



UASB

Cláusula de cesión de derecho de publicación de tesis/monografía

Yo, Yuri Zúñiga Flores C.I. 3108191012
autor/a de la tesis titulada

Estudio comparativo de la microfiltración
en restauraciones de piezas dentarias con lesiones cervicales no cariosas

mediante el presente documento dejo constancia de que la obra es de mi exclusiva
autoría y producción, que la he elaborado para cumplir con uno de los requisitos previos
para la obtención del título de

Magister en Odontología con especialización
en Rehabilitación Oral.

En la Universidad Andina Simón Bolívar, Sede académica La Paz.

1. Cedo a la Universidad Andina Simón Bolívar, Sede Académica La Paz, los derechos exclusivos de reproducción, comunicación pública, distribución y divulgación a partir de la fecha de defensa de grado, pudiendo, por lo tanto, la Universidad utilizar y usar esta obra por cualquier medio conocido o por conocer, siempre y cuando no se lo haga para obtener beneficio económico. Esta autorización incluye la reproducción total o parcial en formato virtual, electrónico, digital u óptico, como usos en red local y en internet.
2. Declaro que en caso de presentarse cualquier reclamo de parte de terceros respectó de los derechos de autor/a de la obra antes referida, yo asumiré toda responsabilidad frente a terceros y a la Universidad.
3. En esta fecha entrego a la Secretaría Adjunta a la Secretaria General sede Académica La Paz, los tres ejemplares respectivos y sus anexos en formato impreso y digital o electrónico.

Fecha. 30-10-2017

Firma: [Firma manuscrita]

UNIVERSIDAD ANDINA SIMÓN BOLÍVAR
MAESTRÍA EN ODONTOLOGÍA CON
ESPECIALIZACIÓN EN REHABILITACIÓN ORAL
GESTIÓN ACADÉMICA 2009-2010



TESIS

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA MICROFILTRACIÓN
EN RESTAURACIONES DE PIEZAS DENTARIAS CON
LESIONES CERVICALES NO CARIOSAS**

POSTULANTE: DR. YURI ZÚÑIGA FLORES

TUTOR: DR. VÍCTOR HUGO SAAVEDRA MOGRO

LA PAZ – BOLIVIA

2017

Para mi hija.....Irina.

RESUMEN

Las lesiones cervicales no cariosas se observan muy frecuentemente en la consulta odontológica, las cuales se constituyen un verdadero reto para el operador en su tratamiento por diversos factores; los mismos que al no ser manejados adecuadamente son causantes de la microfiltración en la restauración final.

Problema: El grado de microfiltración en restauraciones de piezas dentarias con lesiones cervicales no cariosas.

Objetivo general: realizar diferentes protocolos de restauración con distintos materiales en piezas dentarias con lesiones cervicales no cariosas para determinar el grado de microfiltración expresado en micras realizando estudios de corte a la interfase y tinción mediante una investigación cuantitativa experimental (*in vitro*).

Objetivos específicos:

- a) Describir los factores ultra estructurales del sustrato dentario, y determinar cómo influyen estos en la adhesión y la microfiltración.
- b) Simular las condiciones medioambientales de la cavidad bucal como la humedad y la temperatura.
- c) Evaluar las características y propiedades del material de restauración, sometiendo a piezas dentarias con restauraciones cervicales a un proceso de envejecimiento por termociclaje.

Pregunta de investigación:

¿Cuál es el grado de micro filtración en restauraciones de piezas dentarias con lesiones cervicales no cariosas?

Metodología: Para esta investigación se utilizó 40 piezas dentarias entre incisivos, caninos, premolares y molares superiores e inferiores las cuales fueron almacenadas en formalina al 10 % para su conservación, a la vez se conformó 4 grupos cada uno constituido por 10 piezas.

Posteriormente se realizó preparaciones cavitarias a nivel cervical en cada una y las respectivas restauraciones utilizando diferentes protocolos operatorios y distintos materiales.

Las piezas restauradas fueron sometidas a un proceso de termociclaje (5000 ciclos) y selladas a nivel del ápice radicular para luego ser aisladas y proceder a la inmersión en azul de metileno por 24 horas.

El siguiente paso consistió en el corte a nivel de la interfase diente – restauración y la medición del grado de la micro filtración a nivel micrométrico mediante un estereomicroscopio.

Por último los resultados de la medición se evaluaron utilizando el software de análisis estadístico SPSS (IBM).

Resultados

Los cuatro grupos de estudio presentan microfiltración sin embargo al compararlos esta no se traduce en una diferencia significativa estadísticamente. ($p=0,060$).

Conclusiones:

1.- Existe una diferencia numérica en los resultados finales correspondientes a la medición de micro filtración en los distintos grupos, sin embargo después de realizar un análisis de datos la diferencia en micras no es significativa estadísticamente.

2.- En los 4 grupos evaluados se observó micro filtración en la interfase diente restauración, expresado en micras sometidos a un proceso de termociclaje de 5000 ciclos equivalente a seis meses en boca.

3.- El grupo que presento menor microfiltración en valores numéricos y no así estadísticos expresado en micras fue GC 2: (adhesivo de autograbado GC – bond y composite foto polimerizable Solare GC) industria japonesa.

4.- El grupo que presento mayor microfiltración en valores numéricos y no así estadísticos expresado en micras fue 3 M1: (Ácido fosfórico, Climpro XT Varnish (3M), Adhesivo Single Bond (3M), Composite Filtek Z 350 XT (3M) industria americana.

5.- El segundo grupo en presentar menor microfiltración en valores numéricos y no así estadísticos expresado en micras fue 3M 2 :(Ácido fosfórico, Climpro XT Varnish 3M) industria americana.

6.- Los factores ultra estructurales del sustrato dentario influyen en la adhesión y micro filtración

7.- La humedad y los cambios térmicos influyen de gran manera en el grado de micro filtración

Palabras clave: lesión cervical, microfiltración, interfase, termociclaje, estéreo microscopio.

ÍNDICE

	Página
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO I - ASPECTOS GENERALES.....	1
1.1 Antecedentes.....	1
1.1.1 Antecedentes de lesiones cervicales.....	1
1.1.2 Antecedentes de adhesión.....	9
1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	11
1.3 HIPÓTESIS.....	12
1.3.1 Variable.....	12
1.3.2 Tipos de Variables.....	12
1.4 OBJETIVOS.....	12
1.4.1 Objetivo general.....	12
1.4.2 Objetivos específicos.....	12
1.5 OPERACIONALIZACIÓN DE OBJETIVOS DE ESTUDIO.....	12
1.6 ALCANCES DE LA INVESTIGACIÓN.....	13
1.6.1 Temático.....	13
1.6.2 Temporal.....	13
1.6.3 Geográfico.....	13
1.6.4 Poblacional.....	14
CAPITULO II - MARCO TEÓRICO.....	15
2.1 ESMALTE.....	15
2.1.1 Definición.....	15
2.1.2 Composición química.....	15
2.1.2.1 Matriz inorgánica.....	16
2.1.2.1.1 Hidroxiapatita.....	16

2.1.2.2 Matriz orgánica.....	19
2.1.3 Tipos de esmalte.....	19
2.1.3.1 Esmalte prismático.....	19
2.1.3.2 Esmalte aprismático.....	20
2.1.4 Características del esmalte a nivel cervical.....	21
2.1.5 Unión amelocementaria.....	21
2.2 Dentina	22
2.2.1 Definición.....	22
2.2.2 Composición química de la dentina.....	23
2.2.2.1 Materia inorgánica.....	23
2.2.2.2 Materia orgánica.....	23
2.2.3 Colágeno.....	24
2.2.4 Túbulos dentinarios.....	25
2.2.5 Número de túbulos.....	26
2.3 LESIONES CERVICALES NO CARIOSAS.....	28
2.3.1 Definición.....	28
2.3.2 Lesión cariosa versus lesión no cariosa.....	28
2.3.3 Clasificación de las lesiones cervicales no cariosas.....	29
2.3.3.1 Abrasión.....	29
2.3.3.2 Erosión.....	31
2.3.3.3 Abfracción.....	34
2.4 ADHESIÓN.....	36
2.4.2 Tipos de adhesión.....	36
2.4.3 Adhesión Física o Mecánica.....	36
2.4.3.1 Adhesión macromecánica.....	37
2.4.3.2 Adhesión micromecánica.....	37
2.4.4 Adhesión Específica o Química.....	37

2.4.4.1 Uniones químicas primarias o interatómicas.....	37
2.4.4.2 Uniones químicas secundarias.....	38
2.5 FENÓMENOS DE SUPERFICIE.....	39
2.5.1 La materia.....	39
2.5.2 Molécula.....	39
2.5.3 Fases de la materia.....	40
2.5.4 Teoría Cinética molecular.....	40
2.6 FÍSICA Y QUÍMICA DE SUPERFICIES.....	41
2.6.1 Fenómenos Interfaciales.....	42
2.6.1.1 Energía superficial.....	42
2.6.1.2 Tensión superficial.....	42
2.6.1.3 Angulo de contacto	43
2.6.1.4 Capilaridad.....	46
2.7 BARRO DENTINARIO (SMEAR LAYER).....	47
2.7.1 Definición.....	47
2.7.2 Composición.....	47
2.7.3 Espesor y morfología.....	47
2.7.4 Smear plugs (tags de barro dentinario).....	48
2.7.5 Modificación del barro dentinario.....	49
2.8 CAPA HÍBRIDA.....	49
2.8.1 Introducción.....	49
2.8.2 Concepto.....	50
2.8.3 Tratamiento de la superficie dentinaria para la obtención de la capa híbrida.....	50
2.8.4 Mecanismos de formación de la capa híbrida.....	51
2.8.5 Espesor de capa híbrida.....	52
2.9 RESINAS COMPUESTAS.....	53

2.9.1 Definición.....	53
2.9.1.1 Fase orgánica o Matriz resinosa.....	54
2.9.1.2 Relleno inorgánico.....	55
2.9.1.3 Agente de acoplamiento cobertura.....	55
2.9.2 Sistemas de activación.....	56
2.9.3 Clasificación de resinas compuestas.....	56
2.9.3.1 Resinas compuestas tradicionales de macropartículas o macrorrelleno.....	57
2.9.3.2 Resinas Compuestas de micropartículas o de microrelleno.....	58
2.9.3.3 Resinas Compuestas Híbridas.....	59
2.9.3.4 Resinas de nano partículas.....	61
2.10 ADHESIVOS.....	62
2.10.1 Clasificación.....	62
2.10.2 Adhesivos de primera generación.....	62
2.10.3 Adhesivo de segunda generación.....	62
2.10.4 Adhesivos de tercera generación.....	63
2.10.5 Adhesivos de cuarta generación.....	63
2.10.6 Adhesivos de quinta generación.....	64
2.10.7 Adhesivos de sexta generación.....	64
2.10.8 Adhesivos de séptima generación.....	64
2.11 IONOMERO DE VIDRIO.....	65
2.11.1 Definición.....	66
2.11.2 Composición del ionómero de vidrio convencional.....	67
2.11.3 Clasificación.....	69
2.11.4 Propiedades.....	69
2.11.4.1 Compatibilidad biológica.....	69

2.11.4.2 Reacción de fraguado.....	70
2.11.4.3 Adhesión.....	70
2.11.4.4 Liberación de fluoruros.....	71
2.12 IONÓMERO DE VIDRIO MODIFICADO.....	72
2.12.1 Definición.....	73
2.12.2 Reacción de polimerización.....	73
2.12.3 Características y ventajas.....	74
2.13 MICROFILTRACIÓN.....	75
2.13.1 Definición.....	75
2.13.2 Causas de la microfiltración.....	75
2.13.3 Variación térmica y microfiltración.....	75
2.14 CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN.....	76
2.15 TÉCNICA DE RESTAURACIÓN SÁNDWICH.....	77
2.15.1 Introducción.....	77
2.15.2 Material ideal.....	78
2.15.3 Clasificación.....	78
CAPITULO III - METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN.....	79
3.1 ¿Por qué es cuantitativa?.....	79
3.2 ¿Por qué es experimental?.....	79
3.3 UNIVERSO.....	80
3.4 MUESTRA.....	80
3.5 PRE – EXPERIMENTO.....	80
3.6 EXPERIMENTO.....	81
3.6.1 Ambiente.....	81
3.6.2 Materiales, equipos e instrumentos utilizados.....	81
3.6.3 Selección de las piezas dentarias.....	82
3.6.4 Limpieza y lavado de las piezas dentarias.....	82

3.6.5 Conservación – formalina al 10%.....	82
3.6.6 Conformación de grupos.....	83
3.6.7 Procedimiento.....	83
3.6.7.1 Preparación cavitaria.....	83
3.6.7.2 Restauración.....	84
3.6.7.3 Marcado de las piezas.....	85
3.6.7.4 Termociclaje.....	86
3.6.7.5. Sellado del ápice.....	87
3.6.7.6 Aislado.....	87
3.6.7.7 Inmersión en colorante – azul de metileno.....	88
3.6.7.8 Corte de las muestras.....	89
3.6.7.9 Estereomicroscopio.....	89
3.6.7.10 Medición.....	90
3.7 PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS.....	91
3.8 ANÁLISIS DE DATOS - SOFTWARE SPSS IBM.....	94
3.9 RESULTADOS	105
3.10 CONCLUSIONES.....	106
3.11 RECOMENDACIONES.....	106
3.12 ANEXOS.....	107
3.13 BIBLIOGRAFÍA.....	119

INTRODUCCIÓN

El propósito de la presente investigación es el de realizar un estudio comparativo de la microfiltración utilizando diferentes materiales de restauración y distintos protocolos operatorios, en piezas dentarias con lesiones cervicales.

Simulando las condiciones medioambientales de la cavidad oral, fundamentalmente la temperatura y la humedad donde se analizará y se determinará los siguientes factores:

- a) Las características de diferentes materiales de restauración.
- b) La complejidad del sustrato dentario para poder diferenciar las características propias de la zona cervical con respecto a otras zonas dentarias.
- d) El grado de microfiltración por estudios de corte a la interfase y tinción, mediante los cuales se revelarán datos sobre la penetración de un colorante a la escala micrométrica.

Los resultados y conclusiones permitirán ampliar los conocimientos de los materiales de restauración cervical existentes en nuestro medio, al constituirse una investigación de tipo experimental (*in vitro*); donde se logrará recrear y reproducir diferentes técnicas de restauración obteniendo resultados cuantitativos para lo cual se realizará envejecimiento por termociclaje.

Donde la aplicación de diferentes protocolos de restauración y con un análisis exacto de los resultados nos permitirá saber el grado de microfiltración de acuerdo y en base a las características propias de la región cervical.

CAPÍTULO I - ASPECTOS GENERALES

1.1 Antecedentes

1.1.1 Antecedentes de lesiones cervicales

1.- Lee H y col (2002). Mediante el uso de tecnología 3D y el análisis de elementos finitos investigaron la distribución de las fuerzas normales y el mecanismo de flexión, entre siete diferentes condiciones de fuerzas y direcciones en un premolar superior ubicado en un modelo construido para ese estudio.

Demostrando que la presencia de la fuerza tensil en la región cervical es un proceso regresivo y repetitivo caracterizado por pérdida de la estructura dental o como una causa de microfractura, fatiga, flexión y deformación ante la fuerza oclusal.

Los factores relacionados con palancas deben considerarse ya que el contacto oclusal genera la fuerza tensil en el área cervical. El problema de la lesión dental cervical no cariosa se incrementa con la edad de 45 años para adelante.

2.-Varillas C. (Lima-2003).- Realizó un estudio en 80 pacientes encontrándose una alta prevalencia de lesiones cervicales no cariosas, ya que el 97.5% de los pacientes presentaron estas lesiones donde se examinaron 1920 piezas dentarias y el 25.9% es decir 498 piezas presentaban esta condición dental.

El grupo etario de 41 a 50 años presentó la mayor cantidad de piezas lesionadas, el grupo dentario con mayor frecuencia fue el grupo de premolares y de todos los grupos dentarios los premolares inferiores fueron los más afectados.¹

3.- Pegoraro y col. (EE.UU. - 2005). Examinaron 70 personas (35 hombres y 35 mujeres) entre 25 y 45 años para determinar la presencia y tipo de lesiones cervicales sin caries, desgaste en facetas, contactos dentarios en intercuspidadación y movimientos laterales y de protrusión.

La evaluación consistió en un cuestionario y examen clínico entre los dientes de las personas evaluadas donde 17,23% tenía lesiones de a nivel cervical, 80.28% de los cuales presentaba facetas ($P < .01$). Los autores encontraron una significativa diferencia entre la prevalencia de lesiones sin caries y la presencia de desgaste facetas ($P = 0,0484$).²

4.-Kubo S y col. (2006). Refieren que las lesiones dentales cervicales no cariosas se producen por la erosión, la abrasión y por la fuerza oclusal o la abfracción. Las cavidades no son retentivas en la forma y los márgenes están en las capas de la dentina que es esclerótica o en el cemento, lo cual es desfavorable para los procedimientos restaurativos.

Las restauraciones son necesarias para aliviar la hipersensibilidad dental y prevenir más pérdida de estructura dental junto a la estética. La prevalencia de estas lesiones tiende a aumentar con la edad en la población, por lo que se convierte en un asunto de salud pública.³

¹ Varillas Castro EV. Prevalencia de lesiones cervicales no cariosas según sus características clínicas en pacientes adultos del Hospital Militar Central. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos. 2003.

² Pegoraro LF, Scolaro JM, Conti PC, Telles D, Pegoraro TA. Noncarious cervical lesions in adults: prevalence and oclusal aspects. J Am Dent Assoc.2005; 136(12):1694-700.

³ Kubo S, Kawasaki K, Yokota H, Hayashi Y. Five-year clinical evaluation of two adhesive systems in non-carious cervical lesions. J Dent. 2006; 34(2):97-105.

5.-Ichim P y col. (2007). Refieren que la lesión dental cervical no cariosa o la abfracción dental requieren de un tratamiento pero hay una relativa y pobre longevidad clínica de la misma (fracaso en el mecanismo de retención del biomaterial utilizado) en el tratamiento restaurativo porque hay una continua pérdida de tejido duro.⁴

6.-Takehara J. (JAPÓN-2008). Estudiaron a 159 hombres quienes trabajan como oficiales de las fuerzas de autodefensa, examinados clínicamente para determinar la presencia y tipo de cavidad cervical no cariosa usando el índice de desgaste dental.

El 49.1% (68 sujetos) presentó la típica forma de V, la prevalencia fue mayor en premolares maxilares, independientemente del lado derecho o izquierdo.⁵

7.-Smith WA y col. (2008). Las lesiones cervicales no cariosas son encontradas con frecuencia en la práctica dental y su etiología atribuida a la abrasión dental, erosión y flexión dental.

Este estudio ayuda a determinar la prevalencia y severidad de las lesiones cervicales no cariosas en una muestra de pacientes atendidos en la clínica universitaria de Trinidad y para investigar la relación con historias médicas y dentales, prácticas de higiene oral, hábitos dietéticos y oclusión.

La información se obtuvo a partir de un cuestionario y examen clínico, donde se examinó a 156 pacientes con una edad promedio de 40 años de los cuales un 62% tenían una o más lesiones cervicales no cariosas; 45% de las lesiones cervicales no cariosas eran sensibles a cambios térmicos especialmente al frío.

Los grupos más jóvenes tenían una correlación más baja con la presencia de lesiones cervicales no cariosas que los mayores, otros factores importantes fueron aquellos pacientes que presentaban acidez estomacal, reflujo gástrico, y bruxismo.

También hubo correlación significativa de las lesiones cervicales no cariosas en pacientes que se cepillaban más de una vez al día o utilizaron un cepillo de dientes con cerdas medias o duras

⁴ Ichim I, Li Q, Loughran J, Swain MV, Kieser J. Restoration of non-cariou cervical lesions. Part I. Dent Mater. 2007; 23 (12):1553-61

⁵ Takehara J, Takano T, Akhter R, Morita M. Correlations of noncariou cervical lesions and occlusal factors determined by using pressure-detecting sheet. J Dent (Japan). 2008; 36(10): 774-779.

