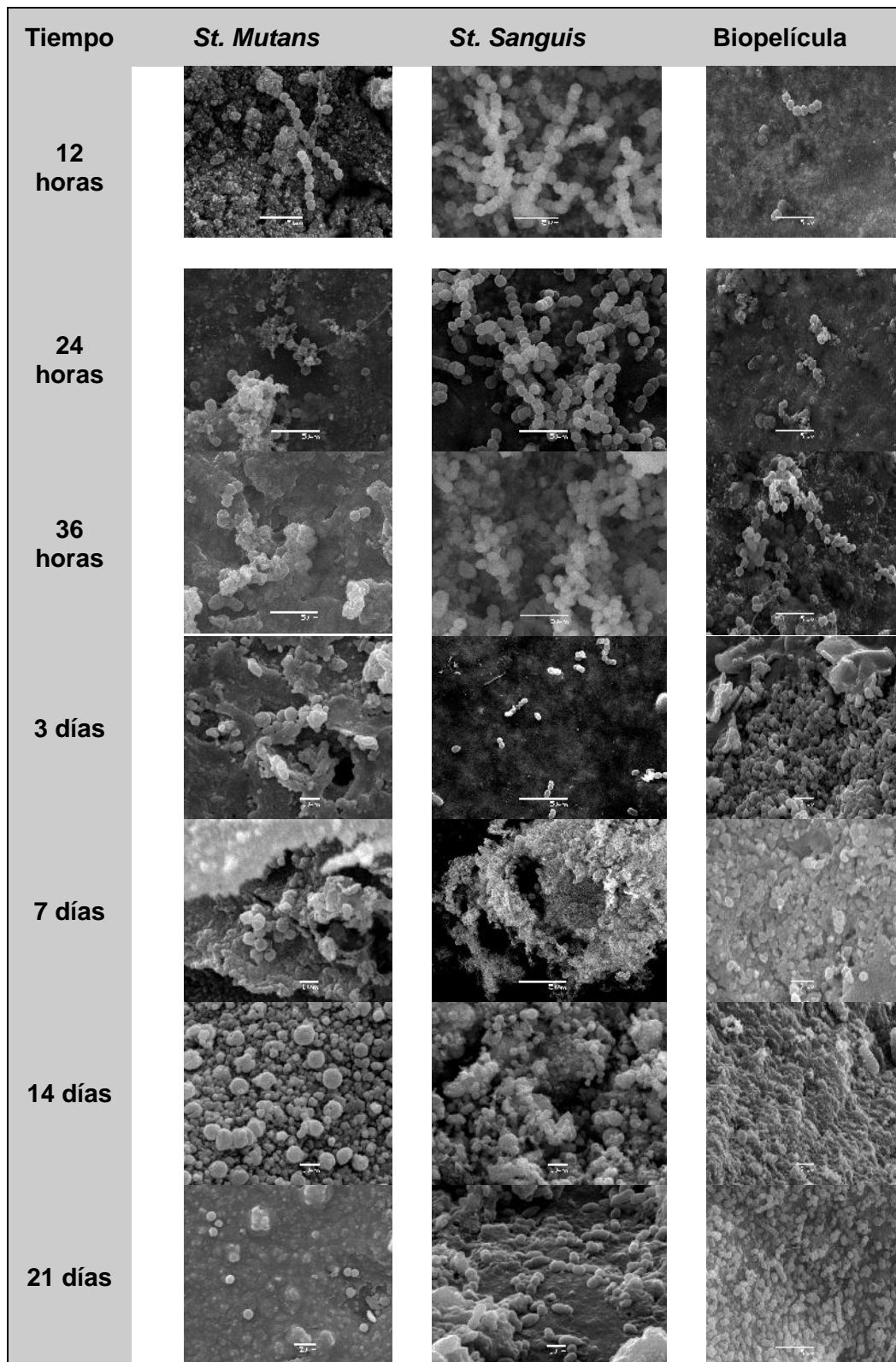


Figura Nº82 Microfotografía de crecimiento de microorganismos en Relyxtemp

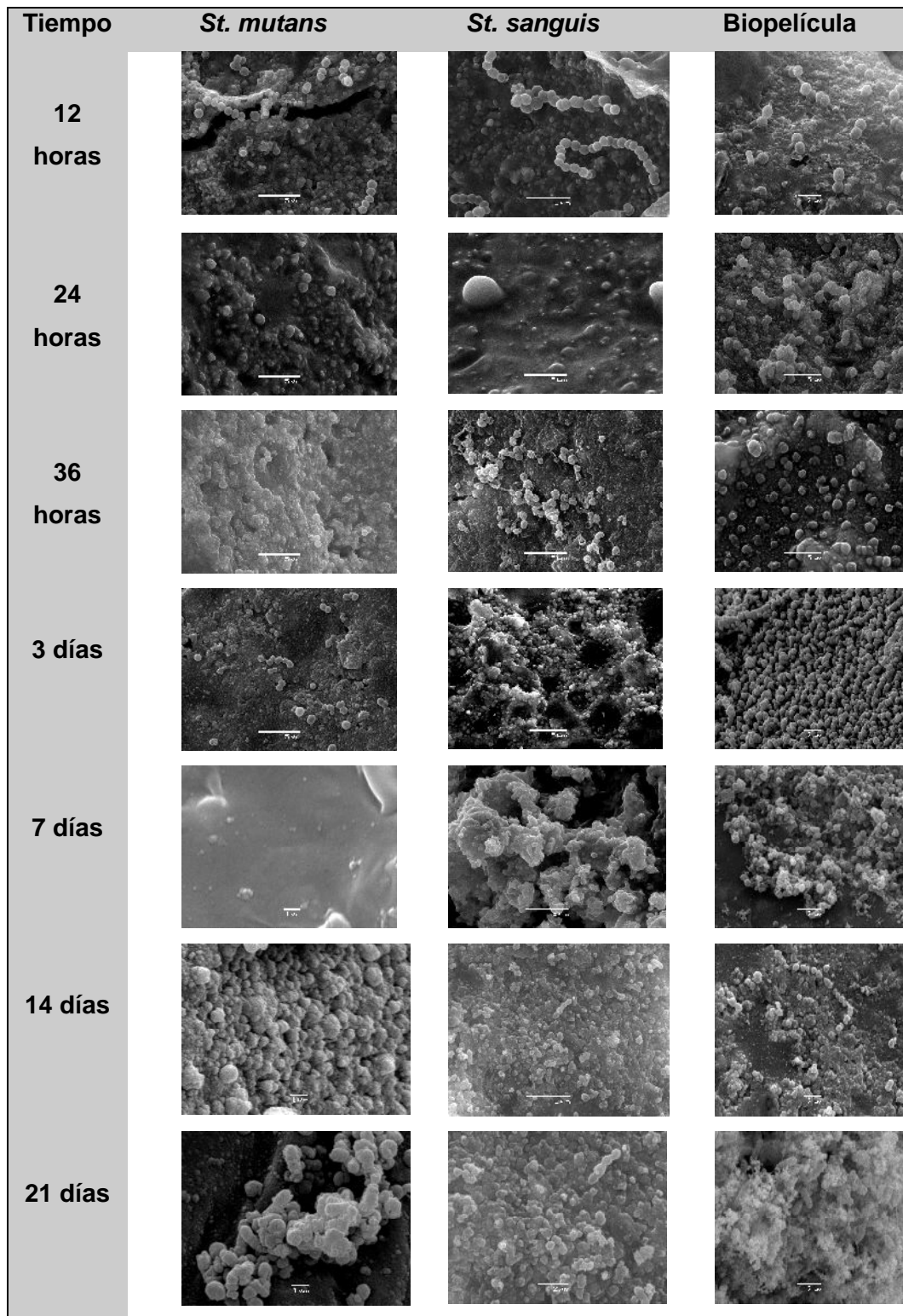


Figura N° 83 Microfotografía de crecimiento de microorganismos en Freegenol

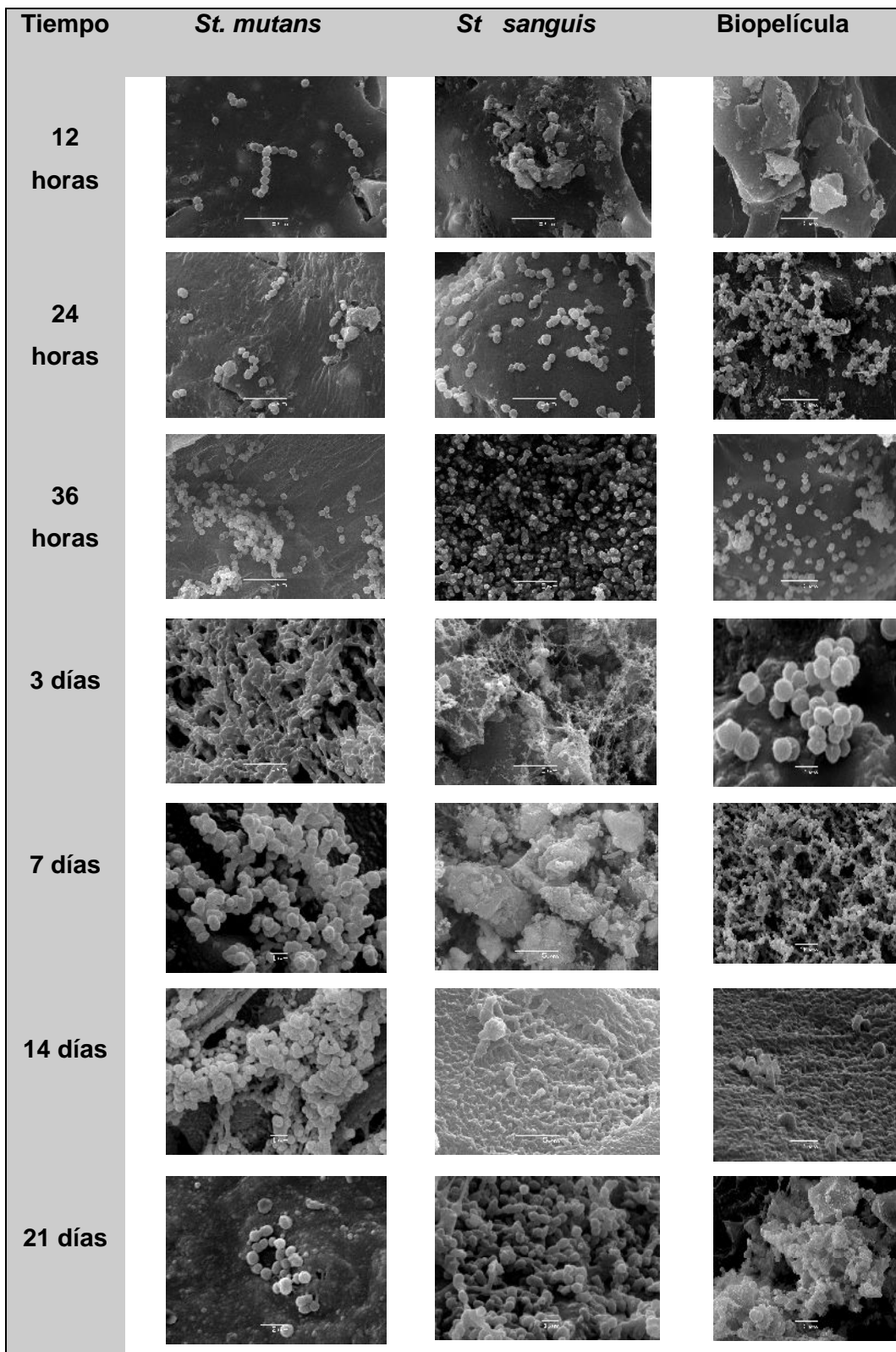


Figura N°84 Microfotografía de crecimiento de microorganismos en Alike

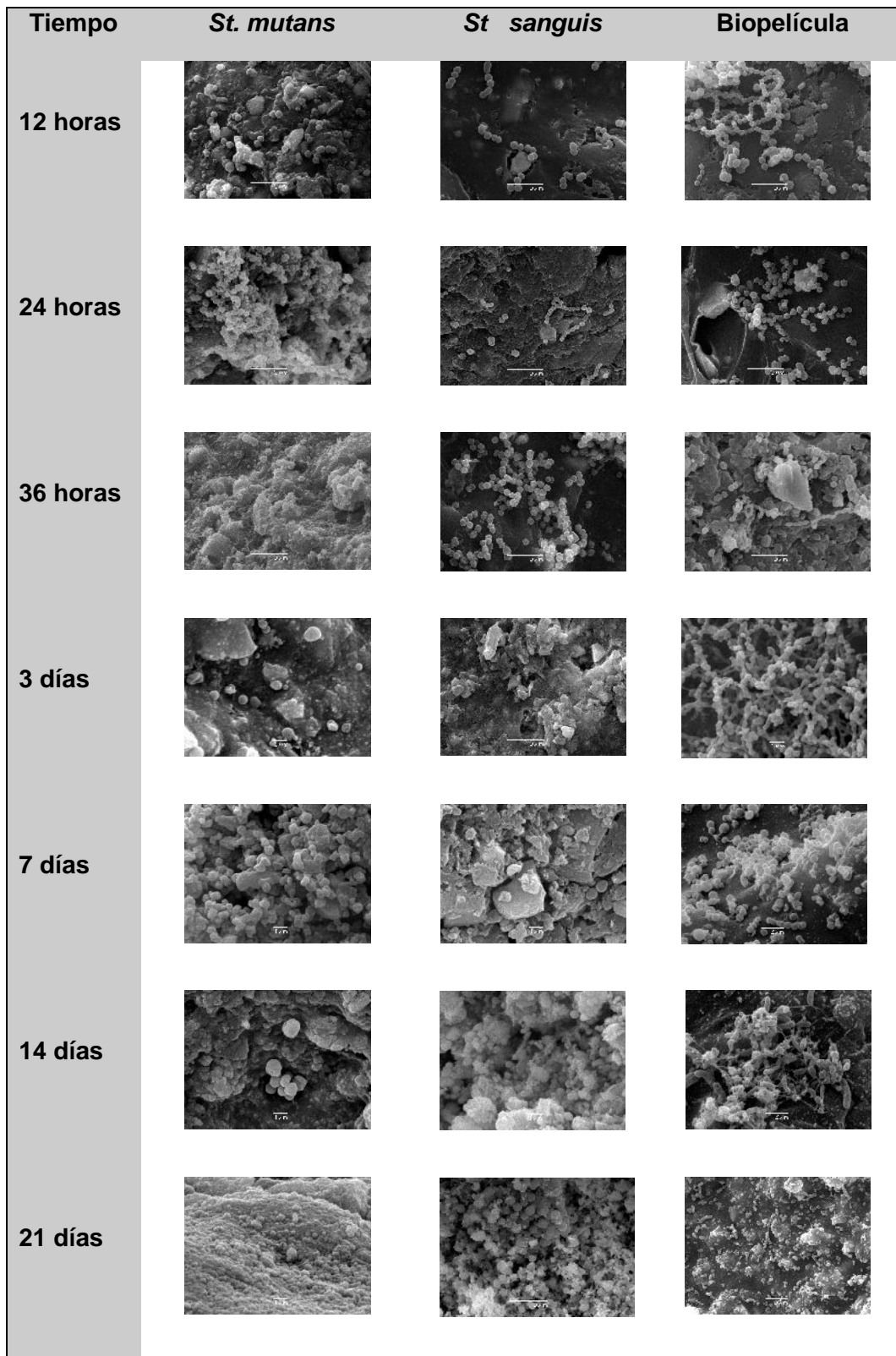


Figura N°85 Microfotografía de crecimiento de microorganismos en Structur

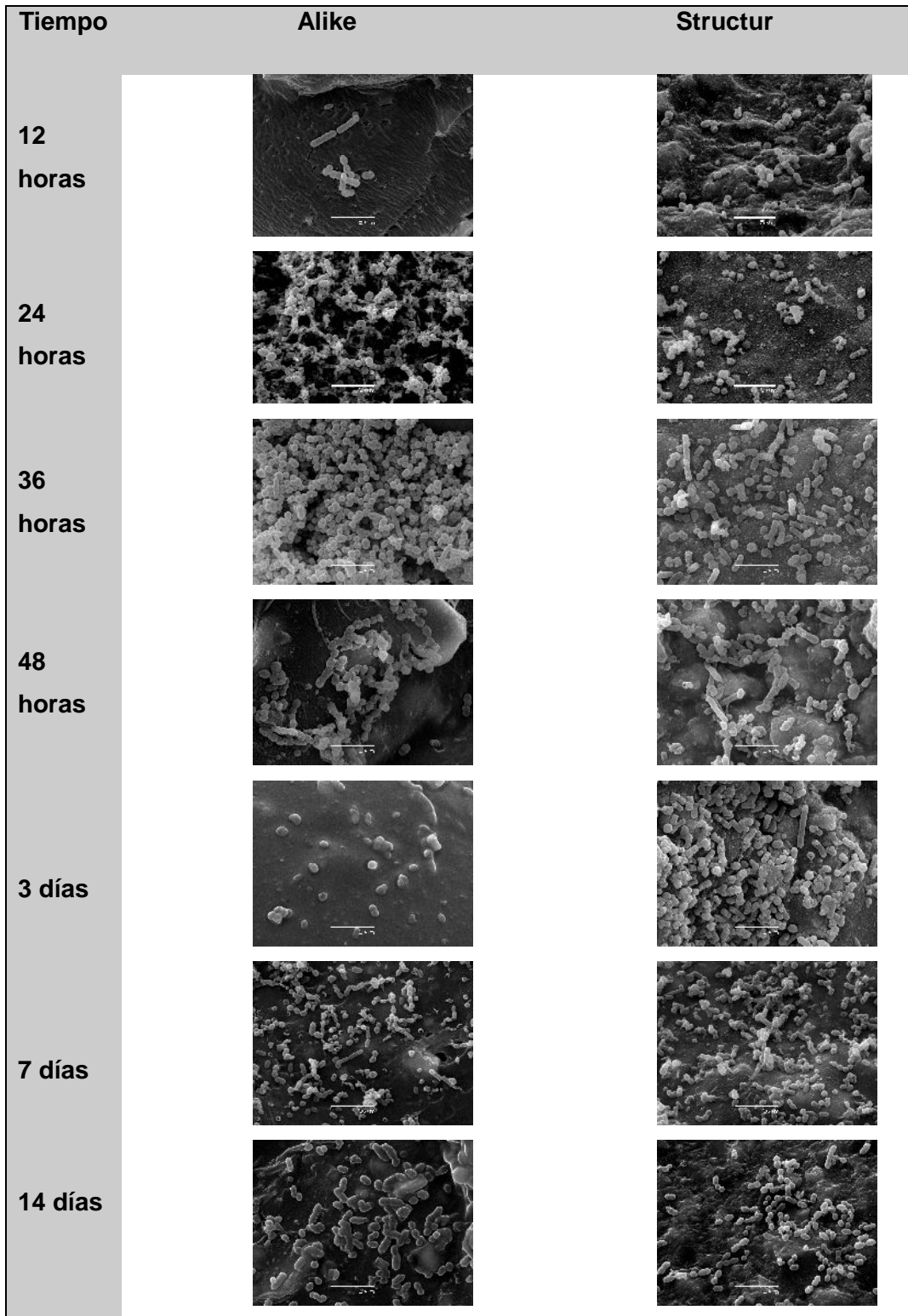


Figura N°86 Microfotografía de crecimiento de microorganismos en resinas acrílicas en saliva

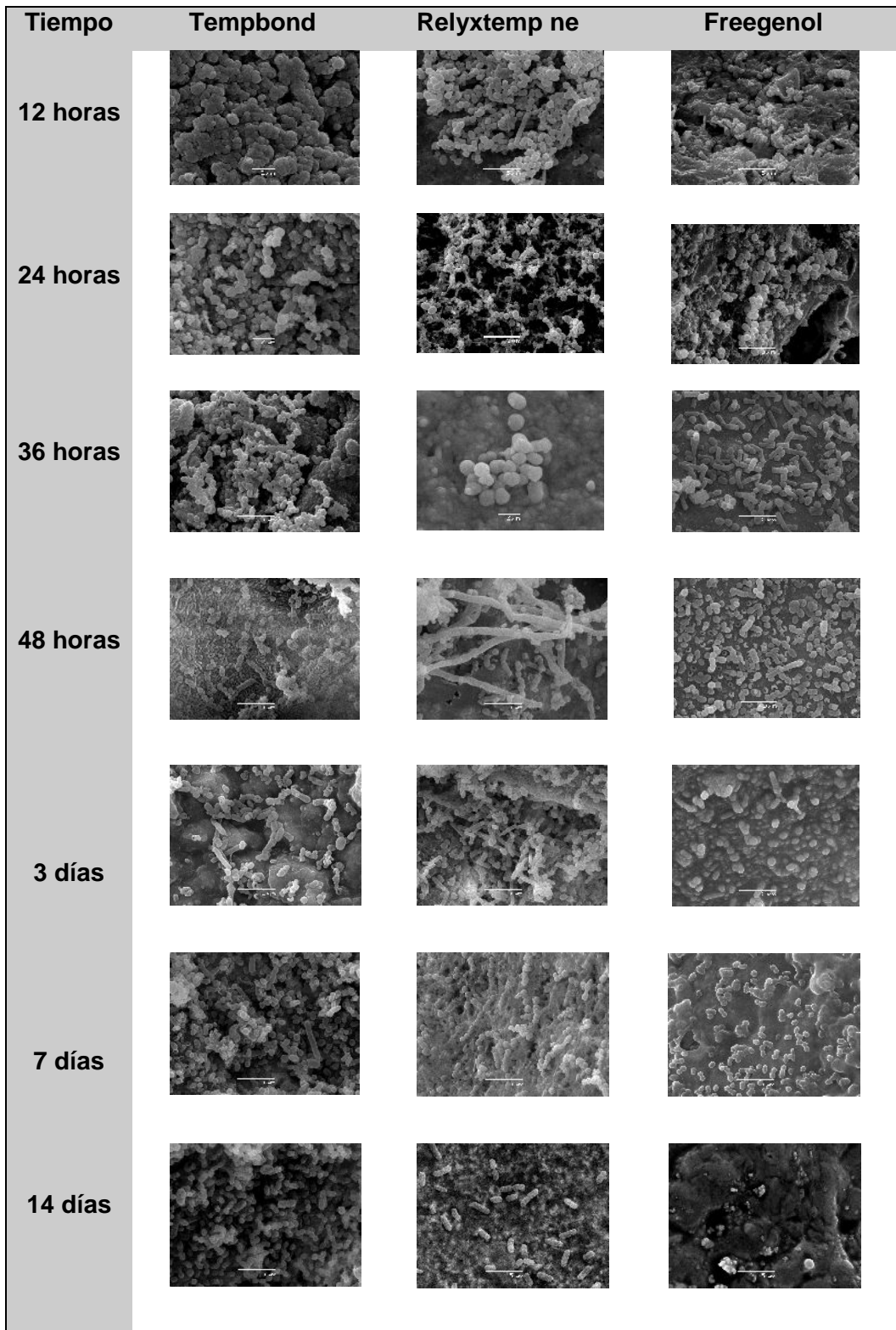


Figura N°87 Microfotografía del crecimiento de microorganismos en cementos provisionales en saliva

El resultado obtenido del análisis de estas microfotografías se discute en las conclusiones.

9.- DISCUSIÓN

En odontología es importante conocer las características y manipulación de los materiales dentales de manera de utilizarlos en forma adecuada, de acuerdo con la indicación terapéutica y las necesidades de nuestros pacientes.⁶
42

En rehabilitación oral, evaluar las propiedades químicas, físicas y antiadherentes de los materiales por técnicas in vivo es extremadamente difícil, por esta razón se recurre a técnicas in vitro. Previo al diseño del estudio es necesario tener un conocimiento de las condiciones que ocurren en la cavidad oral, de las fuerzas que serán aplicadas, así como de las propiedades de los materiales involucrados.⁶¹