Los pacientes con dieta vegetariana y aquellos que informaron consumir frutas cítricas, refrescos, alcohol, yogurt y bebidas de vitamina C se asociaron con la presencia de lesiones. Se encontraron asociaciones significativas también en pacientes con función de grupo y facetas de desgaste.⁶

8.- Aw TC; LepeX; Johnson GH (2008). En la universidad de Washington (EEUU) Estudiaron a 57 pacientes y 171 piezas dentarias (tres por cada paciente) que presentaban lesiones cervicales no cariosas. Las características que los autores evaluaron era la forma, dimensiones, la sensibilidad, la esclerosis y la oclusión.

El 91% de las lesiones tenía las profundidades axiales de 1 a 2 mm, el 49% tenían la altura ocluso gingival de 1 a 2 mm, el 74% tenían una forma angular de 45 a 135 grados, el 76% tenía la esclerosis suave o moderada, y el 73% no presentaba sensibilidad.

El mayor porcentaje de estas lesiones se encontró en premolares donde los pacientes adultos mayores se predisponen a sufrir de estas lesiones y no se encontró diferencia significativa entre ambos sexos.⁷

9.- Kunal Karam. (2009). El carácter estructural del sustrato dentinario en las lesiones cervicales no cariosas es muy poco conocido, esta investigación caracterizo la estructura química incluyendo la falta de homogeneidad, composición, contenido mineral, organización de colágeno y sustratos dentinarios afectados dentro de las lesiones cervicales no cariosas.

Las imágenes mostraron a nivel de la dentina afectada alteraciones estructurales distintas en los componentes minerales, una capa hiper mineralizada heterogénea con rasgos característicos tales como una alta cantidad de fosfato y una disminución en el contenido de carbonato con un alto grado de cristalinidad y el colágeno parcialmente desnaturalizado.⁸

10.- Marín JL. (2010). El objetivo de este estudio fue evaluar los factores que definen las características clínicas de las lesiones cervicales no cariosas, su frecuencia según grupo etario y grupo dentario en las pacientes mujeres del distrito de Pillcomarca – Huánuco, Peru.

⁶ Smith WA, Marchan S, Rafeek RN. The prevalence and severity of non-carious cervical lesions in a group of patients attending a university hospital in Trinidad. J Oral Rehabil. 2008; 35(2):128-34.

⁷ AW T.C., LEPE X., JOHNSON G.H., MANCL L., "Department of Restorative Dentistry, University of Washington", School of Dentistry, J Am Dent Assoc 2002 Jun 133(6):725-33

⁸ Kunal Karam, Xiaomei Yao, Changgi Xu: Yong Wang. Chemical profile of the dentin substrate in non-carious cervical lesions. Dental Material Journal. Volume 25 Issue 10. Pages 1205 – 1212 October 2009.

Esto requiere del conocimiento del aspecto clínico y la comparación a las diferentes formas de este tipo de desgaste dentario, la abfracción, abrasión, erosión y formas multiformes.

Se evaluó a 57 pacientes que pertenecen al distrito de Pillcomarca, encontrando una alta prevalencia de estas lesiones cervicales no cariosas ya que el 93% de los pacientes presentaron estas lesiones; se examinaron 1316 piezas dentarias y el 31.5% es decir 414 piezas presentaban esta condición dental.

En los resultados se encontró asociación entre el grupo dentario, frecuencia de cepillado, interferencias oclusales con las características clínicas de las lesiones cervicales no cariosas, a su vez, no se identificó asociación con respecto a la dieta, técnica de cepillado, consumo de alimentos ácidos con las características clínicas de las lesiones cervicales no cariosas.

El grupo etario de 30 - 40 años presentó la mayor cantidad de piezas lesionadas, el grupo dentario con mayor frecuencia fue el grupo de premolares y de todos los grupos dentarios, los premolares inferiores fueron los más afectados.⁹

11.- Jiang H y col. (2011). En Hubey (China) una muestra de 2160 adultos de entre 35 y 44 años y 65 y 75 años equilibrados en edad, género y misma urbanización, participaron en el estudio epidemiológico transversal.

Las lesiones cervicales no cariosas fueron examinadas usando un índice de desgaste dental modificado, la información fue estructurada en base a cuestionarios que otorgaron información general de salud oral.

La prevalencia de lesiones cervicales no cariosas fue de 38% para los del rango de 35 - 44 años y 56% para los del rango de 65 - 75 años.¹⁰

⁹ Marín Cárdenas JL. Factores que definen las características clínicas de las lesiones cervicales no cariosas en las pacientes mujeres adultas de los comedores populares del distrito de Pillcomarca – Huánuco (Tesis de pregrado). Huánuco. Universidad Nacional “HermilioValdizán”, Facultad de Ciencias Médicas. 2010.

¹⁰ Jiang H, Du MQ, Huang W, Peng B, Bian Z, Tai BJ. The prevalence of and risk factors for non-carious cervical lesions in adults in Hubei Province, China. *Community Dent Health*. 2011; 28(1):22-8.

12.- Oliveira RL, Chaves MH, Macedo VS. (2011). Las lesiones cervicales no cariosas presentan diversos factores etiológicos, siendo su origen relacionado muchas veces a la presencia de interferencias oclusales.

Este trabajo realizado en la universidad de Paraíba (Brasil) evaluó la presencia y severidad de lesiones no cariosas en dientes permanentes de estudiantes de los cuales fueron seleccionados 50 alumnos por sorteo.

Se les aplicó un test con temas relacionados a hábitos para funcionales y condiciones bucales: cada individuo fue sometido a exámenes de sensibilidad por presión táctil en la superficie de las lesiones con una sonda clínica n° 5 y medida con escala analógica dada por los parámetros de hipersensibilidad.

La edad media fue de 22,3 años, el total de dientes examinados fue de 1442, de los cuales 11,3% presentaron lesiones cervicales no cariosas, con una media de 4 lesiones por individuo.

Los contactos prematuros fueron encontrados en el 27,6% de dientes con lesiones cervicales no cariosas, 35,1% de éstos presentaron sensibilidad alta sólo al ser estimulados mientras que aquellos sin lesiones no tenían ninguna sensibilidad; 58,3% presentaron sensibilidad dentinaria grado 1.

Con el test preciso de Fisher ($P < 0,007$) se mostró una relación significativa entre sensibilidad y alta hipersensibilidad, la conclusión es que la hipersensibilidad dental está mucho más relacionada a la presencia de lesiones cervicales no cariosas sin que haya diferencia en el número de dientes afectados entre aquellos que presentan contactos prematuros y aquellos que no los tienen. ¹¹

13.- Macedo I. (2011). El objetivo del estudio en la Universidad de Paraíba (Brasil) fue determinar la prevalencia de los tipos de lesiones cervicales no cariosas, y analizar los factores etiológicos asociados a estos. La muestra incluyó 20 pacientes mujeres en etapa de gestación, de las cuales se analizaron 254 dientes que tenían algún tipo de lesión cervical.

Se obtuvo información de un cuestionario objetivo completo relacionado a su salud oral y sistémica, la segunda parte de la información se obtuvo a partir del examen clínico que reveló la presencia de lesiones cervicales no cariosas sus características, sus tipos, las regiones más afectadas, la profundidad, forma, extensión, grado de sensibilidad y pH oral de los pacientes.

¹¹ Oliveira ROL, Chaves MHZ, Macedo VS. Prevalencia de lesiones cervicales no cariosas en estudiantes de Odontología de la Universidad Estatal de Paraíba. *Brasdentosci.* 2011; 14(1/2):54-63.

Entre los 254 dientes examinados 47,06% tenía erosión, la cual es la más prevalente los dientes más afectados por lesiones cervicales no cariosas fueron los incisivos (42,91%) seguido por premolares (35,04%) caninos (17,32%) y molares (4,72%).

La región más afectada fue la cervical vestibular, la mayoría mostró profundidad leve y sensibilidad a la estimulación. Posibles factores etiológicos como los cambios sistémicos, hábitos, regurgitación y dieta ácida no mostraron una asociación estadísticamente significativa a la presencia de lesiones cervicales no cariosas.

Se concluyó que la lesión más prevalente entre las mujeres gestantes fue la erosión, los factores que fueron asociados con la presencia de lesiones cervicales no cariosas fueron el pH salival (a mayor pH menos lesiones cervicales no cariosas) y la presencia de desórdenes gastrointestinales.¹²

14. - Grippo JO, Simring M, Coleman. (2012). Las dos últimas décadas han aportado nuevos estudios sobre este tipo de lesiones, los estudios más significativos son revisados e integrados en un enfoque práctico para la comprensión y la designación de estas lesiones.

Un cambio de paradigma se sugiere con respecto al uso del término "biocorrosión" para suplantar el concepto de "erosión", ya que sigue siendo mal utilizada en los Estados Unidos y muchos otros países del mundo.

Biocorrosión abarca la química, bioquímica, y la degradación electroquímica de la sustancia dental causada por ácidos endógenos y exógenos y agentes proteolíticos; la abfracción que representa la pérdida micro estructural de sustancia dental en las zonas de concentración de tensiones, no debe ser utilizada para designar a todas lesiones cervicales no cariosas porque estas lesiones son comúnmente de origen multifactorial.

La designación apropiada de una lesión cervical no cariosa depende de la interacción de la combinación específica de tres mecanismos principales: el estrés, la fricción, y la biocorrosión. La modificación de factores tales como la saliva, la forma de los dientes, la composición y la microestructura se ha dilucidado.

Mediante la realización exhaustiva de la historia clínica dental, el uso de términos y conceptos precisos el dentista puede identificar con éxito y tratar la etiología de las lesiones cervicales.¹³

¹² Macedo de Oliveira Isabelle Lins. Prevalência de lesões cervicais não cariosas em gestantes atendidas no Instituto Cândida Vargas. (Tesis de pregrado). Paraíba. Universidade Federal da Paraíba. Centro de Ciências da saúde. 2011

¹³ Grippo JO, Simring M, Coleman TA. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. J Esthet Restor Dent. 2012; 24(1):10-23. Epub 2011 Nov

15.- Shisey Kubo y col. (2012). En el último tiempo la incidencia de las lesiones cervicales ha ido en aumento, el rendimiento clínico de las resinas antes era insatisfactorio debido a la forma no retentiva de las mismas. Para hacer frente a este problema se ha dedicado un gran esfuerzo en el desarrollo de nuevos adhesivos y nuevas técnicas de restauración.

El objetivo de este artículo es discutir los desafíos que se enfrentan en el tratamiento y la evaluación de las restauraciones de resinas a nivel cervical en relación con estudios clínicos actuales, recientemente publicados y ensayos clínicos a largo plazo tomando en cuenta la contracción de polimerización, los cambios térmicos y las fuerzas oclusales que generan tensiones y desunión en las interfases adhesivas.

Las pruebas de laboratorio dieron como resultado que las uniones adhesivas se degradan continuamente en diversas formas independientemente de la estrategia de adherencia utilizada donde podemos tomar en cuenta alguna como: la utilización de una resina de baja viscosidad para mejorar el sellado marginal o el biselado y grabado de esmalte con ácido fosfórico.

Donde la pérdida temprana de la restauración ya no se puede considerar el principal problema clínico cuando se utilizan adhesivos fiables. Sin embargo el cambio de coloración a nivel marginal aumento con el tiempo convirtiéndose en una razón importante para su remplazo. ¹⁴

¹⁴ Shysei Kubo, Hiroki Yokota, Haruka Yokota, Yohihiko Hayashi. Challenges to the clinical placement and evaluation of adhesively-bonded cervical composite restorations. *Dental Material Journal* .Volume 29, Issue 1, Pages 10-27, January 201

1.1.2 Antecedentes de adhesión

1.- Buonocore (1955). Fue el primero en realizar un acondicionamiento ácido o tratamiento de superficie al esmalte dentario utilizando ácido fosfórico con el objetivo de lograr adhesión adamantina.

Este procedimiento buscaba otorgar un potencial adhesivo a la superficie del esmalte por un proceso desmineralizador que disolvía entre 20 y 50 micras de la superficie proporcionando rugosidad a la misma.

Durante casi medio siglo se consolida el procedimiento de adhesión del esmalte por su efectividad y confiabilidad, sin ser necesaria su modificación del procedimiento original con pequeñas excepciones, como la reducción en la concentración de ácido fosfórico al 30 y 40 % y también la reducción en el tiempo de aplicación que originalmente era de 30 segundos a solo 15 segundos y su presentación en estado de gel.¹⁵

2.- Bowen (1962). Patentó la resina bis fenol glicidil metacrilato (Bis-GMA), material polimérico capaz de adherirse al esmalte¹⁶

3.-Newman y Sharpe (1966). Modificaron la consistencia del material eliminando virtualmente su relleno cerámico para darle a la resina una baja viscosidad, la cual fue la primera en lograr adherirse al esmalte formando así el primer adhesivo dental.¹⁷

4.- Takao Fusayama (1980). Fue el primero en realizar el acondicionamiento ácido en dentina y de esta forma un tratamiento o grabado total de las superficies, enfatizando que no perjudicaría y más bien beneficiaría a la adhesión.

Removiendo el barro dentinario (smear layer) y permitiendo el ingreso del adhesivo a los túbulos dentinarios.¹⁸

¹⁵ Buonocore MG (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel surfaces *J Dent Res*.

¹⁶ Bowen RL (1962) Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidil acrylate US Patent.

¹⁷ Newman GV y Sharpe IH (1966) On the wettability of the surfaces: preliminary investigation NJ ST Dent Ass.

¹⁸ Fusayama T (1980) *New Concepts in Operative Dentistry* Quintessence Publishing Co. Chicago Illinois USA.

5.- Kramer y Mc Lean (1952).- Fueron los primeros en observar la denominada capa híbrida, que era una zona intermedia entre la dentina y la restauración.¹⁹

6.- Nobuo Nakabayashi (1982). Fue el primero en describir la capa híbrida acondicionando la superficie de la dentina con una solución denominada 10-3 (10% de ácido cítrico y 3% cloruro férrico) y sobre ella aplicar un adhesivo compuesto por 4 META/ MMATBB-O, observando una capa entre 3 a 6 micras a la que llamo capa híbrida, que estaba formada por colágeno y de resina por la filtración del adhesivo en la zona desmineralizada por el ácido fosfórico.²⁰

7.- Boyde y col. (1963). Fueron los primeros en mencionar la presencia de una capa superficial que se forma después de la remoción de tejido careado con instrumentos rotatorios, la llamaron smear layer o barro dentinario.

8.- David Eick y col. Fueron los primeros en identificar químicamente el smear layer o barro dentinario y describirlo topográficamente²¹

9.- Brannstrom (1984). Subdivide el barro dentinario o smear layer en dos: una externa (smear on) que es amorfa en la superficie y una interna (smear in o smear plug) que contiene partículas más diminutas dentro los túbulos.²²

10.- Mauro SJ y col. (2009). El propósito de este estudio fue evaluar la fuerza de adhesión de un cemento ionómero de vidrio modificado por resina a la dentina, usando diferentes tratamientos para la superficie dentinaria. Se seleccionaron 40 terceros molares sanos y erupcionados y se incrustaron en un aro de PVC de 3/4 de pulgada de diámetro.

Se desgastaron las superficies oclusales hasta que la dentina estuvo expuesta las piezas dentarias se asignaron aleatoriamente en cuatro grupos (n = 10): Grupo 1: sin tratamiento de dentina; Grupo 2: dentina tratada con ácido poliacrílico al 20%; Grupo 3: dentina húmeda tratada con ácido fosfórico al 37% y Grupo 4: dentina seca tratada con ácido fosfórico al 37%.

Luego de 24 horas se probó la resistencia a la cizalla de los especímenes, a una velocidad de 1mm/min. La información fue evaluada con ANOVA y la prueba de Fisher.

¹⁹ Kramer y Maclaen (1952) Alterations in the staining reactions of dentin resulting from a constituent of a new self-polymerizing resin Br Dent J.

²⁰ Nakabayashi (1982) The promotion of adhesion by the filtration of monomers into tooth substrates *Journal of Biomedical Materials Research*

²¹ Boyde (1963) Advances in fluorine research and dental caries prevention. An assessment of two new physical methods applied to the study of dental tissues Oxford Pergamon Press.

²² Brannstrom M (1984) Smear layer pathological and treatment considerations Oper Dent.

El tratamiento de la dentina con ácido poliacrílico al 20%, resultó en valores de fuerza de adhesión significativamente más altos del cemento de ionómero de vidrio modificado con resina Fuji II LC a la dentina, en comparación a la dentina no tratada o tratada con ácido fosfórico al 37% y dentina húmeda

El tratamiento de dentina con ácido poliacrílico al 20% no mostró un aumento significativo en los valores de fuerza de adhesión al ser comparado con ácido fosfórico al 37% y dentina seca.²³

1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La sensibilidad dentaria a nivel cervical es un signo muy frecuente durante la exploración y diagnóstico bucal, donde se puede observar recesión gingival y zonas radiculares expuestas, provocadas por lesiones cervicales como la abrasión, erosión y abfracción que se caracterizan por la pérdida de sustancia dental a nivel de las regiones cervicales.

Estas lesiones se constituyen como un verdadero reto para el operador en el tratamiento de las mismas, por factores como la elección adecuada del material restaurador, el protocolo operatorio y factores medioambientales propios de la cavidad oral como la temperatura y la humedad.

Factores que al no ser manejados adecuadamente son causantes de microfiltraciones en la restauración final, por la pérdida de adherencia y sellado marginal periférico de las mismas las cuales derivaran en un inminente fracaso del tratamiento.

Por lo tanto la problemática es: el grado de microfiltración de las restauraciones a nivel cervical.

¿Cual es el grado de microfiltración en restauraciones de piezas dentarias con lesiones cervicales no cariosas?

Por lo cual es necesario obtener resultados en base a experiencias propias demostrando el comportamiento de los materiales de restauración existentes en nuestro medio de forma experimental.

²³ Mauro SJ, Sundfeld RH, Bedran-Russo AKB, Fraga Briso ALF. Fuerza de adhesión del ionómero de vidrio modificado por resina a la dentina: el efecto del tratamiento de superficie dental. J Minim Interv Dent 2009; 2 (1)

1.3 HIPÓTESIS

H₀: No existen diferencias en el grado de microfiltración en restauraciones de piezas dentarias con lesiones cervicales no cariosas utilizando diferentes materiales de restauración y distintos protocolos operatorios.

(La hipótesis de investigación es nula por que niega que haya diferencia entre grupos que se comparan y se simboliza H₀).

1.3.1 Variable: Propiedad que puede fluctuar y cuya variación es susceptible de medirse u observarse aplicable a personas, seres vivos, objetos, hechos y fenómenos los cuales adquieren diversos valores respecto de la variable referida.¹³²

1.3.2 Tipos de variables:

- **Variable dependiente:** Es el efecto o consecuencia provocada por la variable independiente, la cual no se manipula y solo se mide.

- **Variable independiente:** Es la que se considera como supuesta causa en una relación entre variables y la cual se manipula.¹³²

VARIABLES	DEFINICIÓN CONCEPTUAL
variable dependiente: Microfiltración.	Continuo flujo clínicamente indetectable de bacterias, fluidos, moléculas y/o iones entre las paredes cavitarias y el material restaurador aplicado.
variables independientes: Temperatura, humedad, materiales de restauración, protocolos operatorios.	Conjunto de factores que al interactuar mediante la experimentación, determinarán la microfiltración la cual será medida a nivel micrométrico.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Objetivo general

Realizar diferentes protocolos de restauración con distintos materiales en piezas dentarias con lesiones cervicales no cariosas para determinar el grado de microfiltración expresado en micras realizando estudios de corte a la interfase y tinción mediante una investigación cuantitativa experimental (*in vitro*).

¹³² Dr. Roberto Hernández Samperio, Dr. Carlos Fernández Collado, Dra. María del Pilar Baptista Lucio. Metodología de la investigación. Quinta edición 2010. Páginas 93 – 125.

1.4.2 Objetivos específicos

- a) Describir los factores ultra estructurales del sustrato dentario y determinar cómo influyen estos en la adhesión y la microfiltración.
- b) Simular las condiciones medioambientales de la cavidad bucal como la humedad y la temperatura.
- c) Evaluar las características y propiedades del material de restauración, sometiendo a piezas dentarias con restauraciones cervicales a un proceso de envejecimiento por termociclaje.

1.5 OPERACIONALIZACIÓN DE OBJETIVOS DE ESTUDIO

Variable dependiente: microfiltración.

Variables independientes: Temperatura, humedad, materiales de restauración protocolos operatorios

Instrumento de medida: estereomicroscopio

Unidad de medida: micra

Concepto de la unidad de medida:

El micrómetro, micrón o micra es una unidad de longitud equivalente a una milésima parte de un milímetro y su símbolo científico es μm .

Procedimiento: Las piezas dentarias con restauraciones cervicales se someterán a un proceso de envejecimiento por termociclaje y tinción, para que posteriormente se realice un estudio de corte a la interfase y medición de la microfiltración en micras de las mismas.

1.6 ALCANCES DE LA INVESTIGACIÓN

1.6.1 Temático.- El presente estudio es de tipo cuantitativo inferencial experimental (*in vitro*), donde se analizará y determinará el grado de microfiltración, las características y propiedades de diferentes materiales de restauración y los factores estructurales del sustrato dentario.

Aplicando y relacionando de manera directa todos los conocimientos adquiridos durante el desarrollo de la fase clínica y teórica de la Maestría en Rehabilitación Oral y Estética llevada a cabo en la Universidad Andina Simón Bolívar.

En la cual se desarrollaron módulos específicos en los temas de adhesión, interfases, metodología de la investigación, ultra estructura dentaria, estadística, interpretación de datos, propiedades mecánicas y físicas de los materiales, restauraciones y oclusión.

Al constituirse un tipo de investigación experimental de campo (*in vitro*) de laboratorio, se realizará:

a) una modelización es decir una simulación de las variables de estudio como la humedad y la temperatura obteniendo dos tipos de resultados: cuantitativos inferenciales y prospectivos.

b) Un análisis estadístico inferencial paramétrico empleando el método cuantitativo ANOVA (análisis de varianza donde $P = 0.05$ de error estándar), análisis de Shapiro Wilk, prueba T- Student, límites de control y límites de variabilidad.

1.6.2 Temporal.- La presente investigación se realizará en un corto plazo aproximado a seis meses en su fase práctica experimental y estructuración teórica debido a la siguiente razón:

Los materiales utilizados para la práctica odontológica están en constante evolución, lo cual a la vez es una razón más para no realizar una investigación de tipo cualitativa, con la cual solo obtendríamos resultados subjetivos.

Alejándonos de los resultados exactos y objetivos las cuales son características propias de una investigación cuantitativa, necesaria para esta investigación.

1.6.3 Geográfico.- Para la parte experimental se realizará:

- Una primera fase, experimental clínica
- Una segunda fase, de análisis y determinación de datos estadísticos.

En el desarrollo de ambas fases se utilizaran un total de 40 piezas dentarias para posteriormente cruzar y comparar datos y resultados.

1.6.4 Poblacional

Una de las intenciones de este estudio es el de lograr crear conciencia con efecto multiplicador en la comunidad odontológica, respecto a la necesidad de laboratorios de investigación y acceso a la información bibliográfica actualizada en las universidades de pre grado y post grado.

Para que los profesionales respectivos sean capaces de continuar actualizándose y aprender nuevas técnicas de restauración y tratamiento.

CAPITULO II - MARCO TEÓRICO

2.1 ESMALTE

2.1.1 Definición

a) El esmalte es un nano compuesto diferenciado altamente organizado, que consiste en cristales alargados de hidroxiapatita de matrices paralelas formando una microestructura tridimensional intrincada. (24)

Caracterizándose como una estructura microcristalina, microporosa, acelular, y avascular, de alta mineralización y de extrema dureza

Diferenciándose por su particular forma de reaccionar ante cualquier fenómeno físico, químico y biológico con pérdida de sustancia, cuya magnitud esta en relación directa con la intensidad del agente causal y su forma de defensa mediante la re mineralización pero nunca la reconstrucción. ²⁵

2.1.2 Composición química ²⁶

El esmalte está constituido por:

a) Matriz inorgánica = Hidroxiapatita 90 a 92 %

b) Matriz orgánica = componentes de naturaleza proteica 1 a 2 %

(Amelogeninas, enamelinas)

c) Agua = 3 a 5 %

²⁴ Valencia Roberto, Espinosa Roberto, Ceja Israel, Marín Adriana. Características estructurales de los Cristales del Esmalte Humano: Mecanismos de Remineralización. RODIB Volumen II. Número 3. Septiembre-Diciembre, 2013

²⁵ AVERY J (1994) Oral Development and Histology Second Edition Thieme M 12. - CARVALHO R Y COL. (2000) Effects of prism orientation on tensile strength of enamel. Jamal of Adhesive Dentist ryedical Publishers Inc. New York, USA.

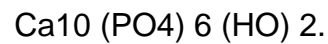
²⁶ Sturdevant C, Roberson T. Operatoria Dental. 3ed: Madrid: Mosby; 1996

2.1.2.1 a) Matriz inorgánica

2.1.2.1.1 Hidroxiapatita

Definición.- La hidroxiapatita es un bio cristal formado por átomos de calcio, fósforo e hidrógeno

Fórmula química: ²⁷



Dónde: Ca= 39%,

P = 18,5% y

OH= 3,38%

Estructura molecular

La hidroxiapatita se cristaliza en un sistema hexagonal aunque con alguna excepción en un sistema monociclico, dicho sistema pertenece al grupo espacial hexagonal $P6_3/m$, con simetría de rotación hexagonal, un plano de reflexión y con parámetros de celda de: $a = b = 9,418 \text{ \AA}$ y $c = 6,884 \text{ \AA}$.

Su estructura está formada por una disposición tetraédrica de fosfato (PO_4^{3-}), que constituyen el "esqueleto" de la celda unitaria. Dos de los oxígenos están alineados con el eje c y los otros dos están en un plano horizontal.

Dentro de la celda unitaria los fosfatos se dividen en dos capas, con alturas de 1/4 y 3/4, respectivamente, dando como resultado la formación de dos tipos de canales a lo largo del eje c. ²⁸

²⁷ Smith Deanne, K. Calcium phosphate apatites in nature. In Hydroxyapatite and related materials (eds. Browns, P.W. & Constantz, B., 1995) 46-52 (CRC Press, London, 2000)

²⁸ Hydroxyapatite-Based Materials: Synthesis and Characterization By Eric M. Rivera-Muñoz Engineering » Biomedical Engineering » "Biomedical Engineering - Frontiers and Challenges", book edited by Reza Fazel-Rezai, ISBN 978-953-307-309-5, Published: August 1, 2011 under CC BY-NC-SA 3.0 license.

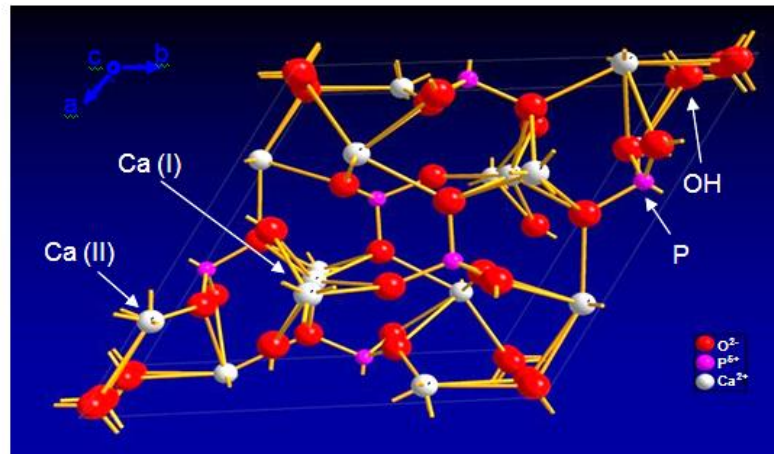


Figura 1

Figura 1.- Hidroxiapatita - estructura molecular: Diferentes formas o sistemas de los cristales en su forma unitaria, con respecto a sus longitudes axiales y ángulos, sus retículos y geometría unitaria

Fuente: Hydroxyapatite-Based Materials: Synthesis and Characterization By Eric M. Rivera-Muñoz Engineering » Biomedical Engineering

Disposición de Calcio, Fosfato e Hidroxilos en el esmalte dental:

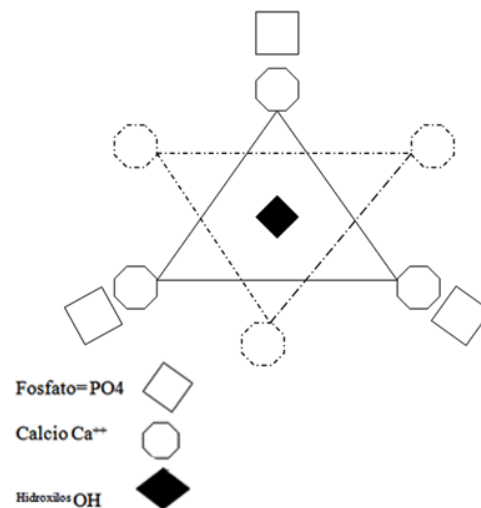


Figura 2

Fuente: Fátima Rojas-Sánchez. Profesora Asociada. Instituto de Investigaciones Odontológicas, Facultad de Odontología. Universidad Central de Venezuela .ALGUNAS CONSIDERACIONES SOBRE CARIES DENTAL, FLUORUROS, SU METABOLISMO Y MECANISMOS DE ACCIÓN. VOLUMEN 46 Nº 4 / 2008

El carácter iónico de la hidroxiapatita la hace una cerámica dura, refractaria, con punto de fusión mayor que 1500 °C. Además este carácter iónico le proporciona la capacidad de la sustitución parcial o completa de iones de la red por otros de tamaño similar (PO₄³⁻ por H PO₄²⁻, Ca²⁺ por K⁺ o Mg²⁺, OH⁻ por F⁻, Cl⁻, Br⁻)²⁹

Características morfológicas del cristal de hidroxiapatita

En un corte transversal el perfil del prisma se puede observar con su característica figura de cerradura o circular.³⁰



Figura 3

Figura 3.- En la imagen se observan algo redondeadas las estructuras hexagonales de los prismas del esmalte de color verde y la sustancia interprismática en forma de cristales filamentosos de color gris oscuro.

Fuente: C. Diekwisch Col., del Instituto de Investigaciones Brodie EEUU.

²⁹ Williams. y Elliot J. C. Bioquímica dental básica y aplicada. El Manual Moderno. México. ISBN 0-443-03144-4. p. 316

³⁰ Robinson C, Shore RC, Brookes SJ, Strafford S, Wood SR, Kirkam J. The chemistry of enamel caries. Crit Rev Oral Biol Med 2000; 11(4); 481-495

2.1.2.2 Matriz orgánica

La matriz orgánica representa el 1 a 2 % y está compuesta por componentes de naturaleza proteica como las amelogeninas, las enamelinas, ameloblastinas, amelaninas, tuftelinas, enzimas y proteínas séricas.²⁷

2.1.3 Tipos de esmalte:

2.1.3.1 Esmalte prismático

Es la capa sub superficial del esmalte, donde los prismas son estructuras longitudinales de 4 micras de espesor, que se dirigen en longitud desde la unión amelodentinaria a la superficie.

Su diámetro varía entre 4 a 10 micras y se van haciendo más gruesos al acercarse a la superficie, su número varía en relación al tamaño de la corona y va desde 5 hasta 12 millones.

Su disposición varía según el tipo de corte realizado, así en un corte longitudinal se observan como bandas delgadas irregulares y en un corte transversal se presentan como secciones hexagonales irregulares, ovoides o como en una forma de escamas.²⁸

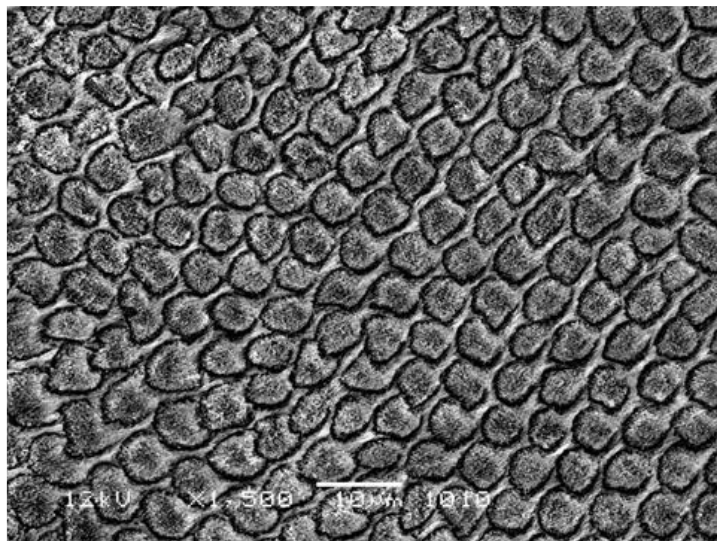


Figura 4

Figura 4: Corte transversal de esmalte de un canino (x 1500).

Fuente: Durso G, Abal, A. Acta Microscopica. Vol. 17, Variabilidad de la morfología de los prismas del esmalte dental humano. Vol. 17, No. 1, 2008, pp. 1–8. Universidad Nacional de la Plata. Facultad de Odontología

²⁷ Smith Deanne, K. Calcium phosphate apatites in nature. In Hydroxyapatite and related materials (eds. Browns, P.W. & Constantz, B., 1995) 46-52 (CRC Press, London, 2000)

²⁸ Gómez de Ferraris María Elsa, Campos Muñoz Antonio; "Histología y Embriología Bucodental", Ed. Medica Panamericana, 1999, Madrid, págs. 229-249.

2.1.3.2 Esmalte aprismático

Es la capa más superficial del esmalte carente de prismas donde los cristales se disponen en forma perpendicular a la superficie, se localiza en la zona más externa de la superficie con un grosor de 30 micras presentándose en todos los dientes temporales y en 70% de los dientes permanentes. En donde se encuentran en mayor porcentaje en las zonas cervicales y en relación a las fosas y fisuras pero ausentes en las cúspides.

Estas zonas son las responsables de que al realizar un grabado ácido no se formen las micro retenciones necesarias para una adecuada técnica adhesiva, por lo que se debería de aumentar el tiempo de grabado o eliminar este esmalte periférico.

Por último estas zonas también se encuentran en la unión amelodentinaria dado la falta de desarrollo de los procesos de Tomes en la formación de esta zona.²⁹

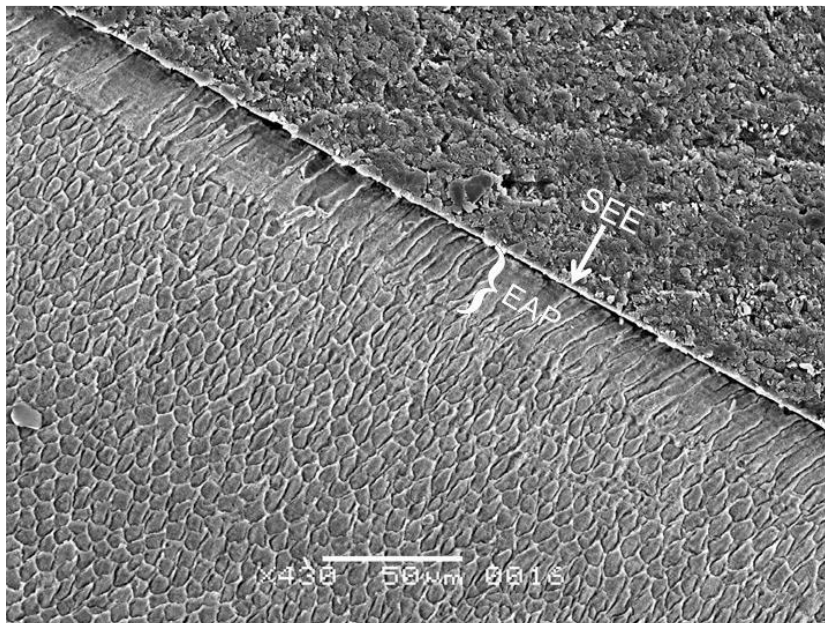


Figura 5

Figura 5: Incisivo en corte transversal (x430) en el que se observa el esmalte aprismático (EAP) en el área próxima a la superficie externa (SEE) y esmalte prismático radial

Fuente: Durso G, Abal, A. Acta Microscopica. Vol. 17, Variabilidad de la morfología de los prismas del esmalte dental humano. Vol. 17, No. 1, 2008, pp. 1-8. Universidad Nacional de la Plata . Facultad de Odontología

²⁹. Abramovich Abraham, "Histología y embriología dentaria", Ed. Médica Panamericana, Buenos Aires, 1999, págs. 119-144.

2.1.4 Características del esmalte a nivel cervical

En esta zona el esmalte no es homogéneo y compacto, presenta pequeños espacios entre sus cristales, los mismos que están ocupados por agua y proteínas.

Debido a que la dirección de los prismas presentan una transición acentuada en la región cervical, se incrementa la presencia de defectos (porosidades) en la estructura cristalina lo cual favorece la concentración de tensiones y disminuye considerablemente la resistencia mecánica y química.³⁰

Se puede deducir que la gran incidencia de las lesiones cervicales se deba a los siguientes factores:

- región con menor área de sección transversal.
- menor espesor del esmalte.
- alineación deficiente de los prismas adamantinos.
- apatita más soluble.³⁰

2.1.5 Unión amelocementaria

El esmalte se relaciona con el cemento a nivel del cuello del diente en un mecanismo de unión denominada amelocementaria o cementoadamantina correspondiente a la línea cervical el cual puede ser tres maneras:

- Cuando hay contacto entre el esmalte y el cemento en un punto bien definido (30% de los casos)
- Cuando el cemento cubre el borde cervical del esmalte (60% de los casos)
- Cuando no existe contacto entre ambos tejidos quedando la dentina expuesta lo cual es debido a la persistencia del epitelio reducido del esmalte (10% de los casos).^{31,32,33.}

³⁰ Garone, W. Abreu V. Lesiones no cariosas. "el nuevo desafío de la odontología". Edit. Santos, 2010.

³¹ Ten Cate AR. Histología Oral. Editorial Médica Panamericana. Segunda Edición Buenos Aires 1986. p. 82-108.

³² Leesson TS, Leesson CR, Paparo AA. Texto/Atlas de histología. México DF: Nueva Editorial Interamericana, McGraw Hill; 1998. p. 401-413.

³³ Figún ME, Garino RR. Anatomía odontológica: funcional y aplicada. Editorial Ateneo. Segunda Edición Buenos Aires 2002. p. 186-362.

2.2 Dentina

2.2.1 Definición

a) La dentina es un tejido conjuntivo diferenciado calcificado y sensible, segregado por los odontoblastos, constituido por materia inorgánica (cristales de hidroxiapatita más pequeños que los del esmalte, calcio en menor cantidad y 5% de carbonatos), de materia orgánica y de fluidos.