En esta investigación se analizaron diferentes propiedades, como resistencia a la tracción, solubilidad, comportamiento térmico y propiedades de adherencia bacteriana de cementos y resinas acrílicas.

ANÁLISIS DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN

Las fuerzas aplicadas en el análisis experimental de tracción, como en el estudio computacional en 3D por elementos finitos, fueron estáticas, en una sola dirección a diferencia de lo que ocurre durante el proceso masticatorio que son fuerzas funcionales continuas e intermitentes y también la mayoría de los pacientes presenta cargas parafuncionales.⁶²

Para Sinhoreti y DeHoff, la interpretación de los estudios de cizallamiento es difícil, ya que diferentes configuraciones están disponibles en las pruebas de cizallamiento, y los dispositivos de prueba necesitan mejoras en la manera de aplicar la carga en la muestra.^{63, 64}

Placido concluyó que los ensayos de corte han puesto de manifiesto que la tensión de tracción en ocasiones es más alta que el esfuerzo de corte.⁶⁵

Akashia estudió la resistencia a la tracción y la adaptación marginal de coronas cementadas con distintos tipos de cementos temporales sobre réplicas de acero inoxidable de pilares de implantes. Entre los cementos analizados se encontraba el cemento en base a óxido de zinc con y sin eugenol. Los resultados revelaron que la resistencia a la tracción del cemento Tempbond ne, fue de 51 N y al contrastarlo con los resultados de esta investigación, está

dentro del mismo rango de valores encontrados.¹⁰

Kim et al. en 2006, comparó la retención de la restauración provisoria implanto-soportada, realizada con resina acrílica autopolimerizable cementada, con agentes de cementación provisional a pilares de implantes, cuyas superficies fueron sometidas a distintos tratamientos de rugosidad. La resistencia a la tracción se registró en newton y esta fue significativamente mayor para Tempbond que para Tempbond ne, cuando las coronas provisionales fueron cementadas a pilares que tenían una superficie rugosa.⁵¹

Lepe et al. en 1999, evaluaron la retención de las restauraciones provisionales hechas con polimetacrilato de metilo y compuesto bis - acrílico cementadas con cementos temporales , entre ellos: Tempbond, Tempbond ne, Temrex, y un cemento de hidróxido de calcio. Se utilizó una fuerza de cementación de 2,5 kg durante 5 minutos, luego las coronas se eliminaron con una máquina de ensayos Instron a una velocidad de 0,5 mm / min; como resultado la fuerza de tracción en promedio osciló desde 670 hasta 1072 kPa, para las coronas de polimetilmetacrilato.⁹