El 90% del contenido orgánico del tejido dentinario es colágeno, una glucoproteína fibrosa, insoluble con gran resistencia a la tracción la cual integra junto con proteoglicanos y otras glicoproteínas la matriz orgánica dentinaria.³⁴

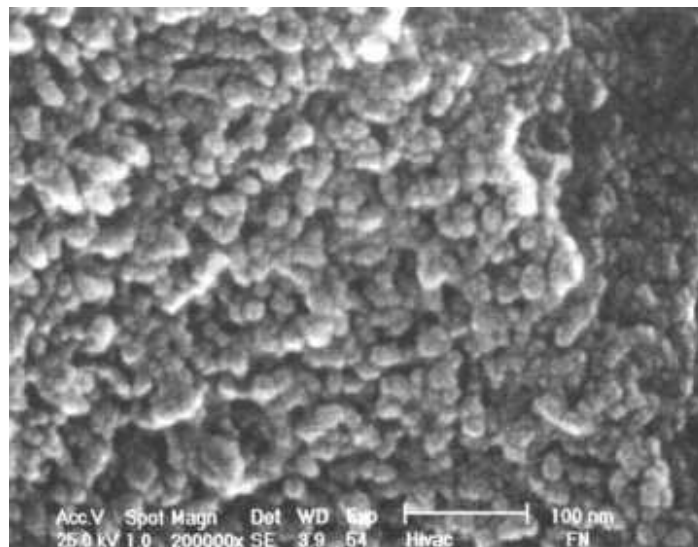


Figura 6: Dentina mineralizada.

Fuente: López Jordi, María del Carmen, Amaral Schiaffino Rosana, Bussadori Kalil Sandra. Proteólisis enzimática del colágeno dentinario Odontoestomatología vol.12 no.14 Montevideo mayo 2010

La dentina contiene túbulos que se extienden desde la unión amelodentinaria hasta la cámara pulpar, cada túbulo tiene forma de cono invertido y alargado con un diámetro de unos 0.8 micrómetros en la unión amelodentinaria y otro mayor de 3.0 micrómetros en la cámara pulpar.³⁵

³⁴ López Jordi, María del Carmen, Amaral Schiaffino Rosana, Bussadori Kalil Sandra. Proteólisis enzimática del colágeno dentinario Odontoestomatología vol.12 no.14 Montevideo mayo 2010

³⁵ Osorio Ruiz E. Control del colapso del colágeno: desproteínización. Av. Odontoestomatol 2004; 20-3: 123-130. Universidad de Granada

Cada túbulo está delimitado por dentina llamada peritubular más mineralizada que la intertubular dispuesta entre los túbulos.

Como los túbulos convergen hacia la cámara pulpar, el área de dentina intertubular decrece y la densidad tubular aumenta conforme profundizamos hacia la cámara pulpar.³⁵

2.2.2 Composición química de la dentina: ³⁶

2.2.2.1 Materia inorgánica (70%):

- 1.- Hidroxiapatita (99%)
- 2.- Fosfatos cálcicos amorfos (1%)

2.2.2.2 Materia orgánica (18%):

- 1.- Proteínas colágenas (90%): Colágeno tipo I, tipo V

- 2.- Proteínas no colágenas (10%):

Proteoglucanos-Glucosaminoglucanos
 Condrotin-4-sulfato
 Condrotín-6-sulfato
 Hialuronato
 Dermatan-sulfato
 Heparan-sulfato
 Queratan-sulfato

- 3.- Fosfoproteína dentinaria altamente fosforilada
- 4.- Proteína Gla de la matriz (MGP; gamma-carboxiglutamato)
- 5.- Proteínas óseas morfogenéticas
- 6.- Albúmina
- 7.- Lípidos (< 1%)
- 8.- Citrato (< 1%)
- 9.- Agua (12%)

³⁵ Osorio Ruiz E. Control del colapso del colágeno: desproteínización. Av. Odontoestomatol 2004; 20-3: 123-130. Universidad de Granada

³⁶ Juan José Segura Egea¹ y Alicia Jiménez Rubio-Manzanares. Bases moleculares y celulares de la dentinogenesis primaria y secundaria. Juan José Segura Egea.

2.2.3 Colágeno.- El colágeno es una proteína estructural, fibrilar y constituye el 90% del contenido orgánico del tejido dentinario al ser una glicoproteína fibrosa, insoluble con gran resistencia a la tracción; integra junto con los proteoglicanos y otras glicoproteínas la matriz orgánica dentinaria (Figura 5) ³⁴

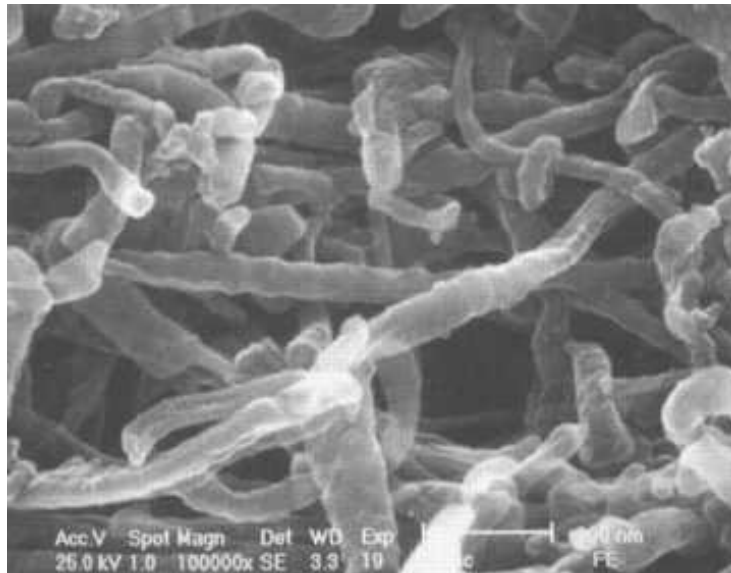


Figura 7. Colágeno dentinario

Fuente: López Jordi, María del Carmen¹, Amaral Schiaffino Rosana², Bussadori Kalil Sandra³ enzimática del colágeno dentinario *Odontoestomatología* vol.12 no.14 Montevideo mayo 2010.

En su composición química tan sólo 4 aminoácidos representan 2/3 del total de los residuos que la componen: el 33% es glicina, el 12% es prolina, el 11% es alanina y el 10% es hidroxiprolina.

Así el colágeno de la matriz dentinaria es fundamentalmente del tipo I y forma una malla densa con gran número de enlaces covalentes entre las diferentes cadenas proteicas.

El colágeno puede ser sintetizado por distintos tipos celulares como los fibroblastos, las células musculares lisas, los condrocitos, los osteoblastos y los odontoblastos siendo estos últimos los encargados de la síntesis del colágeno de la matriz dentinaria ³⁶

³⁴ López Jordi, María del Carmen¹, Amaral Schiaffino Rosana², Bussadori Kalil Sandra³ Proteólisis enzimática del colágeno dentinario *Odontoestomatología* vol.12 no.14 Montevideo mayo 2010

³⁶ Juan José Segura Egea y Alicia Jiménez Rubio-Manzanares. Bases moleculares y celulares de la dentinogenesis primaria y secundaria. Juan José Segura Egea

2.2.4 Túbulos dentinarios

Los túbulos dentinarios son conductos que recorren la totalidad de la dentina desde la cámara pulpar hasta el límite amelodentinario en su interior están las prolongaciones de los odontoblastos, fibras colágenas, fibras nerviosas amielínicas y fluido dentinario procedente de la pulpa.³⁷

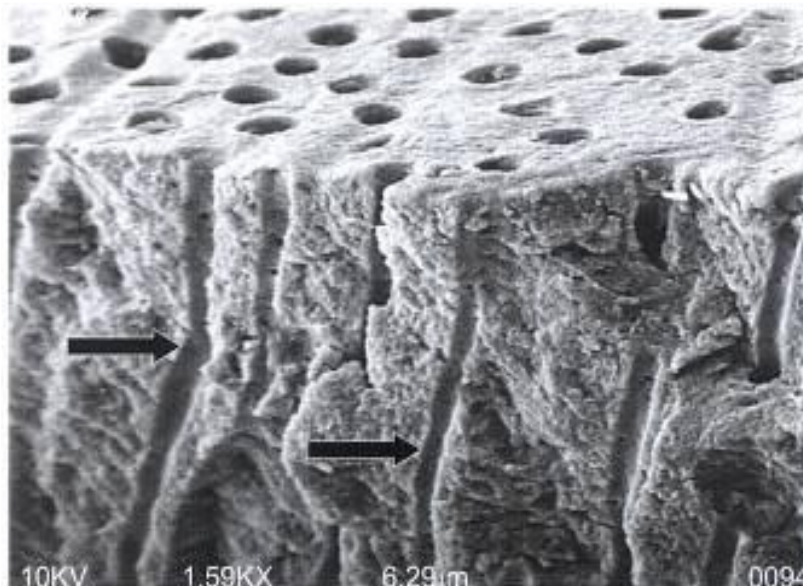


Fig 8. Túbulos dentinarios y dentina peritubular

Fuente: Libro "Adhesión en Odontología Restauradora" de Gilberto Henostroza

En ocasiones estas prolongaciones de los odontoblastos sobrepasan el límite amelodentinario y se introducen en el esmalte, constituyendo los husos que facilitan el paso del fluido dentinario hacia el esmalte.

Los dentinoblastos emiten ramificaciones laterales a intervalos de 1,0 a 2,0 micrones que contactan con otras prolongaciones de los dentinoblastos adyacentes, lo que condiciona una superficie cribiforme del túbulo y una red de túbulos dentinarios secundarios perpendiculares u oblicuos a los principales, que contactan con los túbulos vecinos a través de los cuales se difunde el fluido dentinario.³⁷

³⁷ Llamas Cadaval R., Jimenez Planas A , Jimenez Rubio Manzanares, Segura Egea JJ, Bonilla R. Bases estructurales y respuestas biológicas del complejo dentino pulpar que condicionan la permeabilidad dentinaria. Departamento de Estomatología. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla (España).

Las características morfológicas de los túbulos dentinarios permiten el tránsito rápido del fluido, lo que facilita la permeabilidad de la dentina y justifica los síntomas de dolor y sensibilidad.³⁷

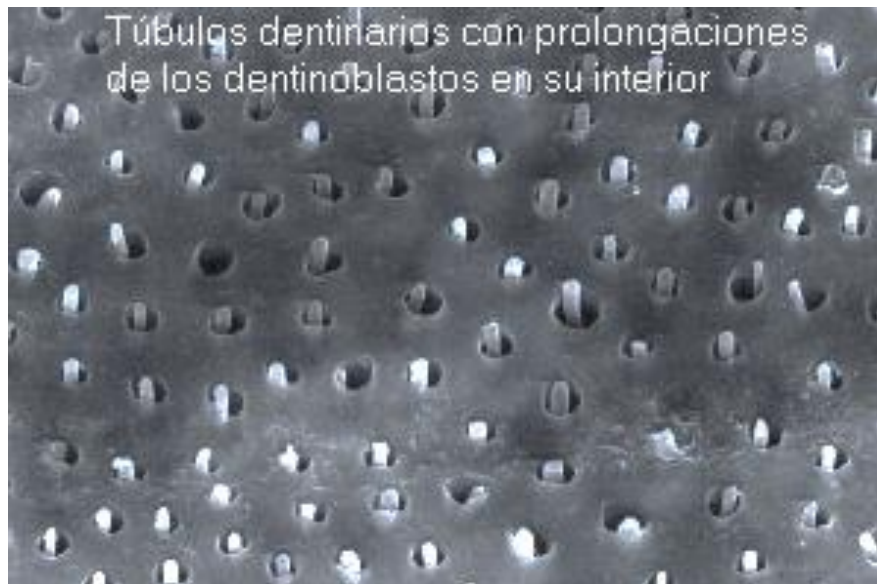


Figura 9: Túbulos dentinarios con prolongaciones de dentinoblastos en su interior

Fuente: Llamas Cadaval R., Jiménez Planas A , Jiménez Rubio Manzanares, Segura Egea JJ, Bonilla R. Bases estructurales y respuestas biológicas del complejo dentino pulpar que condicionan la permeabilidad dentinaria. Departamento de Estomatología. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla (España).

2.2.5 Número de túbulos

El número y diámetro de los túbulos dentinarios principales es variable dependiendo de la localización y de la edad del diente, en la dentina próxima al límite amelodentinario el número de túbulos es de 15000 por milímetro cuadrado , en el tercio medio 45000 por milímetro cuadrado y en la dentina cercana a la pulpa de 65000 por milímetro cuadrado.³⁴

³⁷ Llamas Cadaval R., Jiménez Planas A , Jiménez Rubio Manzanares, Segura Egea JJ., Bonilla R. Bases estructurales y respuestas biológicas del complejo dentino pulpar que condicionan la permeabilidad dentinaria. Departamento de Estomatología. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla (España).

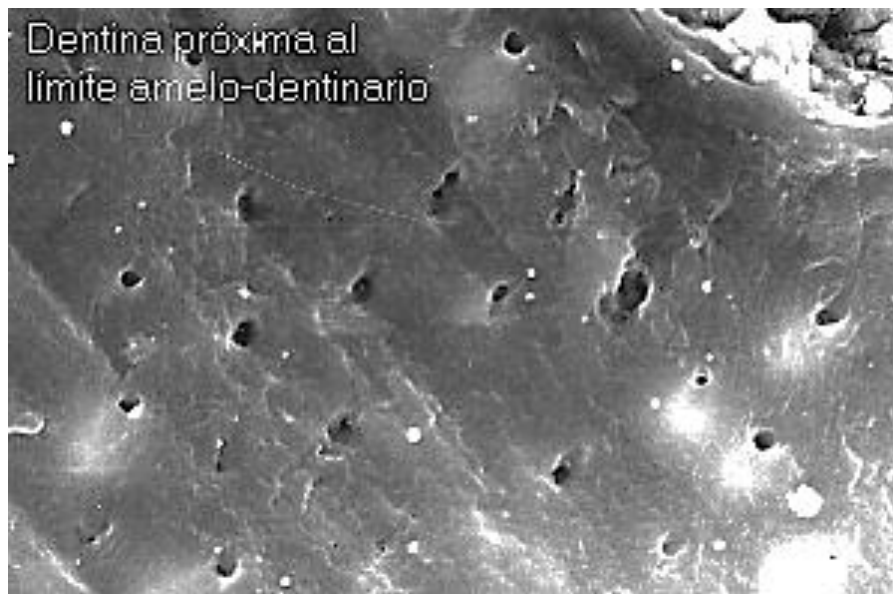


Figura 10: Dentina próxima al límite amelo dentinario

Fuente: Lamas Cadaval R., Jiménez Planas A, Jiménez Rubio Manzanares, Segura Egea JJ., Bonilla R. Bases estructurales y respuestas biológicas del complejo dentina palpar que condicionan la permeabilidad dentinaria. Departamento de Estomatología. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla (España).

El número de túbulos de la dentina circunpulpal varía según el diente, la edad y la superficie anatómica siendo menor en los túbulos en la superficie mesial y distal (44000-46000 por milímetro cuadrado) que en el resto de las otras tres superficies.³⁷

En la zona media de la raíz el número de túbulos oscila entre los 32000 y 39000 por milímetro cuadrado y en la región apical entre 8000 y 10000 por milímetro cuadrado. (34)

El diámetro de los túbulos dentinarios oscila entre 0,8 micrones en la dentina próxima al límite amelodentinario y 2,5 micrones de la dentina cercana a la pulpa dentaria .El mayor diámetro y número de los túbulos dentinarios en la dentina cercana a la pulpa hace que esta sea muy permeable.³⁷

³⁷ Llamas Cadaval R., Jimenez Planas A , Jimenez Rubio Manzanares, Segura Egea JJ, Bonilla R. Bases estructurales y respuestas biológicas del complejo dentino pulpar que condicionan la permeabilidad dentinaria. Departamento de Estomatología. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla (España).

2.3 LESIONES CERVICALES NO CARIOSAS

2.3.1 Definición

Las lesiones cervicales no cariosas son la pérdida patológica de la estructura dentaria localizada en el límite amelocementario, no respondiendo a una etiología bacteriana.

Las mismas se presentan en una gran variedad de formas con o sin sensibilidad, pudiendo llegar a comprometer la pulpa dental y clasificándose en abrasión, erosión y abfracción.³⁸

2.3.2 Lesión cariosa versus lesión no cariosa

Una cuestión intrigante es el mecanismo por el cual el componente ácido presente en la cavidad bucal puede desencadenarse dando como resultado lesiones cariosas como lesiones no cariosas.

¿Cuáles son los factores modificadores que originaron ambas lesiones? tomando cuenta que en ambas actúa un ácido como agente desmineralizador.

Por definición la **lesión cariosa** es la manifestación clínica de una infección bacteriana en la actividad metabólica de las bacterias que colonizan el biofilm alterando su pH por la producción de ácido láctico.

El ácido láctico penetra en las fisuras o porosidades existentes en el esmalte alcanzando la dentina y desmineralizándola, debido a su alto contenido en su composición de apatita carbonatada.

Las fibras colágenas al ser alcanzadas por las enzimas bacterianas sufren proteólisis, la degradación de la matriz orgánica y los residuos del metabolismo bacteriano le otorgan a la zona el aspecto de una lesión reblandecida.

Por otro lado, las lesiones desarrolladas por mecanismos erosivos presentan una superficie dura o por lo menos con un reblandecimiento imperceptible al sondaje clínico, debido a que la capa superficial desmineralizada y reblandecida es fácilmente eliminada mediante procesos mecánicos.³⁰

³⁸ Cuniberti de Rossi N, Guillermo H Rossi Lesiones Cervicales no Cariotas. La lesión dental del futuro. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2009

³⁰ Garone, W. Abreu V. Lesiones no cariosas. "el nuevo desafío de la odontología". Edit. Santos, 2010.

2.3.3 Clasificación de las lesiones cervicales no cariosas:

2.3.3.1 Abrasión

Definición

El término abrasión deriva del latín *abradere*, que significa raspar y hace referencia a la pérdida de sustancias o estructuras por procesos mecánicos.

La abrasión dental se define como el desgaste patológico resultado de un proceso anormal, hábito o sustancias abrasivas ajenas al aparato estomatognático.³⁹

Localización

En general la abrasión no tiene ninguna selectividad anatómica sobre la superficie dental, en otras palabras el efecto abrasivo de un bolo de alimento se deja sentir en toda la superficie oclusal, alterando los bordes y las facetas inclinadas de las cúspides, las fisuras y en menor medida las facetas oclusales de las superficies bucales y linguales.³⁸

Cuando la abrasión se localiza en el límite amelocementario, es debido al mal uso de cepillo dental más pastas dentales abrasivas o debido a la teoría de la flexión dental que por las fuerzas masticatorias o para funcionales en áreas de oclusión defectuosa que expondrían uno o varios dientes a fuerzas comprensivas.³⁸

Características clínicas

Los signos clínicos de la abrasión debido a una técnica de cepillado incorrecto se localizan frecuentemente en los caninos, premolares y primeros molares de la arcada superior.

La abrasión es acompañada por la recesión del margen gingival con defectos muco gingivales o sin ellos. El cepillado exagerado provoca un proceso inflamatorio no bacteriano que da lugar a la pérdida de tejido óseo y desplaza el margen gingival fácilmente hacia apical.⁴⁰

³⁸ Cuniberti de Rossi N, Lesiones Cervicales no Cariotas. La lesión dental del futuro. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2009.

³⁹ Juan T, Gómez A. Alteraciones del esmalte: atrición, erosión y abrasión dental. Traumatismos bucodentales. En: Cuenca E, coordinador. Odontología preventiva y comunitaria, Principios, métodos y aplicaciones. 3ra ed. Barcelona: Masson; 2005:213-214.

⁴⁰ Barrancos Mooney, Patricio J. Operatoria dental. 4ª Ed; Buenos Aires: Médica Panamericana, 2006.



Figura 11

Fuente: Cuniberti de Rossi N, Lesiones Cervicales no Cariosas. La lesión dental del futuro. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2009.

Etiología

La abrasión dental se debe principalmente a causas ocupacionales o a un hábito higiénico inadecuado, los individuos que trabajan en ambientes que contienen algún tipo de polvo abrasivo, por ejemplo en minas de carbono o en la construcción presentan más desgaste en las superficies dentales expuestas.³⁵

Otros profesionales como los carpinteros, sastres y músicos también pueden presentar algún tipo de abrasión dental debido a su ocupación, por otra parte el uso de un cepillo inapropiado con cerdas muy duras y un cepillado horizontal demasiado vigoroso o el empleo de una pasta dental muy abrasiva pueden causar también importantes abrasiones en los dientes.³⁸

³⁸ Cuniberti de Rossi N, Lesiones Cervicales no Cariosas. La lesión dental del futuro. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2009.