Mundt et al. investigaron las fuerzas de retención de las coronas de titanio cementadas a cofias de titanio y coronas de cromo-cobalto cementadas a cofias de oro, después de la cementación con diferentes agentes cementantes. Estas fueron cementadas con cemento acrílico-uretano y cemento provisional de óxido de zinc; la retención se midió utilizando una máquina de ensayo universal con un dispositivo dental para la tracción de la coronas. Las fuerzas de tracción para las coronas de cromo-cobalto cementadas a las cofias de oro, con cemento de óxido de zinc, fueron significativamente más altos que las otras combinaciones de cemento corona.⁶⁶

Ramp et al. en 1999, compararon las fuerzas de retención a la tracción de varios agentes de cementación provisional, cuando se utilizan con estructuras cementadas a un sistema de implantes. Como resultado la resistencia a la tracción de las estructuras oscilaron entre 1,29 y 4,08 MPa. Las fuerzas de tracción más bajas resultaron ser estadísticamente similares entre TempBond y Provilink.⁶⁷

Regó et al. en 2004, compararon la retención de las coronas provisionales cementadas con ocho cementos temporales sobre la preparación de coronas completas con principios mecánicos estandarizados. Las restauraciones se sometieron a la prueba de resistencia a la tracción con una máquina universal de ensayos. Los resultados obtenidos mostraron valores

similares a los encontrados en este estudio y que existen diferencias estadísticamente significativas entre Tempbond, Relyxtemp ne, con respecto a Freegenol. Las coronas cementadas con cemento de Hydro C eran más retentivas que las cementadas con los otros cementos, a excepción de Relyx Temp ne y Tempbond y las coronas que presentaron menor retención fueron las cementadas con cementos Nogenol y Freegenol.⁶⁸

Wahl et al., en 2008, evaluaron la resistencia a la tracción uniaxial después de ciclos térmicos en las réplicas de los pilares CeraOne utilizando cuatro tipos de cementos: fosfato de zinc, vidrio ionómero modificado con resina, óxido de zinc-eugenol y óxido de zinc sin eugenol. Después de la cementación, las muestras fueron sometidas a ciclos térmicos, durante treinta segundos. A continuación, las muestras fueron sometidas a la prueba de tracción; como resultado la mayor resistencia a la tracción fue del cemento fosfato de zinc seguido por la resina modificada con cemento de ionómero de vidrio, cemento de óxido de zinc y eugenol (8,4 kg) y el óxido de zinc sin eugenol (3,1 kg).⁶⁹

Los resultados de este estudio se pueden comparar tangencialmente con los obtenidos por Akashia, Kim, Lepe, Mundt, Rampa, Regó y Wahl, ya que todos estos autores utilizan una metodología similar; realizaron pruebas de tracción con una máquina de ensayos universal a una velocidad de 0,5 mm / mín, donde probaron la fuerza de desprendimiento de la restauración provisional. Es importante considerar el tipo de superficie donde se produce la fricción, ya que hay estudios en los cuales se demuestra que las superficies rugosas presentan mayor resistencia que las superficies lisas, por lo tanto, al realizar un ensayo in vitro, es probable que los resultados varíen dependiendo de las características de superficie del metal que se utilice como muñón para generar la fricción.

Al comparar los materiales estudiados los resultados de todos los autores coinciden en el rango de valores obtenidos en esta investigación.

Este estudio difiere de los resultados obtenidos por Wahl, en lo que se refiere a cementos en base a óxido de zinc sin eugenol, ya que describe valores de fuerzas de tracción menores a las encontradas en esta investigación, es probable que sea producto del ciclo térmico al que son sometidas las muestras en esa investigación.

También, existen investigadores que estudiaron la resistencia a la tracción de distintos materiales a los cuales les agregaron SnF₂ o clorhexidina para determinar si aumenta la resistencia a la tracción en esas condiciones. Un ejemplo de ellos son los autores que se describen a continuación:

Lewinstein et al. en 2007 estudió el efecto de la incorporación de diacetato de clorhexidina (antibacteriano) en cementos provisionales con el objeto de medir la retención y filtración marginal de coronas provisionales. Estas coronas fueron realizadas en resina acrílica y cementadas de forma individual con cementos provisionales en base a óxido de zinc con y sin eugenol a los cuales se les agregó diacetato de clorhexidina; como resultado, la retención de las coronas provisionales cementadas con Freegenol enriquecido con clorhexidina aumentó 3 veces su retención a un nivel promedio de 80,9 N. Sin embargo, la incorporación de clorhexidina en Tempbond o Tempbond ne no afectó la retención. La clorhexidina incorporados en los cementos no tuvo ningún efecto significativo sobre la filtración marginal de todos los cementos ensayados.⁷⁰

Lewinstein et al. en 1992 estudiaron el efecto del barniz de flúor en la fuerza de retención de las coronas provisionales cementadas con diversos cementos temporales y determinaron que la mezcla de flúor barniz marca Duraphat con el cemento provisorio mejora la retención. La aplicación del barniz Duraphat a la superficie del diente antes de la cementación, aumentó la fuerza de retención de Tempbond, pero debilitó la retención de Freegenol. Un efecto sinérgico se observó por cuanto el barniz Duraphat mejora la adherencia del cemento a la estructura dental pero no a la corona provisoria.²¹

Lewinstein et al. en 2003 determinaron el efecto de la combinación de un barniz que contiene 2,26% NaF con dos agentes de cementación provisional en el margen cervical y la retención de las coronas provisionales fabricadas en resinas acrílicas. Las coronas se cementaron individualmente con Freegenol, Tempbond o Duraphat. Después de la cementación se sometieron a una prueba de extracción de las coronas. La retención se determinó como la fuerza máxima registrada, necesaria para desalojo de la corona; los resultados de este estudio mostraron que la mayor resistencia a la tracción en estas condiciones la presentó Freegenol luego Temp-bond finalmente Duraphat.

Lewinstein et al. en 2003 estudió in vitro la retención y la microfiltración de las coronas provisionales, cementadas con cementos temporales a los que se añadió fluoruro de estaño. Las coronas provisorias fueron construidas de resina acrílica y cementadas con Tempbond, Tempbond ne y Freegenol, y se agregó fluoruro de estaño a estos cementos. Después de la cementación, se llevaron a cabo las pruebas de tracción; en este estudio se demostró que Freegenol era más retentivo que los otros cementos. La incorporación de fluoruro de estaño aumentó significativamente la capacidad de retención de

Freegenol y Tempbond ne, pero no tuvo efecto sobre Tempbond¹⁷.

Los resultados obtenidos por Lewinstein, en los cuales agregó SnF₂ en distintas concentraciones y clorhexidina para observar un aumento en la resistencia a la tracción en los cementos estudiados, difieren con los encontrados en esta investigación; es posible que se deba a las pruebas de termociclado, realizadas a las muestras previamente al examen de resistencia a la tracción, más que a la incorporación de clorhexidina ó SnF₂ al agente cementante.

ANÁLISIS DE TRACCIÓN POR ELEMENTOS FINITOS

Existen diferentes métodos para el análisis de la resistencia a la tracción que se produce como consecuencia de las cargas de desalajo a la que es sometida una estructura, siendo uno de ellos, el modelo por elementos finitos la herramienta utilizada en esta investigación, en la cual se calculó el esfuerzo axial de la corona provisoria de resina acrílica de dos marcas comerciales y de la interfaz de cemento provisional en base a óxido de zinc con y sin eugenol de distintos fabricantes.

Las características geométricas dadas al diseño de la estructura del muñón, debe ser construido manteniendo las características clínicas con respecto a su altura, longitud, diámetro y terminación cervical, para determinar el efecto de la distribución de las tensiones entre la resina y la interfaz de cemento.⁷²

La distribución de las fuerzas resultantes fue elaborada solo con el análisis de las cargas apropiadas y de las características mecánicas de los materiales en estudio.