2.3.3.2 Erosión

Definición

El término erosión proviene del latín *erosum* que significa corroer, la erosión se define como la pérdida de estructura dental debida a la acción de ácidos de origen no criogénico y que no involucra la presencia de bacterias.

Estos ácidos actúan sobre las piezas dentarias y se pueden dar por la acción de los ácidos de la dieta, por reflujo gástrico, vómitos recurrentes y por ácidos presentes en el ambiente de origen ocupacional ³⁸

Etiología

El mecanismo de erosión actúa prácticamente en todas las lesiones no cariosas, ello se debe no solamente a las diferentes fuentes de ácido y quelantes, sino también a la presencia de múltiples factores que interfieren en el modo que evolucionan las lesiones. ³⁰

La superficie dentaria se debilita y se torna extremadamente susceptible a los desgastes mecánicos que provoca el cepillado, así como a la simple fricción que efectúan los alimentos y los tejidos blandos bucales contra los dientes, ello determina que se produzca una mayor remoción de estructura dental. ³⁰

En la etiología de la erosión intervienen factores extrínsecos e intrínsecos. ³⁹

³⁸ Cuniberti de Rossi N, Lesiones Cervicales no Cariotas. La lesión dental del futuro. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2009.

³⁹ Juan T, Gómez A. Alteraciones del esmalte: atrición, erosión y abrasión dental. Traumatismos bucodentales. En: Cuenca E, coordinador. Odontología preventiva y comunitaria, Principios, métodos y aplicaciones. 3ra ed. Barcelona: Masson; 2005:213-214.

³⁰ Wilson Garone F, Valquíria Abreu S. Lesiones No Cariotas. Sao Paulo: Santo editora; 2010



Figura 12

Fuente: Cuniberti de Rossi N, Lesiones Cervicales no Cariosas. La lesión dental del futuro. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2009.



Figura 13: Daño provocado por el ácido, erosionando el tejido dentario donde la restauración se encuentra sobresaliendo de la cara oclusal.

Fuente: Cuniberti de Rossi N, Lesiones Cervicales no Cariosas. La lesión dental del futuro. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2009.

Factores extrínsecos que causan erosión:

Ácidos exógenos

Generalmente son de procedencia ocupacional, donde los trabajadores al estar expuesto a la influencia de vapores ambientales pueden presentar lesiones corrosivas; como por ejemplo los que afectan a los trabajadores de fábrica de batería (ácido sulfúrico), galvanizados, fertilizantes, industrias químicas (ácido clorhídrico), enólogos; quienes pueden llegar a catar alrededor de treinta clases de vinos diferentes por sesión. ^{38, 39}

Medicamentos

Entre los medicamentos podemos mencionar vitamina C por la acción del ácido ascórbico sobre el esmalte, la nitroglicerina en pacientes con angina de pecho, el ácido acetil salicílico, los diuréticos, antidepresivos, hipotensores, antiméticos, antiparkinsonianos, antihistamínicos, algunos tranquilizantes, tratamientos con citostáticos. ³⁸

Dietético

Es un factor muy importante en la formación de estas lesiones, por ejemplo las bebidas que poseen altas concentraciones de ácido fosfórico por ejemplo: bebidas colas o naranjas gasificadas las bebidas gaseosas y los jugos naturales.

El ácido cítrico es característico y predominante en los jugos, el ácido maleico es el que le sigue en importancia donde el jugo de limón tiene un mayor contenido de ácido cítrico anhidro, que lo convierte en el más ácido. ³⁸

Factores intrínsecos que causan erosión

Factores somáticos o involuntarios

También llamado psicósomático, aquí figura la presencia del jugo gástrico en boca, que puede ser por regurgitación o por vómito, el reflujo gastroesofágico es una condición fisiológica que suele estar presente en muchos individuos. ³⁵

En los respiradores bucales la erosión se ve agravada por la presencia del ácido, la reducción del flujo salival y la sequedad del esmalte. ³⁸

³⁹ Juan T, Gómez A. Alteraciones del esmalte: atrición, erosión y abrasión dental. Traumatismos bucodentales. En: Cuenca E, coordinador. Odontología preventiva y comunitaria, Principios, métodos y aplicaciones. 3ra ed. Barcelona: Masson; 2005:213-214.

³⁸ Cuniberti de Rossi N, Lesiones Cervicales no Cariosas. La lesión dental del futuro. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2009.

Entre los factores psicosomáticos o voluntarios aparecen los trastornos alimentarios como la bulimia, también llamada síndrome de comer y vomitar compulsivamente; es un trastorno psiquiátrico donde la frecuente regurgitación forzada y el vómito provoca genera la disolución ácida de las superficies dentarias expuestas, lo cual tiene efectos devastadores.³⁸

Localización

Están afectadas las superficies linguales, incisales y oclusales de las piezas dentales cuando el origen es el ácido clorhídrico proveniente del estómago; las superficies incisales y vestibulares están afectadas cuando se succionan alimentos con alto contenido de ácido cítrico (limón, naranja, pomelo, etc.) o por acción de sustancias ácidas provenientes del medio laboral.⁴⁰

Las lesiones cervicales se localizan casi siempre en la cara vestibular y preferentemente, en premolares, en este caso generalmente el ácido es de origen alimentario como jugo de naranja, refrescos gasificados etc, que son más erosivos en la regiones sometidas a tensión.³⁶

Características clínicas

Clínicamente la erosión dental se identifica por la presencia de superficies cóncavas y redondeadas, la superficie dental suele quedar lisa y de color mate.³⁸

2.3.3.3 Abfracción

El término abfracción proviene del latín “ab” o separación y “fractio” o rompimiento y que fue acuñado por Grippo en 1991 en base al trabajo previo de Lee y Eackle en 1984, en este último se plantea la hipótesis de la pérdida de tejido dentario a nivel del cuello de la pieza dentaria debido a la flexión producida a este nivel debido a las cargas oclusales³⁸

Definición

Actualmente se la define como una lesión que se caracteriza por la pérdida estructural de tejido dentario en forma de cuña a nivel del límite amelo cementario causado por fuerzas oclusales excéntricas que producen flexión dental, dando lugar a microfracturas en esmalte, dentina y cemento.³⁸

³⁸ Cuniberti de Rossi N, Lesiones Cervicales no Cariosas. La lesión dental del futuro. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2009.

⁴⁰ Flores Fraustro NS, Gil Orduña NC, San Martín W, Hernández Trejo NG, Galindo Martínez J. Prevalencia de erosión dental en niños de uno a seis años con diagnóstico de enfermedad por reflujo gastroesofágico en el Hospital Para el Niño Poblano. Rev. Acad. Mex. Odon. Ped. 2009; 21(2): 46-49.

³⁰ Wilson Garone F, Valquiria Abreu S. Lesiones No Cariosas. Sao Paulo: Santo editora; 2010



Figura 14

Fuente : Cuniberti de Rossi N, Lesiones Cervicales no Cariosas. La lesión dental del futuro. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2009.

Etiología

En la abfracción las fuerzas de oclusión lateral o excéntricas generadas durante la masticación o en parafunciones y en oclusiones desbalanceadas hacen que el diente se flexione generando esfuerzos de tensión y compresión provocando un arqueamiento de la corona dentaria; dichos esfuerzos de tensión se concentran a nivel cervical o amelocementario

En el momento de la flexión se presenta una alteración de las uniones químicas de la estructura cristalina de la hidroxiapatita, micro fracturas en dentina y esmalte, siendo las de la dentina de una profundidad de 3 a 7 micrones.^{38, 41}

Características clínicas

La abfracción clínicamente tiene forma de cuña profunda con estrías y grietas con ángulos ásperos, márgenes definidos pudiendo presentarse en múltiples superficies y rara vez llega a ser circunferencial.³⁸

³⁸ Cuniberti de Rossi N, Lesiones Cervicales no Cariosas. La lesión dental del futuro. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2009.

⁴¹ Óscar Eduardo Díaz Rebolledo y col. Lesiones no cariosas: atrición, erosión abrasión, abfracción, bruxismo. Oral Año 12. Núm. 38. 2011. 742-744

Las características que pueden presentar las abfracciones son:

- Pueden presentarse debajo del margen de una corona.
- Puede generar ruptura o desprendimiento de restauraciones cervicales.
- Rara vez se presenta a nivel lingual o palatino.
- No se presenta en dientes móviles o periodontalmente comprometidos.
- Predomina en el hombre en 58.07%
- Edad entre 45 a 65 años.
- Los dientes más afectados son los premolares superiores en un 70,16%
- El riesgo aumenta con la edad.³⁸

2.4 ADHESIÓN

2.4.1 Definiciones de adhesión

a) La adhesión es la interacción de la fuerza o energía entre átomos o moléculas en una interfase que sostiene juntas a dos partes.

b) Es el estado en el que dos superficies están unidas íntimamente, a través de una interfase mediante fuerzas químicas, físicas o ambas con la ayuda de un adhesivo.⁴²

2.4.2 Tipos de adhesión:

2.4.3 Adhesión Física o Mecánica

Corresponde a la unión entre dos superficie a través de una traba entre las partes a unir o por la generación de tensión entre dichas partes, este tipo de adhesión la podemos subdividir en:^{43, 44.}

- macromecánica
- micromecánica

³⁸ Cuniberti de Rossi N, Lesiones Cervicales no Cariosas. La lesión dental del futuro. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2009.

⁴² NOBUO NAKABAYASHI. Mundo odont. Aro VIII octubre Nº 41 2000 Pag. 18.

⁴³ Barrancos J. "Operatoria dental". Cuarto Edición. Editorial Panamericana. 2006.

⁴⁴ Bader M., Astorga C., y col. "Biomateriales Dentales" Propiedades Generales. Tomo I. Primera edición. U. de Chile. 1996. 73 p. Págs. 6-15, 49-62. Cap. I, IV,VI.

2.4.3.1 Adhesión macromecánica: Es aquella en la que las partes quedan trabadas en función de la morfología macroscópica de ellas, por ejemplo la retención de una restauración por medio de formas cavitarias específicas ⁴³

2.4.3.2 Adhesión micromecánica: Consiste en el mismo principio anterior pero aquí las partes quedan trabadas en función de la morfología microscópica de ellas, y por lo tanto la diferencia entre ambos tipos de adhesión es la magnitud del fenómeno que genera la adhesión (que sea o no visible al ojo humano). ⁴³

La retención micromecánica es el mecanismo de adhesión más importante de las resinas compuestas al esmalte y la dentina. ^{45, 46, 47}

2.4.4 Adhesión Específica o Química:

Son fuerzas o interacciones submicroscópicas que impiden la separación de las partes, y que se originan en los componentes de su estructura vale decir, en los átomos o moléculas. ⁴³

En este tipo de adhesión existen:

2.4.4.1 Uniones químicas primarias o interatómicas: Se dan a nivel atómico (átomo-átomo), siendo de tipo: ⁴⁹

- iónicas
- covalentes
- metálicas.

⁴³ Barrancos J. "Operatoria dental". Cuarto Edición. Editorial Panamericana. 2006

⁴⁵ Oleksiuk N.; "Análisis comparativo *in vitro* del sellado marginal de restauraciones de Resina Compuesta realizadas con dos adhesivos de distinta técnica de aplicación". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, 2008, Universidad de Chile.

⁴⁶ Peutzfeldt A. "Resin composite in dentistry: the monomer systems". Eur J Oral Sci 105: 97-116. 1997.

⁴⁷ Carolina Paes Torres, DDS Silmara Milori Corona. "Bond strength of Self-etching Primer and Total-etch Adhesive system to primary dentin". Journal of Dentistry for Children-71:2,2004

⁴⁹ Erickson, R Bonding to tooth structure: A comparison of glass ionomers and composite – resin systems, Est dent, 6:5, 227 – 242 1994

Las uniones covalentes se deben a la atracción de dos átomos y a su capacidad de compartir electrones.

La unión iónica es la transferencia de electrones de átomos que tienen poca cantidad de electrones a otros que necesitan unos pocos electrones para ser completados lográndose una estructura baja en energía.⁴⁹

La unión es metálica cuando los materiales que están constituidos por iones de carga positiva y una cantidad de electrones libres se unen. Esta unión es denominada electrostática, existente entre los iones y electrones.

En cada una de estas tres uniones las fuerzas elevadas de atracción o uniones de valencia primaria mantienen unidas a los átomos si dos o más átomos son unidos por estas fuerzas el grupo resultante se denomina molécula.⁴⁹

Para que este tipo de unión se produzca las partes a unir deben estar a una distancia de 1 Amstrong entre sí. Son uniones de alta energía y son consideradas como el verdadero mecanismo de adhesión^{40, 48}

2.4.4.2 Uniones químicas secundarias: Son uniones entre moléculas, pudiendo ser de tipo dipolos permanentes o fluctuantes. Son uniones relativamente débiles, como por ejemplo las Fuerzas de Van der Waals.⁴³

En el proceso de adhesión, intervienen diversos factores, fenómenos y principios como por ejemplo:

- Superficie de contacto
- Energía superficial
- Humectación
- Ángulo de Contacto^{45,44,50}

⁴³ Barrancos J. "Operatoria dental". Cuarto Edición. Editorial Panamericana. 2006

⁴⁰ Barrancos J. "Operatoria dental". Cuarto Edición. Editorial Panamericana. 2006

⁴⁸ Craig R., O'Brien W., Powers J. "Materiales Dentales". Sexta Edición. Editorial Mosby. 1996.

⁴⁹ Erickson, R Bonding to tooth structure: A comparison of glass ionomers and composite – resin systems, Est. dent, 6:5, 227 – 242 1994

⁴⁴ Barde M., Astorga C., y col. "Biomateriales Dentales" Propiedades Generales. Tomo I. Primera edición. U. de Chile. 1996. 73 p. Pages. 6-15, 49-62. Cap. I, IV, VI.

⁵⁰ Phillips. "Ciencia de los Materiales Dentales". 10º Edición. Editorial Mc Graw-Hill Interamericana. 1998. 745p. Págs 13-32, 313-326. Cap. 2 y 3.

⁴⁵ Oleksiuk N.; "Análisis comparativo *in vitro* del sellado marginal de restauraciones de Resina Compuesta realizadas con dos adhesivos de distinta técnica de aplicación". , 2008, Universidad de Chile.

2.5 FENÓMENOS DE SUPERFICIE

2.5.1 La materia

Materia es todo aquello que ocupa un lugar en el espacio, posee una cierta cantidad de energía y está sujeto a cambios en el tiempo y a interacciones con aparatos de medida; el nivel más complejo de materia es la agrupación en moléculas ^{51,52}

2.5.2 Molécula

Definición: Una molécula es una estructura compuesta como mínimo por dos átomos unidos entre sí a través de uniones denominadas covalentes, las cuales se producen por que dichos átomos comparten sus electrones, que forman un sistema estable y eléctricamente neutro. ⁵³

Para ejemplificar como es la estructura de una molécula se puede tomar como ejemplo una molécula de agua

El agua es un compuesto que está constituido por dos átomos de hidrógeno unidos a un átomo de oxígeno. Los enlaces hidrógeno – oxígeno son covalentes, dado que comparten un par electrónico. ⁵⁴

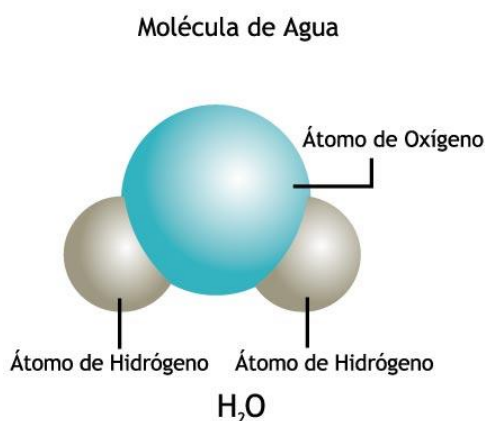


Figura 15: Molécula de agua

Fuente: Educarchile - El agua www.educarchile.cl/ech/pro/app/detalle

⁵¹ Landau & Lifshitz, *Teoría clásica de los campos*, Ed. Reverté, ISBN 84-291-4082-4.

⁵² Segura González, Wenceslao, *Teoría de campo relativista*, eWT Ediciones, 2014, ISBN 978-84-617-1463-6.

⁵³ Unión Internacional de Química Pura y Aplicada: (1994) /M04002.html molecule, Compendium of Chemical Terminology, conocido como Gold Book

⁵⁴ Educarchile - El agua www.educarchile.cl/ech/pro/app/detalle

La condición de polaridad de las moléculas de agua hace que estas se atraigan entre sí generando una interacción molecular entre el polo positivo de una molécula y el polo negativo de otra, mediante una asociación llamada puente de hidrógeno o enlace puente de hidrógeno.

A su vez las moléculas están formadas por agrupaciones de átomos, a su vez los átomos están costituidos por:

- **Electrones:** partículas con carga eléctrica negativa.
- **Protones:** partículas con carga eléctrica positiva.
- **Neutrones:** partículas sin carga eléctrica.

2.5.3 Fases de la materia

Estas fases incluyen los sólidos, líquidos, y gases así como otros estados más exóticos de la materia; un fluido puede ser un líquido, gas o plasma.⁵⁵

2.5.4 Teoría Cinética molecular

En 1857 el físico alemán R. Clausius desarrolló un modelo que pretendía explicar la naturaleza de la materia y reproducir su comportamiento. Se conoce como teoría cinética molecular o teoría cinética y fue desarrollada inicialmente para los gases.

La Teoría cinética molecular se basa en el hecho de que todo lo que nos rodea está formado por partículas llamadas moléculas las cuales están en continuo movimiento y entre ellas existen fuerzas de atracción, llamadas fuerzas de cohesión.

Las moléculas al estar en movimiento se encuentran a una cierta distancia una de otras, cuando aumenta la temperatura las moléculas se mueven más rápido.^{56, 57}

⁵⁵ P.J. Collings (2002). «Chapter 1: States of Matter». *Liquid Crystals: Nature's Delicate Phase of Matter*. Princeton University Press. ISBN 0691086729. D.H. Trevena (1975). «Chapter 1.2 Changes of phase». *The Liquid Phase*. Taylor & Francis

⁵⁶ Estado de agregación de la materia en Google Libros. Bibliografía D.L. Goodstein (1985). *States of Matter*. Dover Phoenix. ISBN 978-0-486-49506-4.

⁵⁷ Viviana del Valle Nahid, Departamento de Ingeniería Mecánica Cátedra: Mecánica de los fluidos. Facultad regional de Tucuman Argentina 2010

2.6 FÍSICA Y QUÍMICA DE SUPERFICIES

Es bastante común en la literatura físico química que se usen indistintamente los términos superficie, interfaz e interfase para representar el límite entre dos fases macroscópicas de un sistema heterogéneo.

Una superficie es una frontera entre dos fases, a esta superficie se la llama **interfaz**; o sea una interfaz es una superficie que separa dos fases, tanto la superficie como la interfaz son conceptos bidimensionales y aparentes.

Aparentes porque a nivel microscópico entre las dos fases en contacto no existe separación nítida y brusca. (Figura 16)

La región donde ocurre la transición continua de las propiedades de una fase a las propiedades de la otra fase se caracteriza por ser una región tridimensional intermedia, esta región tridimensional se denomina **interfase**.