DeHoff y Placido establecieron que el método de los elementos finitos (MEF), tiene la ventaja de explicar la presencia de fallas de la interfase, la validación del valor de fuerza calculados en pruebas in vitro, y da información sobre el estado de tensión en la simulación de aparatos experimentales. Además, indica el sitio donde se concentró la tensión. La concentración del estrés va a depender de la modelación geométrica de la superficie en el sitio donde se aplicó la carga y de las propiedades de los materiales.^{64, 65}

Craig en 1961 determinó que los valores de la resistencia de la unión obtenida en una superficie rugosa son mayores que en una superficie lisa.⁷³

Placido en 2007 concluyó que, dependiendo del lugar donde se aplica la carga de tracción, el efecto de la desunión se minimiza cuando la carga se realizó más

cerca de la superficie de unión. Sin embargo, en tal caso, la distribución de la tensión dentro de la interfaz puede estar influenciada por una carga a una distancia más corta. Este fenómeno se refiere a la distribución de la carga generalizada en las zonas cerca del punto de aplicación de la fuerza. Tales condiciones aumentan la tensión en la zona más crítica del modelo y es más crítico para una sola aplicación de la carga en el nodo.⁶⁵

Wiskott, H et al. en 1999 estudiaron zonas de compresión y tracción en coronas cementadas con distintos tipos de cements sobre pilares de implantes; entre los parámetros que analizó y que son pertinentes a este trabajo están las fuerzas de compresión y tracción a la que es sometido el agente cementante, en el cual las tensiones que se generan dentro de la capa de cemento varían, dependiendo de la convergencia del pilar, del muñón, si es dentina o una aleación de níquel – cromo. Los valores para la carga de tracción estuvieron en el rango de este estudio en lo que corresponde a los cements de óxido de zinc sin eugenol y difieren de los cements de óxido de zinc con eugenol cuando la angulación del pilar es de 10°. ⁷⁴

Ban en 1992 evaluó las fuerzas de tracción de cinco tipos de cements dentales, entre ellos, cemento de óxido de zinc – eugenol, mediante estudios in vitro y análisis de elementos finitos; para ello realizó muestras de discos que fueron sometidas tanto a una carga concentrada y una carga uniformemente distribuida. Los valores observados fueron comparados con el valor teórico calculado por el método de elementos finitos. ⁷⁵

Existen pocos estudios por método de elementos finitos que relacionen las resinas acrílicas de autopolimerización y los cements provisionales en base a óxido de zinc con y sin eugenol, por lo que no se pueden contrastar los resultados con otra investigación, pero al comparar el estudio de resistencia a la tracción in vitro con el estudio de resistencia a la tracción por elementos finitos, es importante decir que los resultados de ambos estudios en este trabajo se encuentran en el mismo rango de los valores de la carga de tracción para todos los materiales estudiados.

ANÁLISIS TÉRMICO

Tanto los cements en base a óxido de zinc, con y sin eugenol como las resinas acrílicas de autopolimerización, se han utilizado por un largo tiempo en odontología restauradora.⁴ Sin embargo, hay poca información bibliográfica y la proporcionada por el fabricante no es suficiente en relación al comportamiento

térmico de estos materiales.

Escasos estudios de caracterización térmica mediante DSC y TGA de resinas acrílicas y cementos provisionales se han publicado en los últimos años, pero se destacan las investigaciones de:

McCabe J.F. (1980), quien determinó que los cambios térmicos que se producen durante el fraguado de los materiales de restauración, se han medido con precisión utilizando la técnica de calorimetría diferencial de barrido. Los resultados se utilizaron para evaluar las características de ajuste, el calor de reacción y la velocidad de salida de calor, los cuales pueden ser importantes en la determinación de daño térmico que se genera a la pulpa. La capacidad calorífica está relacionada con propiedades de aislamiento térmico.⁷⁶

McCabe J.F. (1980) estudió las transiciones térmicas dentro de la gama de trabajo de los polímeros base para prótesis removibles, las cuales tienen un efecto fundamental en la estabilidad dimensional del material. Midió las temperaturas de transición vítrea de quince polímeros de polimetilmetacrilato (PMMA); sus resultados indicaron que un alto nivel de precisión se puede lograr utilizando DSC para vigilar el proceso exotérmico que acompaña las reacciones de fraguado de resinas de polimetacrilato autopolimerizables.⁷⁷

Antonucci, en 1983, determinó que los métodos tradicionales de espectroscopía infrarrojo para evaluar el grado de polimerización de monómeros dentales, se obstaculizaban debido a las dificultades de preparación de las muestras. Estas dificultades se evitaron mediante el uso de otra técnica, la calorimetría diferencial de barrido (DSC), la que utilizó para determinar el grado de polimerización de vinilo de un sistema monómero experimental. El DSC, es un método útil para evaluar el rendimiento de diversos monómeros dentales y sistemas iniciadores e inhibidores.⁷⁸

Ohyama y Imai caracterizaron el comportamiento térmico de los componentes del polvo de resinas dentales utilizando calorimetría diferencial de barrido (DSC) y cromatografía líquida de alta presión (HPLC), observando que una mezcla de PMMA y peróxido benzoílo (POB) existente fuera de las partículas PMMA, produce un patrón de dos Peak, porque ambos puntos de fusión y de descomposición de POB libres son observables en el DSC.

Cuando el PMMA incluye dentro de sus partículas POB se genera un solo peak, debido a la fusión de las moléculas de POB dispersos en la matriz de PMMA el que se observa en el DSC

También encontraron que la altura del peak era proporcional a la cantidad de POB mezclado con el polvo de POB libre de PMMA. Por lo tanto, la cantidad

de POB fuera del polvo de PMMA, se puede determinar a partir de la altura del peak en el DSC.⁷⁹

Este estudio concuerda con que la calorimetría diferencial de barrido es una excelente herramienta para la caracterización de las propiedades térmicas de los materiales de uso dental y, comparando los resultados de esta investigación con la de Ohyama, en el TGA de Alike, se observa una pequeña pérdida de masa a los 100° C que estaría en el rango de la temperatura de descomposición del peróxido de benzoílo, ya que este compuesto en las resinas acrílicas de autopolimerización se encuentra en un porcentaje de 0,3% a un 3%, pero esta temperatura de descomposición no se observó en la resina Structur, por lo tanto, se puede inferir que esta última no presenta este compuesto en su composición.

Las temperaturas de descomposición observadas en el Tga de Structor fueron mayores y concuerdan con la temperatura de descomposición del PMMA y el alto porcentaje de masa remanente correspondería a microcristales de vidrio presentes en la resina Structur, según la información obtenida del fabricante.

ESTUDIO DE SOLUBILIDAD

La solubilidad es una característica importante en la evaluación de la durabilidad clínica de los materiales restauradores; esta causa la degradación del cemento, lo que conduce a pérdida de la retención de la restauración.^{6, 80,81}

La solubilidad tiene un impacto potencial, tanto en la estabilidad estructural como en la biocompatibilidad de los materiales restauradores. El grado de disolución puede ser influenciado por las condiciones de la prueba, el tiempo de la disolución, la concentración del soluto en el medio de disolución, el pH del medio, la forma y espesor de la muestra.⁸⁰

Una forma de calcular la solubilidad de un material en estudio, es determinar la pérdida masa o el grado de degradación del material, midiendo, la pérdida de peso que se produce después de estar sumergido en una solución por un periodo de tiempo previamente establecido⁵⁵.

La estructura química de las soluciones utilizadas para los ensayos in vitro son importantes porque tienen que simular la complejidad del ambiente de la cavidad oral.⁸⁰

Leung y Darvell, determinaron que el contenido de calcio en una preparación de saliva artificial, necesita ser ajustada para adaptarse al pH

elegido para la prueba, así como la composición total de la preparación, dependiendo del propósito y la necesidad del estudio.⁵⁴

Es importante considerar en un estudio de simulación *in vitro* de solubilidad, las características de la saliva artificial que se utilizará, la que debe simular la saliva humana en cuanto a su composición y a las condiciones orales. Los factores que se deben considerar son la tonicidad, capacidad tampón, componentes inorgánicos menores y otras sustancias orgánicas.⁵⁴

Alí Abdul Wahab Razooki Al Shekhli evaluó y comparó, los valores de solubilidad en agua de tres cementos convencionales con un cemento de resina, esta fue calculada mediante la ponderación de las muestras antes y después de la inmersión en agua (15 días) y la desecación de los materiales probados.⁸⁰

Mohammad Saleem y Kramul Ul Haq, compararon la solubilidad de dos materiales de cementación en saliva artificial, con distintos valores de pH. Los resultados se calcularon en relación al porcentaje de solubilidad en cada periodo de tiempo y encontraron que había diferencias significativas en relación a la solubilidad entre las salivas que tenían pH ácido y pH básico; los cementos sumergidos en el medio con pH bajo fueron más solubles que a pH alto.⁸²

Swartz et al. evaluó tres test *in vitro*, que medían la resistencia a la degradación de varios tipos de agentes cementantes que sometió a investigación, entre ellos las pruebas de pérdida de peso; para ello sumergió los materiales en estudio en agua, ácido acético a distintas concentraciones y a pH ácido y los midió en distintos tiempos; como resultado observó que todos los materiales perdieron masa y absorbieron fluidos.⁵⁵

Yanikoglu, N. y Duymus, Z. determinaron la solubilidad de los cementos dentales en la saliva artificial a diferentes valores de pH; para ello los materiales en estudio fueron previamente pesados, luego sumergidos en saliva artificial con diferentes valores de pH y finalmente retirados de la solución a diferentes tiempos y vueltos a pesar. Para obtener los resultados, se calculó el porcentaje de solubilidad de la muestra en cada período de tiempo. Se encontró que entre el tipo de cemento, el tiempo de almacenamiento y el pH del medio, había diferencias estadísticamente significativas sobre los efectos de la solubilidad. Se observó que a pH neutro, los cementos parecían ser más estables.⁸³

Norman comparó la desintegración intraoral de tres cementos dentales, entre ellos óxido de zinc-eugenol y observó que éste presentaba la más rápida desintegración.⁸⁴

Osborne, J. realizó estudios *in vivo* e *in vitro* en los cuales evaluó la desintegración de agentes cementantes en la cavidad oral, los cuales fueron

cementados en los pacientes por un periodo de 6 meses y también midió in vitro la solubilidad en agua y ácido acético de los mismos cementos y determinó que no existe correlación entre los datos obtenidos en la clínica y la solubilidad de los cementos obtenidas con el estudio in Vitro.⁸⁵

Según Mitchem, los estudios de solubilidad in vitro deben ser cuestionados, debido a que en algunos casos no son capaces de predecir el comportamiento clínico de algunos materiales de uso odontológico, como es el caso de los cementos de vidrio ionómero y fosfato de zinc, cuyo comportamiento in vitro difiere de su comportamiento in vivo.⁸¹

Las pruebas in vitro realizadas son solo ensayos estáticos de solubilidad, debido a que no simulan los cambios de pH y de temperatura de la cavidad oral.⁸⁶

Al comparar este estudio con otras investigaciones se confirma que todos los materiales perdieron masa y que absorbieron NaF y CaCl₂ en distintas concentraciones y en diferentes tiempos.

ESTUDIO MICROBIOLÓGICO

Camejo et al. evaluaron la capacidad para prevenir la microfiltración coronaria de *Streptococcus mutans* de IRM®, Cavit®, ionómero de vidrio GC Fuji I® en dientes tratados endodónticamente, durante un período de 90 días. Este estudio mostró que el *St. mutans* filtró en un 100% el cementos provisional en base a óxido de zinc –eugenol.⁸⁷

Imura et al. estudiaron la penetración bacteriana a través de los materiales de restauración temporal en la raíz-canal-dientes tratados in vitro. Confirmaron que los microorganismos pueden penetrar a través de diferentes materiales de obturación provisional y conductos radiculares bien obturados.⁸⁸

Slutzky et al. investigaron las propiedades antibacterianas de rellenos endodónticos temporales, entre ellos, cementos en base a óxido de zinc –eugenol. Esta fueron probados en contacto con *Streptococcus mutans* y *Enterococcus faecalis*. Este estudio concluyó que Incrustaciones Systemp, Tempit, e IRM mostraron propiedades antibacterianas en contacto con *St. mutans*, por lo menos durante 7 días; Tempit e IRM mantuvieron capacidad durante 14 días. Este estudio sugiere que los diferentes materiales de relleno temporales pueden influir en la capacidad de los microorganismos de invadir el sistema de conductos radiculares.⁸⁹

Barthel C. R. determinó que la filtración bacteriana con *Staphylococcus epidermidis* era mayor en restauraciones temporales obturadas con cementos de óxido de zinc eugenol (IRM) en piezas tratadas endodóncicamente.⁹⁰

Naoum, H. J. y Chandler, N. P., realizaron una revisión bibliográfica de cementación temporal en endodoncia y concluyeron que las preparaciones restauradas con óxido de zinc - eugenol (IRM) presentan inicialmente un sellado deficiente que muestra una cierta mejoría después de la primera semana; también determinaron que en relación a la penetración bacteriana el óxido de zinc-eugenol proporciona propiedades de sellado deficientes.⁹¹

En general, en la literatura, se encuentran muy pocos trabajos que relacionan la adherencia bacteriana con los cementos temporales y menos aún con las resinas acrílicas de autopolimerización. Lo que se encuentra es una relación de los cementos de obturación temporal en base a óxido de zinc mejorado, el cual se utiliza como sellador de piezas tratadas endodóncicamente y en relación a esto, se puede afirmar que todos los trabajos descritos coinciden con esta investigación y se concluye que todos los cementos en base a óxido de zinc - eugenol son colonizados por placa bacteriana, por lo tanto, no presentarían actividad antibacteriana a pesar de las cualidades antisépticas del zinc.³⁶ Pero, al ser un estudio in vitro, los estudios de adherencia bacteriana pueden no dar una información exacta, ya que en esta etapa del trabajo no se realizó un simulador de la cavidad oral y no se puede determinar el sinergismo de los cementos temporales con las defensas de huésped y con los compuestos de la saliva como ocurriría en un estudio in vivo. Además, al comparar esta investigación con los estudios de Slutzky⁸⁹, no se puede concordar totalmente, ya que es probable que las características antibacterianas que otorgó al cemento de óxido de zinc - eugenol en su investigación, corresponda a un crecimiento lento de las cepas, como se demuestra en esta investigación o que exista antagonismo con la flora bacteriana no patógena de la cavidad oral.

10.- CONCLUSIONES

El trabajo realizado en esta investigación nos permite inferir que los materiales observados y estudiados (cementos en base a óxido de zinc con y sin eugenol y resinas acrílicas de autopolimerización) poseen comportamientos físico- químicos y antiadherentes particulares y diferentes entre sí. Esto se podría traducir en ventajas comparativas en su uso odontológico.

Considerando los resultados obtenidos de las observaciones, sería posible corroborar que el cemento en base a óxido de zinc con eugenol (Tempbond) tiene mejores propiedades de resistencia a la tracción que los cementos en base a óxido de zinc sin eugenol (Relyxtemp Ne y Freegenol). Según lo anterior, podríamos concluir que estas ventajas en sus propiedades se deben fundamentalmente a la presencia de eugenol en su composición.

Al comparar las resinas acrílicas de autopolimerización (Alike y Structur) se demostró que la resina acrílica de autopolimerización (Alike) tiene las mejores cualidades de resistencia a la tracción. A partir del análisis elemental realizado a las resinas acrílicas de autopolimerización (Alike y Structur) se demuestra que las mejores cualidades de resistencia a la tracción se deberían a la ausencia en su composición de bario y silicio.

Podríamos inferir entonces, que al cementar una corona provisoria elaborada con resina acrílica de autopolimerización (Alike) con cemento en base a óxido de zinc con eugenol (Tempbond) sobre un muñón dentario, **esta restauración permanecería mayor tiempo en boca, proporcionando al clínico y al paciente mayor seguridad y confianza en el tratamiento.**

Por otro lado, **se comprueba que todos los materiales son estables, es decir que no sufren procesos de degradación en su composición a temperatura bucal.**

Respecto de la solubilidad de los materiales, podríamos deducir de las observaciones, que el menos soluble es el cemento en base a óxido de zinc sin eugenol (Freegenol).

Al contrario, el que presentó una mayor degradación independiente de los tratamientos de la saliva artificial y de los intervalos de tiempo al que fue expuesto fue el cemento en base a óxido de zinc con eugenol (Tempbond).

Todos los materiales fueron capaces de absorber cloruro de calcio y fluoruro de sodio. Sin embargo, es recomendable realizar estudios posteriores

que determinen si estos elementos absorbidos son capaces de mineralizar el remanente dentinario y de esta manera proteger a la pieza dentaria de la desmineralización por ácidos de la bacterias de la placa bacteriana oral, si es liberada al medio bucal o si solo se fija a la resina y al material de cementación que es lo que se observó en este estudio.

En términos generales y en relación a la solubilidad de los materiales estudiados, no se evidencian diferencias significativas en dicho comportamiento.

En relación a las propiedades adherentes de los cementos en base a óxido de zinc con y sin eugenol y resinas acrílicas de autopolimerización estudiadas, se demostró que todos los materiales analizados son sustrato para el desarrollo de la placa bacteriana dental, es decir, que en todos estos materiales la biopelícula es capaz de fijarse y desarrollarse.

Sin embargo, podemos afirmar que existen diferencias significativas entre el cemento en base a óxido de zinc con eugenol (Tempbond) con el cemento en base a óxido de zinc sin eugenol (Relyxtemp Ne y Freegenol) , ya que el Tempbond es mejor sustrato para el desarrollo de la placa bacteriana.

En resumen, al comparar, mediante el tratamiento in vitro y virtual, las propiedades físico-químicas y antiadherentes de los materiales estudiados, se puede decir, a modo de conclusión, que los cementos provisionales con base de óxido de zinc con eugenol (Tempbond) son recomendables por sus ventajas comparativas observadas de resistencia a la tracción.

Por otro lado, la resina acrílica de autopolimerización (Alike) es la que presenta las mejores propiedades observadas de resistencia a la tracción y menor degradación. Así mismo, la resina acrílica de autopolimerización que presenta menor adherencia bacteriana es la marca Structur.

Cabe señalar, además que en las situaciones clínicas en las que no se pueda utilizar un cemento provisional en base a óxido de zinc con eugenol, una buena alternativa clínica sería el cemento en base a óxido de zinc sin eugenol marca Relyxtemp Ne, **ya que presenta una buena resistencia a la tracción y una menor solubilidad.**

Finalmente, en términos generales con todo lo expuesto anteriormente podemos aceptar la hipótesis propuesta en un principio, considerando las observaciones y recomendaciones realizadas en los párrafos anteriores.