Donde la interfase es una región en el espacio en el cual un sistema como un todo sufre una transición de una fase a otra formando una nueva.⁵⁸

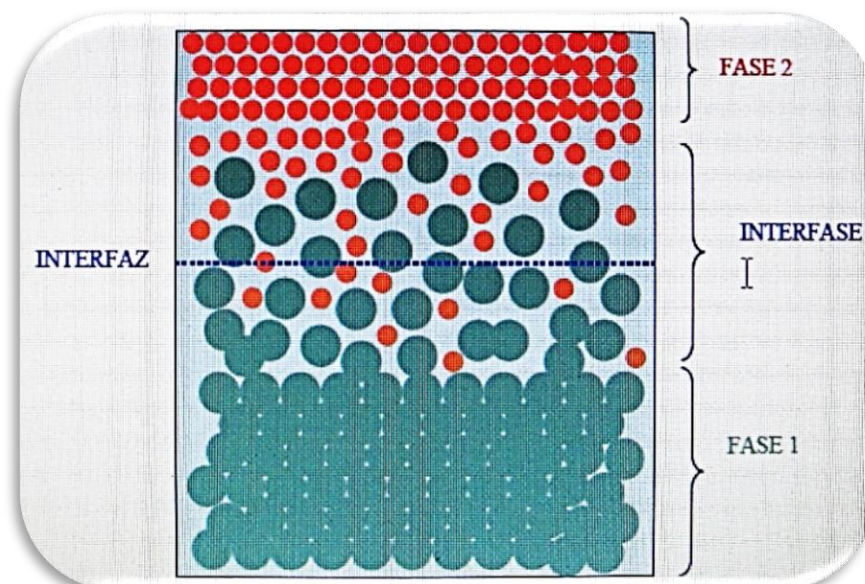


Figura 16: Representación esquemática entre una interfaz y una interfase

Fuente: Efecto de la rugosidad y heterogeneidad superficial en fenómenos mojados – Francisco Javier Montes Ruiz Cabello – Tesis Doctoral- Universidad de Granada- Departamento de Física Aplicada 2009- ISBN 978-84-692-5073-0

⁵⁸ Miguel Kata. Física y química de superficies. Departamento de química. Cátedra Química Física. Unidad V. Físico química de superficie.

2.6.1 Fenómenos Interfaciales

Un fenómeno interfacial puede definirse como la interacción de una fase (sólida o líquida) con otra fase (sólida, líquida o gaseosa) o con el vacío, en la región en que sucede la transición de una fase a la otra (interfase).

Los fenómenos interfaciales son los siguientes: tensión superficial, adhesión, cohesión, extensión, adsorción. ⁵⁹

2.6.1.1 Energía superficial

Es la suma de todas las fuerzas intermoleculares que se encuentran en la superficie de un sólido, que se traduce en el grado de atracción o repulsión que dicha superficie ejerce sobre otra.

2.6.1.2 Tensión superficial

Es la fuerza cohesiva que tiende a mantener unidas las moléculas de un líquido y su dirección es hacia el interior de la masa líquida. ^{58, 59.} (Figura 17)

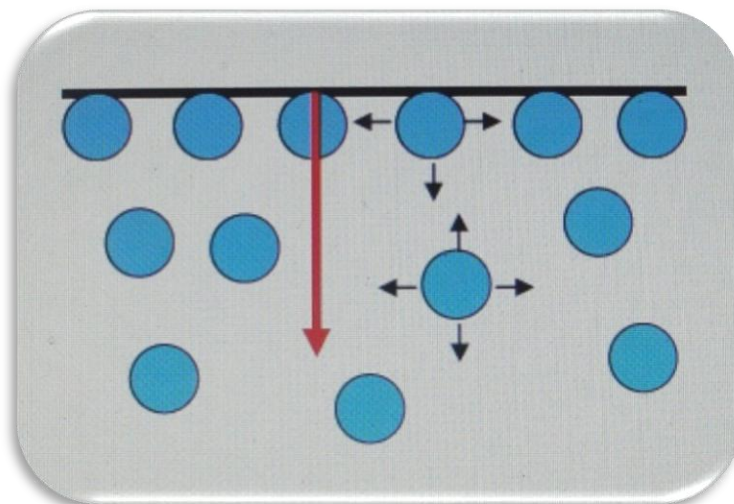


Figura 17: Tensión superficial

Fuente: Efecto de la rugosidad y heterogeneidad superficial en fenómenos mojado – Francisco Javier Montes Ruiz Cabello – Tesis Doctoral- Universidad de Granada- Departamento de Física Aplicada 2009

⁵⁹ Josefina Viadas Trejo. Físico Química Farmacéutica. Fenoles superficiales en sistemas farmacéuticos. 2012
⁵⁸ Miguel Kata. Física y química de superficies. Departamento de química. Cátedra Química Física. Unidad V. Físico química de superficie.

Cuando se hace referencia a interfases fluidas o interfases flexibles es más empleado el término de tensión superficial, mientras que para interfases rígidas

que es la que tiene lugar cuando la interfase es sólida se emplea el término de energía superficial.

2.6.1.3 Angulo de contacto

Definición de ángulo

Un ángulo es la parte de un plano comprendida entre dos semirrectas que tienen el mismo punto de origen o vértice

Angulo de contacto propiamente dicho

La interacción entre una interfaz de líquido - vapor y una superficie sólida origina un ángulo de contacto. (Figura 18). Siendo el resultado de las energías superficiales libres entre el líquido, el sólido y el vapor que lo rodea, esta propiedad provee información sobre la energía de interacción entre la superficie del sólido y el líquido.⁶⁰

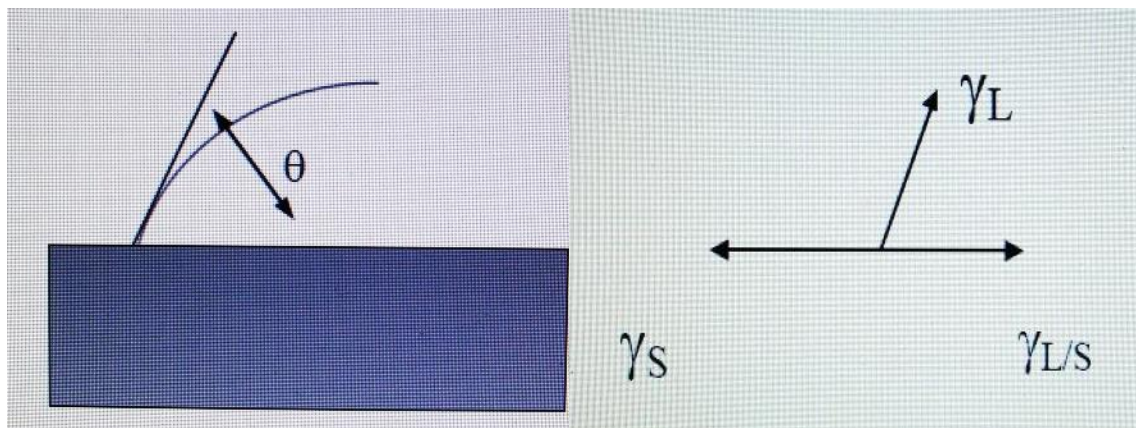


Figura 18

Esquema del ángulo de contacto, y de las tensiones que actúan en la línea de contacto entre sólido, líquido y aire.

Fuente: J. Torrent Burgués, Depto Ingeniería Química, FOOT-UPC, Terrassa. Medida de ángulo de contacto. 2013

Dónde: γ_L = energía superficial del líquido γ_S = energía superficial del sólido
 $\gamma_{L/S}$ = interfaz sólido líquido.

⁶⁰ J. Torrent Burgués, Depto. Ingeniería Química, FOOT-UPC, Terrassa. Medida de ángulo de contacto. 2013

Al hacer un corte vertical en el sistema en el punto en el que convergen las tres fases se forman tres ángulos que suman 360 grados el ángulo que se forma entre el líquido y la superficie del sólido es el que se conoce como **ángulo de contacto**. (Figura 19)

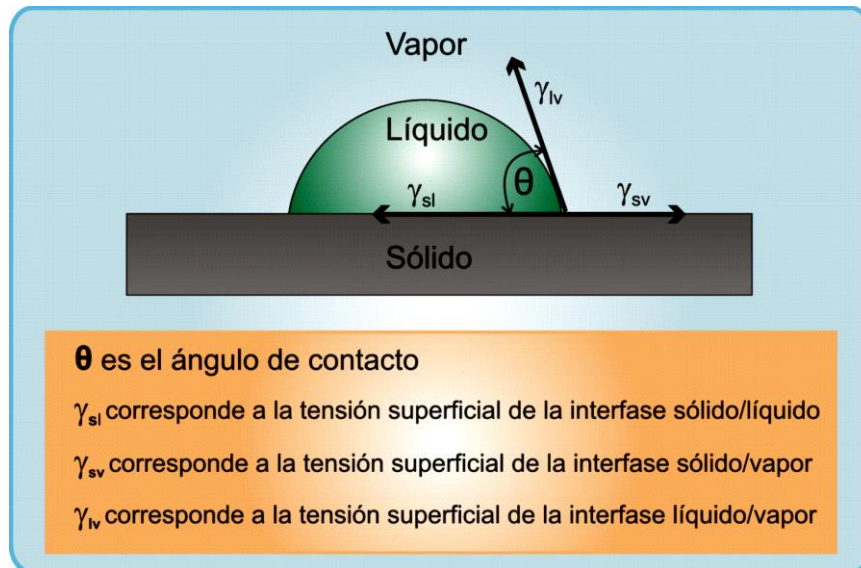


Figura 19

Esquema representando el ángulo formado entre la interfaz sólido/líquido y la interfaz líquido/vapor y el vértice en el que las tres interfaces se encuentran constituye el ángulo de contacto

Fuente: C. Díaz. Evaluación de propiedades fisicoquímicas de sustratos. Sedici.unlp.edu ar. 2011

Consolidando el ángulo de contacto como un parámetro fundamental para caracterizar las propiedades de hidrofiliidad, humectación y biocompatibilidad.

Definición de ángulo de contacto

Según Stephens (1996) el ángulo de contacto es un resultado directo de las fuerzas que actúan en la interfase y de la atracción del líquido por el sólido así mismo es el reflejo de la humectabilidad del sólido por el líquido es decir la facilidad con la que el líquido se esparce sobre la superficie del sólido. ⁶¹

Determinación del tipo de superficie mediante el ángulo de contacto

Una superficie en la cual una gota forma un ángulo de contacto mayor que 90° , es una superficie hidrofóbica. Esta condición implica que la mojabilidad, adhesividad y la energía superficial del sólido son bajas. ⁶¹

⁶¹ C. Díaz. Evaluación de propiedades fisicoquímicas de sustratos. Sedici.unlp.edu ar. 2011

En cambio si la superficie es hidrofílica se observará un ángulo de contacto menor a 90° y tanto la mojabilidad, adhesividad como la energía superficial del sólido serán altas. (Figura 20) ⁶¹

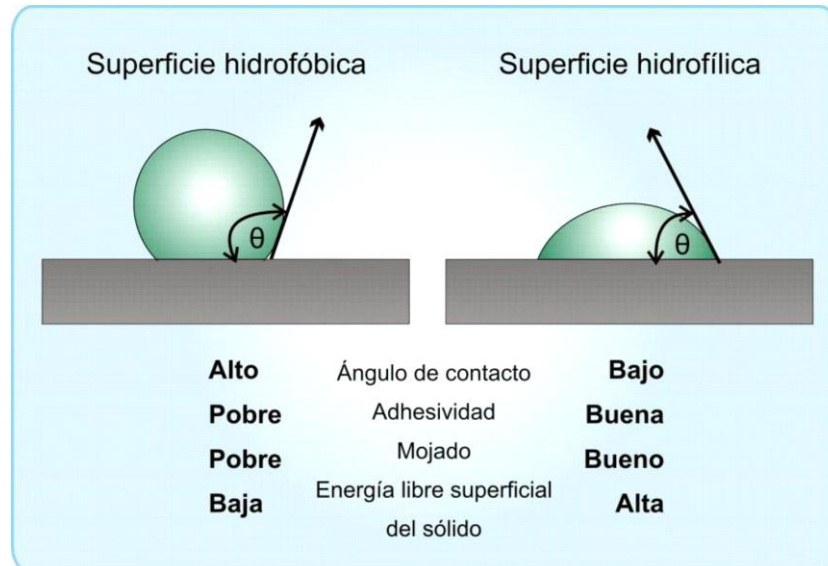


Figura 20

Fuente: C. Diaz. Evaluación de propiedades fisicoquímicas de sustratos. Sedici.unlp.edu ar. 2011

⁶¹ C. Diaz. Evaluación de propiedades fisicoquímicas de sustratos. Sedici.unlp.edu ar. 2011

2.6.1.4 Capilaridad

Definición: cuando un tubo fino se introduce en la superficie libre de un líquido el líquido asciende o desciende por el interior del tubo, debido a las fuerzas de tensión superficial y las fuerzas de contacto entre el líquido y las paredes del tubo; este fenómeno se denomina capilaridad. ⁶²

Ascenso y descenso capilar – formación de meniscos

La existencia de un ángulo de contacto explica el ascenso o descenso del líquido por el interior del tubo capilar. En la mayor parte de los líquidos las fuerzas de adherencia son mayores que las de cohesión.

Cuando un capilar se introduce en un determinado líquido si el líquido “**moja**” el ángulo de contacto es menor a 90 grados y por lo tanto se produce un ascenso del líquido por el tubo capilar.

Lo que da lugar a que la superficie libre del líquido adquiera una curvatura, formando el denominado menisco en este caso el menisco formado es **convexo** lo que indica que el líquido **moja** la pared del capilar. ⁶²

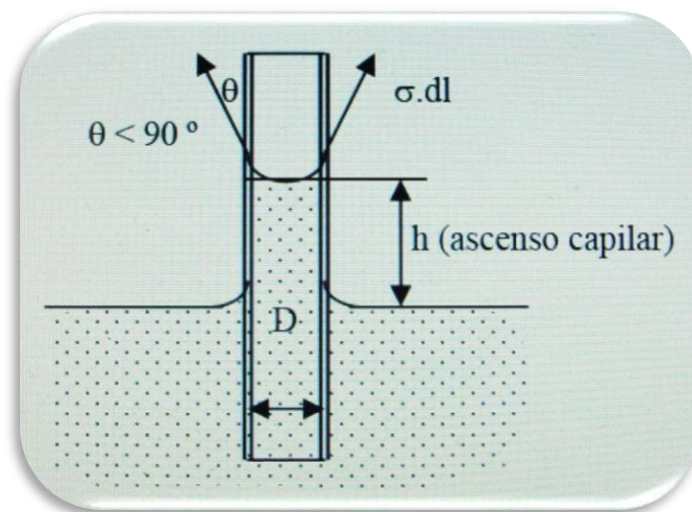


Figura 21

Fuente: Universidad de Oviedo. Area de mecánica de fluidos Escuela Politécnica Superior Guillermo Schulz, Curso de Complementos de Ingeniero Geólogo. Hidráulica. Los fluidos. <http://web.uniovi.es/Areas/Mecanica.Fluidos/>

Si el líquido “**no moja**” el ángulo de contacto es mayor a 90 grados y se produce un descenso del líquido por el tubo capilar. ⁶²

⁶² Universidad de Oviedo. Area de mecánica de fluidos Escuela Politécnica Superior Guillermo Schulz, Curso de Complementos de Ingeniero Geólogo. Hidráulica. Los fluidos. <http://web.uniovi.es/Areas/Mecanica.Fluidos/>

2.7 BARRO DENTINARIO (SMEAR LAYER)

2.7.1 Definición

El barro dentinario se define como una película compuesta por materiales orgánicos e inorgánicos que se forma en la superficie dentinaria a partir de los procedimientos de corte realizados con instrumentos manuales o rotatorios.

Esta película actúa como una barrera de difusión que disminuye la permeabilidad de la dentina y que algunos consideran un impedimento que debe ser removido para poder unir la resina al sustrato dentinario.⁶³

2.7.2 Composición

El componente orgánico lo forman restos de tejido necrótico, bacterias, células sanguíneas, fibras de colágeno de la dentina e incluso prolongaciones dentinoblásticas.

El componente inorgánico lo constituyen las virutas o partículas de los tejidos duros del diente, en este caso de dentina compuestas por hidroxiapatita que se desprenden durante la instrumentación y que unido a los fluidos orales y a los líquidos de irrigación forman una sustancia más o menos homogénea⁶⁴

2.7.3 Espesor y morfología

El barro dentinario es revelado por microscopia electrónica de barrido como una capa de residuos con un espesor de 0.5 hasta 2 micras con una estructura principalmente granular que cubre toda la dentina.

La morfología composición y espesor del barro dentinario son determinados por el tipo de instrumento y el método de irrigación que se usaron y por la localización del sustrato dental en que se formó.^{65, 66}

⁶³. Swift E. Jr., et al. "Denton/Enamel adhesives: Review of the literature". *Pediatric Dentistry*. 24(5): 451-456. 2002.

⁶⁴ URIBE J, PRIOTTO EG, CABRAL JR : Restauraciones para amalgama. Planificación operatoria y preparaciones cavitarias. En : Uribe J : Operatoria dental. Ciencia práctica. Madrid, Ediciones Avances Médico-Dentales, 1990: 99- 100.

⁶⁵ Mor JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth. *Pediatric Dentistry* 1997; 19(4): 246-252.

⁶⁶. Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. *J of Dent* 1987; 25(6): 441-458.

2.7.4 Smear plugs (tags de barro dentinario)

La presencia de barro dentinario en los túbulos dentinarios no se limita a ocluir la apertura sino que penetra algunos micrones dentro del túbulo a formar lo que se conoce como smear plugs o tags de barro dentinario.

De tal forma que el barro dentinario oblitera los túbulos dentinarios a través de sus prolongaciones que miden de 1 hasta 10 micrones de diámetro. (Figura 22)

Estos plugs son contiguos y aunque los residuos ocluyen los túbulos dentinarios el barro dentinario es poroso y en su estructura hay microcanales que permiten el paso del fluido dentinario.^{65, 66}

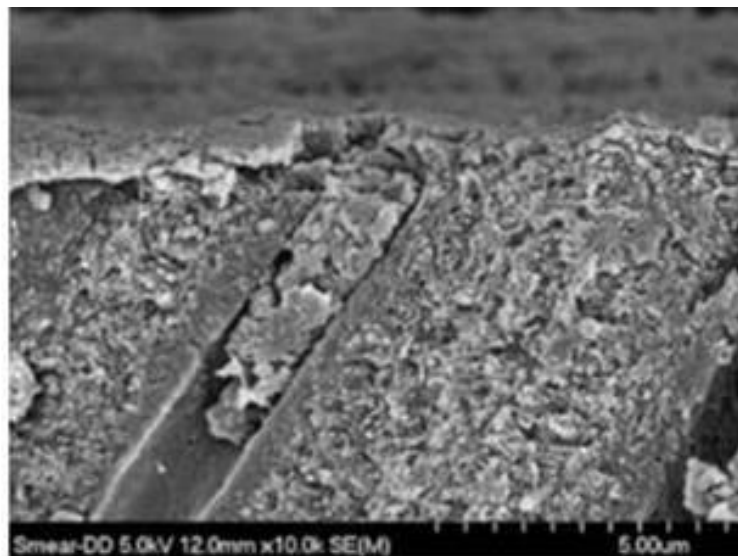


Figura 22

Fotografía electrónica de barrido En la figura se observa el barro dentinario y el taponamiento que produce en los túbulos dentinarios

Fuente: Perdigao, J. (2007). "New developments in dental adhesion". Dent Clin N Am.51 (2)

⁶⁵ Nor JE, Feigl RJ, Dennison JB, Edwards CA. SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth. *Pediatric Dentistry* 1997; 19(4): 246-252.

⁶⁶ Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. *J of Dent* 1987; 25(6): 441-458.

2.7.5 Modificación del barro dentinario

La capa de barro dentinario puede ser alterada o modificada por la acción de medios químicos o físicos, el uso de distintos compuestos van a producir modificaciones o eliminación del barrillo dentinario que describimos a continuación:

1.- Ácido Fosfórico: Al 37% produce un aumento de la permeabilidad de 10-15 veces ya que elimina el barro dentinario totalmente (113,114). Usado al 10% también produce el mismo efecto.

2.- Ácido poliacrílico: Usado durante 15 segundos lo elimina totalmente y además no produce daño secundario.^{67, 68,69}

2.8 CAPA HIBRIDA

2.8.1 Introducción

El término de capa híbrida fue propuesto por primera vez por Nakabayashi, para caracterizar la creación de la capa que se forma cuando la dentina es reforzada por la infiltración de resina.^{70, 71}

Esta capa es el resultado del proceso de difusión e impregnación de monómeros dentro de la sub superficie de la dentina pre tratada como sustrato y su polimerización.⁷⁰

⁶⁷ ALBERS HF: Técnicas de unión. En: Albers HF : Odontología Estética. Selección y colocación de materiales. Barcelona, Editorial Labor, 1988: 96-97.

⁶⁸ TOLEDANO M, SEGURA I: Mecanismos de acción de los distintos productos en el tratamiento de la superficie dentinaria. Arch Odontoestomatol, 1993; 9: 101-106.

⁶⁹ BITTER NC: The effect of 25% tannic acid on prepared dentin: a scanning electron microscope-methylene blue dye study. J Prosthet Dent, 1990; 64: 12-16.

⁷⁰ Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res 1982; 16: 265-273.

2.8.2 Concepto

La capa híbrida es una capa de intermezclado de la resina adhesiva con los componentes de la dentina previamente acondicionada.

Es decir una interacción o mejor llamada interpenetración de los polímeros con la dentina, en la que sobresale la característica de presentar una gran resistencia al ataque de agentes ácidos.^{70, 71}

El proceso de impregnación de la dentina con resina crea esta capa transicional que no es ni resina ni estructura dental, sino una mezcla de las dos produciendo de esta forma la creación de un híbrido.

La creación de una capa híbrida durable insoluble y resistente a los ácidos es fundamental para el proceso de adhesión a la estructura dental.^{72, 73,74}

2.8.3 Tratamiento de la superficie dentinaria para la obtención de la capa híbrida.

La remoción de barro dentinario por la acción de agentes ácidos como acondicionadores de la dentina y la consecuente preparación de las fibras colágenas de la dentina con productos que contienen monómeros hidrofílicos (primers), son dos pasos necesarios y muy importantes para poder generar las condiciones necesarias para establecer la creación de la capa híbrida.

La dentina es muy sensible a la técnica que genera estos dos pasos, la cual puede ser debilitada cuando ocurre una excesiva desmineralización ya sea porque la concentración de los ácidos sea muy alta o por un excesivo tiempo del ácido en contacto con la misma.^{75, 76, 77.}

⁷⁰. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res 1982; 16: 265-273.

⁷¹. Nakabayashi N. Bonding of restorative materials to dentin. The present status in Japan. Int Dent J 1985; 35:145-154.

⁷². Pashley DH. Dentin bonding: Overview of the substrate with respect to adhesive material. J Esthet Dent 1991; 3(2): 46-50.

⁷³. Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissues. Quintessence Publishing, Co., Chicago, 1998: 1-170.

⁷⁴. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpo-dentin complex. Oper Dent 1992; 17: 224-242.

⁷⁵. Ariño p. "Adhesivos Dentales del Nuevo Milenio: "La Membrana Adhesiva". Industria y Profesiones Nº 110. Septiembre 2000. Ciencia. www.gacetadental.com

⁷⁶. Bouillaguet S., Gysi P., Wataha J. C., et.al. "Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems" Journal of Dentistry 29: 55-61. 2001.

⁷⁷. Arroyo S., Martínez J. "Un Adhesivo Autograbadador: XENOIII" Unidad de Patología y Terapéutica Dental. Universidad de Barcelona. Mayo 2003.

La función primordial del ácido es generar la exposición de colágeno de la dentina por remoción de la hidroxiapatita donde la profundidad de la descalcificación depende mucho del tipo de ácido, concentración y el tiempo de aplicación del agente acondicionador.

Cuando se aplican ácidos muy fuertes por mucho tiempo no nada más se remueve la capa de barro dentinario y los tags de la dentina, sino que se produce una excesiva desmineralización de la dentina intertubular en zonas más profundas de las deseadas.

Una mayor concentración de ácido o una exposición por más tiempo del ácido sobre la superficie de la dentina no se traduce en mayor infiltración o mejor adhesión.

Existen dos formas distintas en las que se puede definir la descalcificación que producen los acondicionadores del sustrato dentinario:

- Modo I: Ocurre cuando la descalcificación de la dentina peritubular se limita a la apertura del túbulo, causando un ligero ensanchamiento de su dimensión original.
- Modo II: Se presenta cuando la dentina peritubular y la dentina intertubular, son desmineralizadas desde adentro de la apertura de los túbulos dentinarios.
75,76,77

2.8.4 Mecanismos de formación de la capa híbrida

1.- La capa de barro dentinario se remueve por medio de la aplicación de ácidos o agentes quelantes del calcio que descalcifican la capa superficial de dentina a cierta profundidad.

2.- La descalcificación de la dentina intertubular expone un residuo proteínico de fibras de colágeno, la matriz de colágeno se encuentra normalmente sostenida por fracciones inorgánicas que una vez que se descalcifican pueden causar el colapso de las fibras de colágeno. 75, 76,77

⁷⁵. Ariño p. "Adhesivos Dentales del Nuevo Milenio: "La Membrana Adhesiva". Industria y Profesionales Nº 110. Septiembre 2000. Ciencia. www.gacetadental.com

⁷⁶. Bouillaguet S., Gysi P., Wataha J. C., et.al. "Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems" *Journal of Dentistry* 29: 55-61. 2001.

⁷⁷. Arroyo S., Martínez J. "Un Adhesivo Autograbadador: XENOIII" Unidad de Patología y Terapéutica Dental. Universidad de Barcelona. Mayo 2003.

3.- La efectiva aplicación de primers que contienen monómeros hidrofílicos, pueden alterar o modificar el posicionamiento de las fibras de colágeno, así como su elasticidad y humectabilidad en una manera tal que favorezca una mejor penetración de las resinas adhesivas

4.- La aplicación de monómeros ensancha los espacios interfibrilares del colágeno levantando una maraña de fibras de colágeno para mantener y sostener su nivel original.

5.- Los monómeros hidrofílicos actúan como receptores para la copolimerización de la resina adhesiva que será aplicada posteriormente y que resulta en una interunión entre el colágeno de la dentina y el material restaurador formando la capa híbrida.^{75, 76,77}

2.8.5 Espesor de capa híbrida

Diversas investigaciones han dado valores del grosor de la capa híbrida fluctuando entre 3 a 8 micras, considerándose como espesor promedio 4 a 5 micras (23, 19, 31).

⁷⁵. Ariño p. "Adhesivos Dentales del Nuevo Milenio: "La Membrana Adhesiva". Industria y Profesionales N° 110. Septiembre 2000. Ciencia. www.gacetadental.com

⁷⁶. Bouillaguet S., Gysi P., Wataha J. C., et.al. "Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems" *Journal of Dentistry* 29: 55-61. 2001.

⁷⁷. Arroyo S., Martínez J. "Un Adhesivo Autograbador: XENOIII" Unidad de Patología y Terapéutica Dental. Universidad de Barcelona. Mayo 2003.

2.9 RESINAS COMPUESTAS

La era de las resinas modernas empieza en 1962 cuando el Dr. Ray. L. Bowen desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta, la principal innovación fue la matriz de resina de Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) y un agente de acoplamiento o silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno.

Desde ese entonces las resinas compuestas han sido testigo de numerosos avances y su futuro es aún más prometedor, ya que se están investigando prototipos que superarían sus principales deficiencias, sobre todo para resolver la contracción de polimerización y el estrés asociado a esta.

En la actualidad los materiales estéticos mayormente utilizados en la clínica odontológica son los cementos de ionómero de vidrio y las resinas compuestas, pero son estas últimas las de mayor uso debido a que logran una buena mimetización con las estructuras dentarias y un muy buen pulido y por lo tanto una mejor estética sobre todo en el sector anterior de la boca.

Se utilizan como sellantes de fosas y fisuras, restauraciones del sector anterior y posterior de la boca, restauraciones provisionales, en restauraciones radiculares, sellado de apisectomías, para cementación de pernos, coronas, puentes y restauraciones estéticas indirectas^{78,79}

2.9.1 Definición

Un material de resina compuesta ha sido definido como la combinación tridimensional de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, unidos entre sí por un agente de enlace, con una clara interfase separando los componentes^{80,81}

Por lo tanto las resinas compuestas dentales contienen una mezcla de partículas inorgánicas duras unidas por una matriz resinosa suave y por ello se componen básicamente de tres fases: (Figura 23)

⁷⁸ . Barrancos M. "Operatoria Dental". 3º Edición. Editorial Médica Panamericana. Argentina, 1999. 1176p. Págs. 567-578, 609-634, 657-690. Cap. 17,19,21,22.

⁷⁹ . Ribera C., Quevedo E., Bader M. "Análisis comparative in vitro de las propiedades físicas mecánicas de dos resinas compuestas de reciente aparición v/s su antecesora". Rev. Fac. Odontología. U. de Chile. 18:25-33.2000.

⁸⁰ . Jaque V.. "Análisis comparativo in-vitro de la resistencia al cizallamiento de restauraciones de resina compuesta realizadas con la resina de enlace Single Bond polimerizando y no polimerizando la primera capa de aplicación". U. de Chile. Santiago de Chile, 2001

⁸¹ . Peutzfeldt A. "Resin composite in dentistry: the monomer systems". Eur J Oral Sci 105: 97-116. 1997.

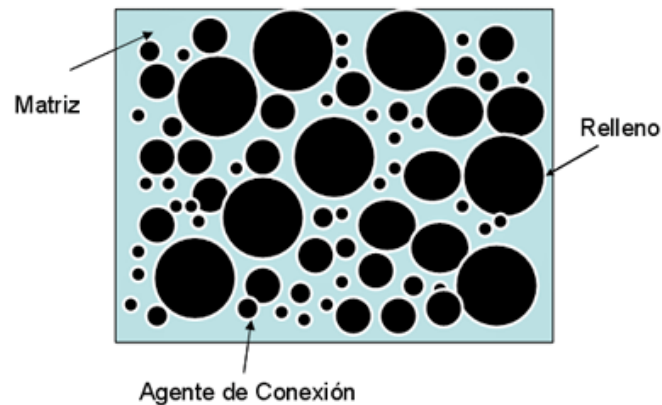


Figura 23

Componentes fundamentales de las resinas compuestas. Esquema general donde puede verse la matriz de resina, las partículas de relleno y el agente de conexión.

Fuente: Acta odontológica venezolana. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas 2008

2.9.1.1 Fase orgánica o Matriz resinosa: La matriz de las resinas compuestas en la mayoría de las veces está constituida de monómeros que son diacrilatos alifáticos o aromáticos siendo el Bis – GMA (Bis fenol glicildil metacrilato) y el UDMA (uretano dimetil metacrilato) los mas utilizados.

Además de estos componentes la matriz resinosa posee monómeros diluyentes necesarios para disminuir la viscosidad de los monómeros (Bis-GMA y UDMA) que poseen alto peso molecular.⁷⁹

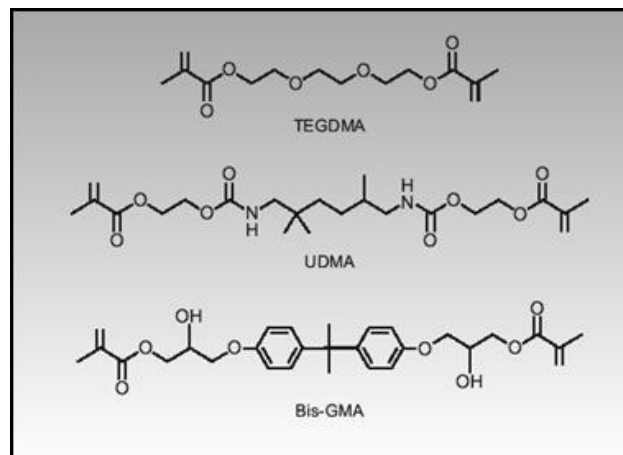


Figura24

Fuente: información científica, Filtek tm P90, 3M ESPE, página 4

⁷⁹ Ribera C., Quevedo E., Bader M. "Análisis comparative in vitro de las propiedades físicas mecánicas de dos resinas compuestas de reciente aparición v/s su antecesora". Rev. Fac. Odontología. U. de Chile. 18:25-33.2000.

2.9.1.2 Relleno inorgánico: Representado por partículas inorgánicas que se agregan en forma dispersa a la matriz resinosa con el objeto de mejorar sus propiedades físicas y mecánicas.⁷⁹

Originalmente se utilizó partículas de cuarzo de forma irregular de gran tamaño (30 a 50 micras) y dureza. Posteriormente se utilizó partículas de sílice coloidal esféricas de entre 0.02 a 0.04 micras de diámetro así como también se reemplazó el cuarzo por Borosilicato, Estroncio o Circonio.

También se ha incluido Silicato de litio y Aluminio y diversos vidrios de de aluminosilicatos, actualmente los rellenos más usados son vidrio de bario, zinc e itrio.^{79,80}

2.9.1.3 Agente de acoplamiento cobertura : Es evidente que para tener un comportamiento mecánico adecuado del material debe haber una buena unión entre la matriz y el relleno, esto es necesario no solo para lograr las mejores propiedades mecánicas sino también para evitar que penetre agua en la interfase matriz-relleno.

El agente de acoplamiento cubre el sustrato inorgánico y actúa como elemento de unión química a la matriz orgánica otorgando cohesión al material.⁸¹

Los más utilizados son los compuestos órgano-silanos que son moléculas con doble polaridad es decir bifuncionales ya que pueden reaccionar mediante enlaces de tipo covalente con la superficie orgánica y por enlaces iónicos a la superficie inorgánica de esta manera este organo-silano une químicamente el relleno reforzado a la matriz resinosa⁸²

Los órgano – silanos por ser moléculas bipolares también poseen grupos metacrilatos los cuales forman conexiones covalentes con la resina en el proceso de polimerización, ofreciendo una adecuada interfase resina - partícula de carga⁸³

⁷⁹ . Ribera C., Quevedo E., Bader M. "Análisis comparativo in vitro de las propiedades físicas mecánicas de dos resinas compuestas de reciente aparición v/s su antecesora". Rev. Fac. Odontología. U. de Chile. 18:25-33.2000.

⁸⁰ . Castro P.: "Análisis comparativo in Vitro de la resistencia adhesiva de cuatro resinas compuestas con sus os". U. de Chile. Santiago de Chile.2002

⁸¹ . Craig R. "Materiales Dentales Restauradores". 7º Edición. Editorial Mundi S.A.I.C. y F. Argentina, 1988. 570p. Págs. 237-266. Cap. 10.

⁸² . Peutzfeldt A. "Resin composite in dentistry: the monomer systems". Eur J Oral Sci 105: 97-116. 1997.

⁸³ Luiz Narcizo Baratieri , Marcelo Chain Restauraciones estéticas con resina compuesta en dientes posteriores ; Sau Paulo : Artes Medicas 2001. Capitulo 2 Pag 12-20.

2.9.2 SISTEMAS DE ACTIVACIÓN

La tasa de conversión polimérica ósea la cantidad de monómeros convertidos en polímeros es un proceso muy importante una vez que repercute directamente sobre las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas.

Los sistemas de activación responsables por la conversión polimérica actualmente utilizados son: el calor (termopolimerizables), la luz visible azul (fotopolimerizables) y componentes químicos (autopolimerizables).

El sistema de activación fotopolimerizable ofrece polimerización de buena calidad y se tornó el más popular en lo que se refiere a las restauraciones directas es el sistema fotopolimerizable el cual resulta en una cura uniforme de la matriz resinosa.

Las resinas compuestas fotopolimerizables son más estables con relación al color con respecto a las autopolimerizables debido al hecho de poseer menos aminas terciarias residuales presentes, las que son probablemente las mayores causas de decoloración vista en resinas compuestas.⁸³

2.9.3 CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Existen varias formas de clasificar las resinas compuestas y muchos son los sistemas de clasificación siendo el más usual el que las clasifica de acuerdo a la carga utilizada.

Este tipo de clasificación permite una generalización que es muy popular ósea la clasificación de los composites en tres tipos esenciales: macropartículas, micropartículas e híbridas. (Figura 25)

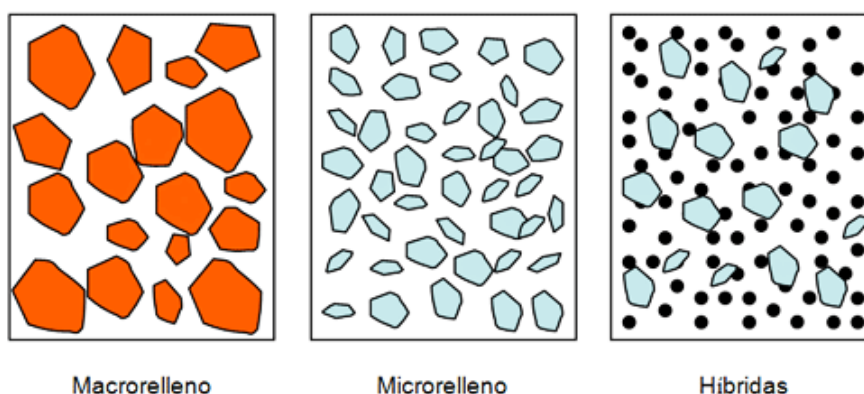


Figura 25

Fuente: Acta odontológica venezolana. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas.2008

⁸³ Luiz Narcizo Baratieri , Marcelo Chain Restauraciones esteticas con resina compuesta en dientes posteriores ; Sau Paulo : Artes Medicas 2001. Capitulo 2 Pag 12-20.

Siendo que las macropartículas poseen grandes partículas de vidrio o cuarzo mientras las macropartículas poseen pequeñas partículas de sílica, las híbridas a su vez poseen dos partículas mezcladas variablemente.⁸³

2.9.3.1 Resinas Compuestas Tradicionales de macropartículas o Macrorrelleno:

Estas resinas contenían una carga inorgánica de partículas grandes con tamaños que fluctuaban entre 1 a 100 micras, las que eran preparadas por molido. Debido a esta producción de tipo mecánico, las primeras partículas tenían una forma poliédrica irregular. (Figura 26)

Estas primeras resinas compuestas tenían un alto porcentaje de relleno de cuarzo, que alcanzaba al 70% u 80% en peso (50% en volumen), esto le proporcionó un aumento de la resistencia mecánica y una disminución de la contracción de polimerización en relación con las resinas acrílicas.

Sin embargo esto también se tradujo en una excesiva dureza superficial y gran dificultad para abrasionar las partículas de relleno en el pulido, lo que implicaba restauraciones con superficies irregulares que facilitaban el depósito de placa bacteriana.⁸³

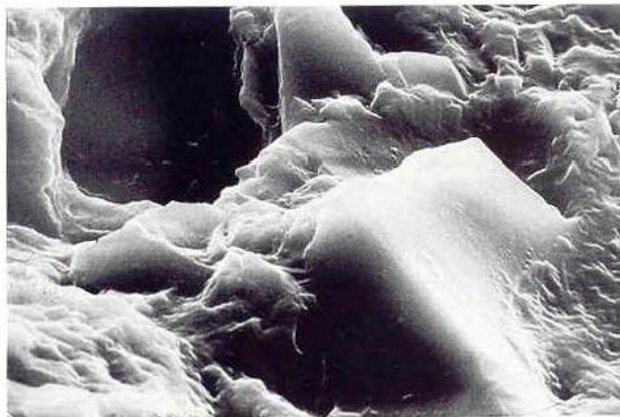


Figura 26

Fotomicrografía de la superficie de una resina convencional evidenciando una macropartícula de cuarzo
Fuente: (Karl Leinfelde)

Consideraciones clínicas: Debido a las grandes dimensiones de las partículas de carga los composites de macropartículas presentan deficiencias relacionadas a la rugosidad superficial.

⁸³ Luiz Narcizo Baratieri , Marcelo Chain Restauraciones estéticas con resina compuesta en dientes posteriores ; Sau Paulo : Artes Medicas 2001. Capitulo 2 Pag 12-20.