A modo de propuesta, cabe señalar que uno de los aportes importantes de esta investigación está referida a la metodología y a las técnicas utilizadas en base un procedimiento exhaustivo y sistemático que permiten replicar este

estudio con otros materiales de uso definitivo y la utilización de marcas recomendadas para mejorar el comportamiento clínico, la seguridad y la confianza en el tratamiento por parte del clínico y del paciente.

11.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. **Shillingburg, J.** Fundamentos Esenciales de Prótesis Fija. Tercera edición. Barcelona. Quintessence, 2006. Cap. 10.
2. **Carvajal, J.C.** Prótesis Fija, Preparaciones Biológicas, Impresiones y Restauraciones Provisionales. Primera edición. Santiago, Mediterraneo, 2001. Caps. 12, 13, 14 y 15.
3. **Lodding, D.W.** Long-term esthetic provisional restorations in dentistry. Curr Opin Cosmet Dent 1997; 4:16-21.
4. **Cova, J. L.** Materiales Dentales. Primera Edición. Colombia. Amolca 2004. Cap. 1, 4 y 5.
5. **Craig, R.G.,** Materiales de Odontología Restauradora Sexta edición. Madrid. Hartcourt Brace 1998. Cap. 6 y 8.
6. **Anusavice, K.J.,** Phillips Ciencia de los materiales dentales. Undécima edición. Barcelona: Elsevier, 2008. Cap. 3, 7, 16 y 22.
7. **Rosentiel, S., Land,M., Fujimoto, J.,** Prótesis Fija Contemporánea. Cuarta edición. España, Elsevier, 1995. Cap. 15.
8. **Fernandez Bodereau, E.(J), Fernandez Bodereau, E.** Prótesis Fija e Implantes Práctica Clínica. Madrid. Ediciones Avances Médico-Dentales, 1996. Cap. 6.
9. **Lepe, X, Bales, D.J., Johnson, G.H.** Retention of provisional crowns fabricated from two materials with the use of four temporary cements. J Prosthet Dent 1999; 81(4):469-75.

10. **Akashia, A.E., Francischone, C.E., Tokutsune, E., da Silva, W., (Jr).** Effects of different types of temporary cements on the tensile strength and marginal adaptation of crowns on implants. *J Adhes Dent* 2002; 4(4):309-15.
11. **Macchi.** *Materiales Dentales.* Tercera edición. Buenos Aires. Panamericana, 2000. Cap. 11 y 23.
12. **Baldissara, P., Comin ,G., Martone, F., Scotti, R.** Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 80(4):417-22.
13. **Cohen, R.B., Hallmon, W.W., Culliton, C.R., Herbold, E.T.** Bacteriostatic effect of tetracycline in temporary cement. *J Prosthet Dent* 1989; 62(5):607-9.
14. **Markowitz, K., Moynihan, M., Liu, M., Kim, S.** Biologic properties of eugenol and zinc oxide-eugenol. A clinically oriented review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992; 73(6):729-37.
15. **Trowbridge, H.O.** Intradental sensory units: physiological and clinical aspects. *J Endod* 1985; 11(11):489-98.
16. **Lopez, G., Lopez ,E.** Evaluación in vitro de cuatro agentes cementantes *Universitas Odontológicas* 2000;40:34-40.
17. **Lewinstein, I., Fuhrer, N., Gelfand, K., Cardash, H., Pilo, R.** Retention, marginal leakage, and cement solubility of provisional crowns cemented with temporary cement containing stannous fluoride. *Int J Prosthodont* 2003; 16(2):189-93.
18. **Campagni, W.V.** Technique for cementation of provisional restorations. *J Prosthet Dent* 1985; 54(1):13-5.
19. **Olin, P.S., Rudney, J.D., HILL, E.M.** Retentive strength of six temporary dental cements. *Quintessence Int* 1999; 21:197-200.

20. **Millstein, P.L., Hazan, E., Nathanson, D.** Effect of aging on temporary cement retention in vitro. *J Prosthet Dent* 1991; 65(6):768-71.
21. **Lewinstein, I., Daniel, Z., Azaz ,B., Gedalia, I.** Effect of fluoride varnish on the retentive strength of provisional crowns luted with various temporary cements. *J Prosthet Dent* 1992; 68(5):733-6.
22. **Yap, A.U, Mah, M.K., Lye, C.P., Loh, P.L.** Influence of dietary simulating solvents on the hardness of provisional restorative materials. *Dent Mater* 2004; 20(4):370-6.
23. **Christensen, G.J.** Making provisional restorations easy, predictable and economical. *J Am Dent Assoc* 2004; 135(5):625-7.
24. **Ishikiriyama, A., Busato, A.L., de Lima Navarro, M.F., Mondelli, J.** Temporary cementation of acrylic resin and cast complete crowns. *J Prosthet Dent* 1984; 51 (5):637-41.
25. **Abo-Hamar, S.E., Federlin, M., Hiller ,K.A., Friedl ,K.H., Schmalz, G.** Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin. *Dent Mater* 2005; 21(9):794-803.
26. **Cardoso, M., Torres, M.F., Rego, M.R., Santiago, L.C.** Influence of application site of provisional cement on the marginal adaptation of provisional crowns. *J Appl Oral Sci* 2008; 16(3):214-8.
27. **González Escobar,R.** Eugenol: propiedades farmacológicas y toxicológicas. Ventajas y desventajas. *Revista Cubana de Estomatología* 2002; 39(2).
28. **Maldonado, M.A., Barrera, R., Gúzmán, R., Pantoja, V.** Eugenol: material de uso dental con riesgo de toxicidad local y sistémica. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2008; 28:446-49.
29. **Hume, W.R.** In vitro studies on the local pharmacodynamics, pharmacology and toxicology of eugenol and zinc oxide-eugenol. *Int Endod J* 1988; 21(2):130-4.

30. **Hashimoto,S., Uchiyama, K., Maeda, M., Ishitsuka, K., Furumoto, K., Nakamura, Y.** In vivo and in vitro effects of zinc oxide-eugenol (ZOE) on biosynthesis of cyclo-oxygenase products in rat dental pulp. *J Dent Res* 1988; 67(8):1092-6.
31. **Pabla, T., Gulati, M.S., Mohan,U.** Evaluation of antimicrobial efficacy of various root canal filling materials for primary teeth. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 1997; 15(4):134-40.
32. **Reddy, A. C., Lokesh, B. R.** Studies on the inhibitory effects of curcumin and eugenol on the formation of reactive oxygen species and the oxidation of ferrous iron. *Mol Cell Biochem* 1994; 137(1):1-8.
33. **Briseno, B. M.** Willershausen B. Root canal sealer cytotoxicity on human gingival fibroblasts. 1. Zinc oxide-eugenol-based sealers. *J Endod* 1990; 16(8):383-6.
34. **Chang, R.** Química. Novena edición México, McGraw-Hill, 2007.
35. **Aranha, H., Strachan, R.C., Arceneaux, J. E. , Byers, B. R.** Effect of trace metals on growth of *Streptococcus mutans* in a teflon chemostat. *Infect Immun* 1982; 35(2):456-60.
36. **Zeelie, J.J., McCarthy, T. J.** Effects of copper and zinc ions on the germicidal properties of two popular pharmaceutical antiseptic agents cetylpyridinium chloride and povidone-iodine. *Analyst* 1998; 123(3):503-7.
37. **Clarke, D.E.** Clinical and microbiological effects of oral zinc ascorbate gel in cats. *J Vet Dent* 2001; 18(4):177-83.
38. **He, G., Pearce, E.I., Sissons, C.H.** Inhibitory effect of ZnCl₂ on glycolysis in human oral microbes. *Arch Oral Biol* 2002; 47(2):117-29.
39. **Brading, M.G., Marsh, P.D.** The oral environment: the challenge for antimicrobials in oral care products. *Int Dent J* 2003; 53(6 Suppl 1):353-62.

40. **Fosmire, G.J.** Zinc toxicity. *Am J Clin Nutr* 1990; 51(2):225-7.
41. **Yap, A.U., Shah, K.C., Loh, E.T., Sim, S.S., Tan, C.C.** Influence of ZOE temporary restorations on microleakage in composite restorations. *Oper Dent* 2002; 27(2):142-6.
42. **Rosenstiel, S.F., Land, M.F., Crispin, B.J.** Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80(3):280-301.
43. **Ganss, C., Jung, M.** Effect of eugenol-containing temporary cements on bond strength of composite to dentin. *Oper Dent* 1998; 23(2):55-62.
44. **Carvalho, C.N., de Oliveira Bauer, JR, Loguercio, A.D., Reis, A.** Effect of ZOE temporary restoration on resin-dentin bond strength using different adhesive strategies. *J Esthet Restor Dent* 2007; 19(3):144-52; discussion 53.
45. **Hill, E.E., Lott, J.** A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J*; 56 Suppl 1:67-76.
46. **Fujisawa, S.** Effect of phenolic compounds on the polymerization of methyl methacrylate. *Dental Materials* 1992;8:324-26.
47. **Meryon, S.D.** The model cavity method incorporating dentine. *Int Endod J* 1988; 21(2):79-84.
48. **Paul, S.J., Scharer, P.** Effect of provisional cements on the bond strength of various adhesive bonding systems on dentine. *J Oral Rehabil* 1997; 24(1):8-14.
49. **Ergun, G., Mutlu-Sagesen, L., Karaoglu,T., Dogan, A.** Cytotoxicity of provisional crown and bridge restoration materials: an in vitro study. *J Oral Sci* 2001; 43(2):123-8.
50. **Pegoraro, L. F.** *Prótesis Fija*. Primera edición. Sao Paulo. Artes Médicas, 2001. Cap. 6.

51. **Kim, Y., Yamashita, J., Shotwell, J.L., Chong, K.H., Wang, H.L.** The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2006; 95(6):450-5.
52. **Goveia, V., Graziano, P.S., Uchikawa, K.** Métodos de esterilização por baixa-temperatura e novas tecnologias. *Rev. Latino-Am. Enfermagem* 2007; 15 (3):373-76.
53. **Humphrey, S.P., Williamson, R.T.** A review of saliva: normal composition, flow, and function. *J Prosthet Dent* 2001;85(2):162-9.
54. **Leung, V.W., Darvell, B.W.** Artificial salivas for in vitro studies of dental materials. *J Dent* 1997; 25(6):475-84.
55. **Swartz, M.L., Phillips, R.W., Pareja, C., Moore, B.K.** In vitro degradation of cements: a comparison of three test methods. *J Prosthet Dent* 1989; 62(1):17-23.
56. **Anderson, T.** Techniques for the preservation of three dimension structure in preparing specimens for the electron microscope. *Trans.N.Y. Acad: Sci.* 1951; 13:130-34.
57. **Skjorland, K.K.** Plaque accumulation on different dental filling materials. *Scand J Dent Res* 1973; 81(7):538-42.
58. **Urrutia,H.V., Baeza,M., Reyes,J., and Aspé,E.** Growth of metilaminotrophic,acetotrophic and hidrogenotrophic metahanogenic bacteria isolated from anaerobic fermentors using artificial support. *Microbiologia SEM* 1997; 13:209-14.
59. **Urrutia, H.V., Baeza,M., and Aspé,E.** Effect of fishing industries effluentes pH and organic load on the methanogenic bacterias biofilm developed over support in fixed biomass reactor *Anaerobe* 1999;5:325-27.

60. **Gold, O.G., Jordan, H.V., Van Houte, J.** A selective medium for *Streptococcus mutans*. *Arch Oral Biol* 1973; 18(11):1357-64.
61. **Ríos Hernández, M., Cepero Cañas, J., Davidenko, N., Krael, R.** Evaluación toxicológica in vitro de materiales poliméricos de restauración dental compuestos por BIS-GMA. *Anuario Toxicología* 2001; 1(1):65 - 72.
62. **Cortés, N.** La oclusión: un concepto fundante de la odontología. *Rev. Fac. Odontol. Univ. Antioq* 2007; 19(1):143-52.
63. **Sinhoreti, M.A.; Consani, S., De Goes, M.F., Sobrinho, L.C., Knowles, J.C.** Influence of loading types on the shear strength of the dentin-resin interface bonding. *J Mater Sci Mater Med* 2001; 12(1):39-44.
64. **DeHoff, P.H., Anusavice, K.J., Wang, Z.** Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater* 1995; 11(2):126-31.
65. **Placido, E., Meira, J.B., Lima, R.G., Muench, A., de Souza, R.M., Ballester, R.Y.** Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater* 2007; 23(9):1086-92.
66. **Mundt, T., Heinemann, F., Golecki, G., Schwahn, C., Biffar, R.** Retention force of secondary crowns to copings after temporary cementation: the effect of crown material and luting agent. *Biomed Tech (Berl)*; 55(6):335-40.
67. **Ramp, M.H., Dixon, D.L., Ramp, L.C., Breeding, L.C., Barber, L.L.** Tensile bond strengths of provisional luting agents used with an implant system. *J Prosthet Dent* 1999; 81(5):510-4.
68. **Rego, M.R., Santiago, L.C.** Retention of provisional crowns cemented with eight temporary cements: comparative study. *J Appl Oral Sci* 2004; 12(3):209-12.

69. **Wahl, C., Franca, F.M., Brito, R.B., Basting, R.T, Smanio, H.** Assessment of the tensile strength of hexagonal abutments using different cementing agents. *Braz Oral Res* 2008; 22(4):299-304.
70. **Lewinstein, I, Chweidan, H., Matalon, S., Pilo, R.** Retention and marginal leakage of provisional crowns cemented with provisional cements enriched with chlorhexidine diacetate. *J Prosthet Dent* 2007; 98(5):373-8.
- 71- **Lewinstein, I., Fuhrer, N., Ganor, Y.** Effect of a fluoride varnish on the margin leakage and retention of luted provisional crowns. *J Prosthet Dent* 2003; 89(1):70-5.
72. **Sattabanasuk, V., Vachiramon, V., Qian, F., Armstrong, S.R.** Resin-dentin bond strength as related to different surface preparation methods. *J Dent* 2007; 35(6):467-75.
73. **Craig, R.G., Gibbons, P.** Properties of resilient denture liners. *J Am Dent Assoc* 1961; 63:382-90.
74. **Wiskott, H.W., Krebs, C., Scherrer, S.S., Botsis, J., Belser, U.C.** Compressive and tensile zones in the cement interface of full crowns: a technical note on the concept of resistance. *J Prosthodont* 1999; 8(2):80-91.
75. **Ban, S., Hasegawa, J., Anusavice, K.J.** Effect of loading conditions on bi-axial flexure strength of dental cements. *Dent Mater* 1992; 8(2):100-4.
76. **McCabe, J.F., Wilson, H.J.** The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. Part II. Denture base materials. *J Oral Rehabil* 1980; 7(3):235-43.
77. **McCabe, J.F., Wilson, H.J.** The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. I. Cements, cavity lining materials and anterior restorative materials. *J Oral Rehabil* 1980; 7(2):103-10.

78. **Antonucci, J.M., Toth, E.E.** Extent of polymerization of dental resins by differential scanning calorimetry. *J Dent Res* 1983; 62(2):121-5.
79. **Ohyama, A., Imai, Y.** Differential scanning calorimetric study of acrylic resin powders used in dentistry. *Dent Mater J* 2000; 19(4):346-51.
80. **Al-shekhli, A.** Solubility of four dental luting cements. *J of Int Dental and Medical Research* 2010; 3(3):104-07.
81. **Mitchem, J.C, Gronas, D.G.** Continued evaluation of the clinical solubility of luting cements. *J Prosthet Dent* 1981; 45(3):289-91.
82. **Mohammad Saleem Kuh.** Comparison of solubility of zinc phosphate and glass ionomer cement in artificial saliva of vaying pH values (in vitro study). *Pakistan Oral and Dental Journal* 2011; 31(1):233-36.
83. **Yanikoglu, N., Duymus, Y.** Evaluation of the solubility of dental cements in artificial saliva of different pH values. *Dent Mater J* 2007; 26(1):62-7.
84. **Norman, R.D., Swartz, M.L., Phillips, R.W., Virmani, R.** A comparison of the intraoral disintegration of three dental cements. *J Am Dent Assoc* 1969;78(4):777-82.
85. **Osborne, J.W., Swartz, M.L., Goodacre, C.J., Phillips, R.W., Gale, E.N.** A method for assessing the clinical solubility and disintegration of luting cements. *J Prosthet Dent* 1978; 40(4):413-7.
86. **Yap, A., Lee, C.M.** Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *J Oral Rehabil* 1997; 24(4):310-4.
87. **Camejo, M., González, O., Pacheco,A.** Microfiltración coronaria in vitro de streptococcus mutans, a través de tres cementos provisionales en dientes tratados endodóncicamente. *Acta Odontológica Venezolana* 2008; 46(3).

88. **Imura, N., Otani, S.M., Campos, M.J., Jardim, J., Zuolo, M.L.** Bacterial penetration through temporary restorative materials in root-canal-treated teeth in vitro. *Int Endod J* 1997; 30(6):381-5.
89. **Slutzky, H., Slutzky-Goldberg, I., Weiss, E.I., Matalon, S.** Antibacterial properties of temporary filling materials. *J Endod* 2006; 32(3):214-7.
90. **Barthel, C.R., Zimmer, S., Wussogk, R., Roulet, J.F.** Long-Term bacterial leakage along obturated roots restored with temporary and adhesive fillings. *J Endod* 2001; 27(9):559-62.
91. **Naoum, H.J., Chandler, N.P.** Temporization for endodontics. *Int Endod J* 2002; 35(12):964-78.