Las resinas de macropartículas son difíciles de pulir pues hay un desgaste preferencial de la matriz resinosa originando una prominencia de las grandes partículas de carga más resistentes.⁸³

La rugosidad también ocurre con más facilidad una vez que cuando una partícula se desprende ocasionando la formación de pequeños cráteres hecho que influye de sobre manera en el brillo superficial y en la susceptibilidad de las manchas.⁸³ (Figura 27)

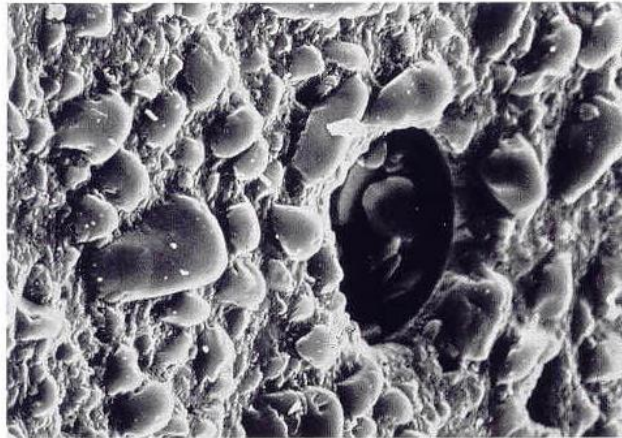


Figura 27

En el proceso de acabado y pulido el desprendimiento de una macropartícula forma pequeños cráteres que perjudican significativamente la lisura superficial y se forman nichos retentivos
Fuente: (Karl Leinfelde)

2.9.3.2 Resinas Compuestas de Micropartículas o de Microrelleno

Por causa de las desventajas de las resinas compuestas de macropartículas principalmente debido a su pobre poder de pulido, surgieron las resinas de micropartículas.

Cuya carga esta compuesta de sílica pirogenica (ceniza) o sílica coloidal y son aproximadamente 300 veces menor que una partícula de cuarzo en una resina compuesta tradicional siendo por lo tanto del orden de 0.04 micras.

En las resinas compuestas de micropartículas, con partículas pre polimerizadas la composición de la matriz y de la carga es básicamente la misma, lo que hace que estos materiales obtengan una superficie mucho más pulida y de mayor durabilidad que las macropartículas cuando son adecuadamente pulidas.⁸³ (Figura 28)

⁸³ Luiz Narcizo Baratieri , Marcelo Chain Restauraciones esteticas con resina compuesta en dientes posteriores ; Sau Paulo : Artes Medicas 2001. Capitulo 2 Pag 12-20.

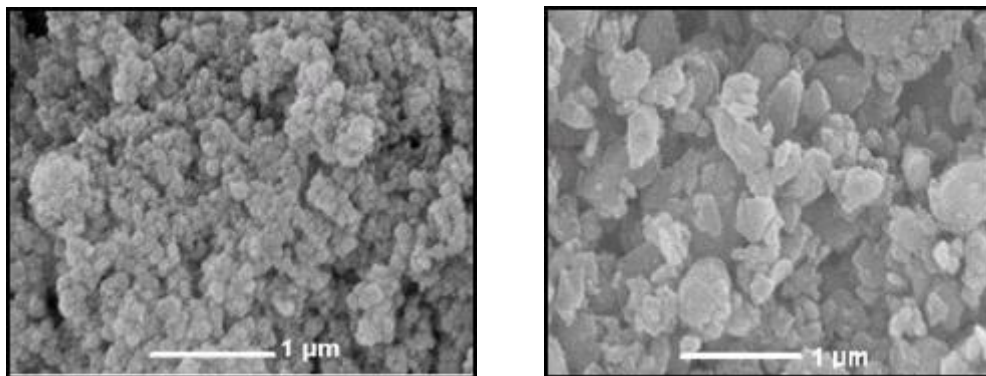


Figura 28

Microrelleno de dióxido de silicio (izquierda) y de vidrio de silicato de aluminio bario (derecha) Fuente: Tetric ceram, información científica, ivoclar vivadent, pagina 4 – 5

Consideraciones clínicas: Esta clase de materiales posee ventajas sobre las resinas convencionales una vez que permiten un mayor grado de pulido.

A pesar de comportarse muy bien en la región anterior donde las tensiones masticatorias son relativamente pequeñas presentan problemas cuando son aplicadas a nivel de la región posterior.

Las micropartículas poseen un grado de pulido imbatible confiriendo alta estética a la restauración, esto ocurre una vez que las partículas de carga inorgánica son menores que las partículas de los dispositivos abrasivos utilizadas para el pulido y acabado lo que hace que las micropartículas sean removidas en forma conjunta con la matriz resinosa que la circunda.⁸³

Contracción de polimerización: La contracción de polimerización de estas resinas es levemente mayor que las de macropartícula. La contracción de polimerización desencadena fallas marginales generando un efecto visual de líneas blancas indicando fallas en los bordes.⁸³

2.9.3.3 Resinas Compuestas Híbridas

Son composites que como el propio nombre sugiere poseen tanto micro como macropartículas de carga con características de ambas. Macropartículas optimizadas con tamaños que varían en 1 a 15 micras y micropartículas de alrededor de 0.04 µm.⁸³

⁸³ Luiz Narcizo Baratieri , Marcelo Chain Restauraciones esteticas con resina compuesta en dientes posteriores ; Sau Paulo : Artes Medicas 2001. Capitulo 2 Pag 12-20

Las resinas compuestas híbridas modernas consisten en su mayoría de aproximadamente 10 a 20 % en peso de macropartículas de sílica coloidal.

Totalizando un porcentaje de carga entre 75 y 80 % en peso, tomando en cuenta que las micropartículas pueden ser añadidas a la composición en su forma pura en partículas prepolimerizadas o en aglomerados.⁸³ (Figura 29)

Este refuerzo proporcionado por la precisa combinación de macro y micropartículas confiere propiedades únicas y superiores a estos materiales ya que mejora la transferencia de tensiones entre las partículas en el composite.

Osea con el aumento en el porcentual de carga la distancia entre partícula y partícula disminuye aliviando la tensión en la matriz resinosa y consecuentemente mejorando la resistencia de la resina.⁸³

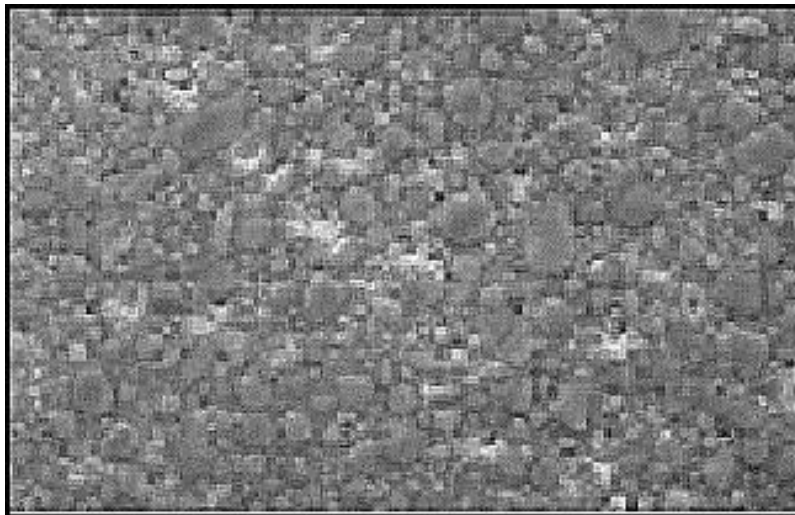


Figura 29

Matriz resina híbrida, Filtek Z250, partículas redondas de zirconio/sílice sintético, distribución del tamaño de partículas es de 0,01 a 3,5 micrómetros, tamaño promedio 0,6 micrómetros

Fuente: Filtek™ Z250 restaurador universal, perfil técnico - 3M ESPE

Además de esto la incorporación de macropartículas endurece la matriz resinosa lo que aumenta la fuerza cohesiva de la matriz dificultando la propagación de grietas.⁸³

⁸³ Luiz Narcizo Baratieri , Marcelo Chain Restauraciones estéticas con resina compuesta en dientes posteriores ; Sau Paulo : Artes Medicas 2001. Capítulo 2 Pag 12-20

2.9.3.4 Resinas de nano partículas

La nano tecnología denominada también tecnología molecular en odontología es aplicada en los materiales dentales, específicamente en los composites al ser incorporadas partículas de escala manométrica a manera de relleno junto con partículas de tamaño de un micrón.

Los nanocomposites poseen partículas entre 20 a 60 nanometros, son de forma esférica despuestos de forma dispersa.⁸³ (Figura30)

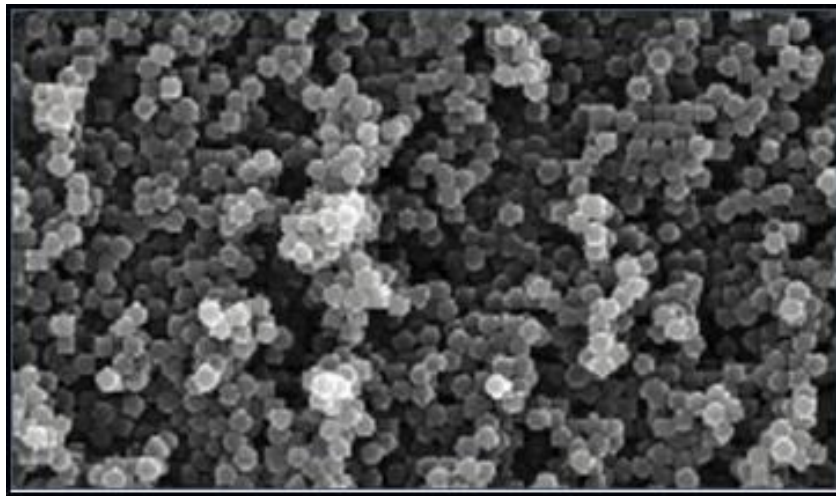


Figura 30: Nanopartículas

Fuente: http://www.odontologos.com.co/proveedores_afiliados/voco/voconews/voconews.htm

Los composites de nanopartícula poseen una menor contracción de polimerización, debido a que en su composición existe mas carga orgánica con una menor cantidad de matriz, responsable de esta contracción.

Las nanopartículas por su tamaño no reflejan la luz, las ondas de luz las atraviesan sin reflejarse en ellas así adicionadas a los composites no alteran su opacidad ni translucidez.⁸³

⁸³ Luiz Narcizo Baratieri , Marcelo Chain Restauraciones esteticas con resina compuesta en dientes posteriores ; Sau Paulo : Artes Medicas 2001. Capitulo 2 Pag 12-20

2.10 ADHESIVOS

Durante las últimas décadas la evolución de las técnicas de adhesión ha transformado el panorama de la práctica odontológica.

En la actualidad la mayor parte de las restauraciones directas e indirectas son adheridas a la estructura dental en lugar de cementarlas o retenerlas mecánicamente.

La evolución de los adhesivos dentales tradicionalmente se ha presentado a través de generaciones siendo una de las características para diferenciar la forma de presentación.

2.10.1 Clasificación:

2.10.2 Adhesivos de primera generación:

Estos fueron los primeros adhesivos que aparecieron en el mercado, el primer antecedente histórico es del año 1951 con el adhesivo Sevriton (ácido glicerofosfórico-dimetacrilato) que no era estable en medio húmedo.^{84,85}

Eran adhesivos utilizados para pequeñas restauraciones clase III y clase V, siendo las cavidades similares a las utilizadas para amalgama.

En el uso de estos adhesivos dentinarios no se trataba la dentina con ácidos, vale decir no se eliminaba la capa de barro dentinario y estaban constituidos por resinas hidrofóbicas que eran en gran medida afectadas por la humedad de la cavidad oral.⁸⁶

2.10.3 Adhesivo de segunda generación:

Estos adhesivos intentaron usar el barro dentinario como superficie de unión, la mayoría de estos materiales fueron ésteres halofosforosos de resina sin relleno tales como Bis-GMA (Bisfenol A Glicidil dimetacrilato) o HEMA (hidroxietil metacrilato).^{84,86}

⁸⁴. Barkmeier W., Hammesfahr P., Latta M. "Bond Strength of Composite to Enamel and Dentón Using Prime & Bond 2.1". Oper. Dent. 24(1):51-56. 1999.

⁸⁵. Ariño p. "Adhesivos Dentales del Nuevo Milenio: "La Membrana Adhesiva". Industria y Profesiones N° 110. Septiembre 2000. Ciencia. www.gacetadental.com

⁸⁶. Swift E., Perdigao J., Heymann H. "Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995". Quintessence International 26 (2): 95-110. 1995.

La adhesión a la estructura mineralizada de la pieza dentaria ocurría a través de una reacción iónica entre los grupos fosfatos que tienen carga negativa y el calcio que posee carga positiva.

Posteriormente se evidenció que la humedad hidrolizaba esta unión, motivo por el cual los valores de resistencia logrados con estos adhesivos sólo eran del orden de 6 a 10 Mpa.

Las fuerzas de unión en este rango son consideradas demasiado débiles para neutralizar la contracción de polimerización de la resina compuesta.^{84,86}

2.10.4 Adhesivos de tercera generación

Con el concepto de grabado ácido total se desarrolló un acondicionador dentinario en conjunto con el agente de unión, estos son los adhesivos de tercera generación que eliminaban o modificaban la capa de barro dentinario superficial logrando la penetración de la resina en la dentina, buscando unión micromecánica en vez de química.

Estos adhesivos dentinarios fueron generalmente más efectivos que sus predecesores en la reducción de la microfiltración en los márgenes diente-restauración.⁸⁶

Lograron mayor humectabilidad y adhesión a la dentina con valores de resistencia que variaban entre 10 a 18 Mpa y disminución de la sensibilidad postoperatoria.

Sus principales características de esta generación es que eliminaban la capa de barro dentinario y que se componen de resinas hidrofílicas. (Scotchbond II 3M)⁸⁶

2.10.5 Adhesivos de cuarta generación

Se caracterizan por la formación de la llamada capa híbrida, que se basa en la impregnación y difusión de la resina de enlace en la dentina descalcificada.⁸⁷

Propios de esta generación de adhesivos son los conceptos de grabado total y adhesión sobre dentina húmeda, estos adhesivos pueden ser autopolimerizables, fotopolimerizables o duales.⁸⁷

⁸⁴. Barkmeier W., Hammesfahr P., Latta M. "Bond Strength of Composite to Enamel and Dentón Using Prime & Bond 2.1". Oper. Dent. 24(1):51-56. 1999

⁸⁶. Swift E., Perdigo J., Heymann H. "Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995". Quintessence International 26 (2): 95-110. 1995.

⁸⁷. Al-Ehaideb A., Mohammed H. "Microleakage of one bottle Dentín Adhesives". Op. Dent. 26: 172-175. Marzo 2001

Presentan una alta adhesión, dando valores de resistencia adhesiva del orden de 16 a 23 Mpa, y presentan una baja sensibilidad postoperatoria. (Scotchbond MP 3M)⁸⁷

2.10.6 Adhesivos de quinta generación

En la década de 1990 esta generación inicia el “sistema de un frasco” combinando el primer y el adhesivo dentro de una solución, aplicado después del grabado de esmalte y dentina con ácido fosfórico.

Permitiendo la formación de las interdigitaciones de resina y de la capa híbrida creando una retención micromecánica de la resina al sustrato desmineralizado lo cual demostró valores de resistencia de unión tanto a esmalte como a dentina de aproximadamente 29 MPa. (Single Bond 3M)⁸⁸

2.10.7 Adhesivos de sexta generación

Incorporan en su composición una resina acida que al ser aplicada sobre el sustrato dentario disuelve el barro dentinario, el resultado es un tejido desmineralizado e infiltrado simultáneamente con el adhesivo. Permitiendo la unión directamente sobre el barro dentinario que cubre la dentina.

Todo esto se lleva a cabo en un solo paso operatorio es decir se eliminan los pasos clínicos de grabado y enjuague, con lo que se evita el riesgo de colapso de las fibras colágenas.⁸⁹

2.10.8 Adhesivos de séptima generación

Estos adhesivos dieron el salto de los sistemas previos multicomponentes hacia el más racional de un solo frasco fácil de usar simplificando la utilización de dos componentes en comparación a la sexta generación reduciéndolos a un sistema de un solo componente y de un solo frasco.⁹⁰

La ventaja inherente de los agentes de adhesión autograbadores es que graban y depositan el iniciador al mismo tiempo, con este procedimiento es muy posible que se eviten los vacíos en las zonas donde la sustancia inorgánica ha sido retirada mediante el grabado ácido.

⁸⁷. Al-Ehaideb A., Mohammed H. “Microleakage of one bottle Dentín Adhesives”. Op. Dent. 26: 172-175. Marzo 2001.

⁸⁸ Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, VanEnde A, Neves A et al. Relationship between bond-strengthtests and clinical outcomes. Dent Mater 2010; 26: 100-121.

⁸⁹. Moura S, Reis A, Pelizzaro A, Dal-Bianco K, LoguercioAD, Arana VE et al. Bond strength and morphology of enamel using self-etching adhesive systems with differentacidities. J Appl Oral Sci 2009; 17(4): 315-325.

En consecuencia la posibilidad de que haya una reducción a largo plazo de la fuerza de unión se disminuye considerablemente.

La segunda ventaja para la rápida aceptación de estos materiales esta relacionada con la sensibilidad postoperatoria que se les atribuye que es poca o nula.⁹⁰

2.11 IONÓMERO DE VIDRIO

Los ionómeros fueron descritos por primera vez hace 40 años por Wilson y Kent desde ese entonces se han realizado numerosos estudios e intentos para mejorar sus propiedades mecánicas.

Fue patentado en 1969 y los primeros resultados de las investigaciones fueron publicados en 1972 en el British Dental Journal con el título de “Un nuevo cemento translúcido”.^{91,92}

De acuerdo con las indicaciones de Mc Lean y otros investigadores los ionómeros pueden ser clasificados en forma sencilla en ionómeros convencionales y ionómeros modificados con resina.⁹¹

El ionómero de vidrio es uno de los materiales más utilizados en el área de rehabilitación oral y actualmente es el material de elección como base intermedia debido a su adhesión a la estructura dentaria y a su efecto anticariogénico además de su comportamiento mecánico⁹³

⁹⁰ C.D. Omar J Neira Colchado .Adhesivos dentales autograbadores “mas que un solo paso”. Cariologia.Universidad Nacional Federico Villarreal “ 2004.

⁹¹ . Henostroza G. Adhesión en Odontología rrestauradora. Ed. Ripano. 2da Edición. Madrid; 2010.

⁹² Raggio DP, Bonifacio CC, Bönecker M, Imparato JC, Gee AJ, Amerongen WE. Effect of Insertion Method on Knoop Hardness of High Viscous Glass Ionomer Cements. Braz. Dent. J. 2010; 21(5): 439-45

⁹³ Anusavice KJ. Ciencia de los materiales dentales. 11a. ed. España: Elsevier; 2008.

Su elevado módulo elástico y su coeficiente de expansión térmica son similares a los de la dentina, lo que le da una rigidez similar a ella.⁹⁴

Por la liberación de fluoruros se consideran como uno de los materiales más completos del arsenal restaurador, también catalogados como “materiales inteligentes” por su capacidad de prevenir la caries secundaria.⁹⁵

Estas condiciones serán propicias si se realiza una correcta manipulación del material y un pulido adecuado, debido a que se incrementará la liberación del fluoruro durante un periodo de 12-18 semanas. Tanto el esmalte como el cemento pueden absorber cantidades sustanciales de flúor gracias al íntimo contacto molecular que facilita el intercambio de fluoruros.⁹⁶

2.11.1 Definición

El término de ionómero de vidrio se encuentra reservado para aquel material que presenta dentro de sus compuestos al vidrio como base y un polímero ácido que en presencia de agua, establece una reacción ácido - base por medio de una unión sólida de estos dos componentes.

Así mediante esta integración sólida le proporciona al material la característica adhesiva que le permite una integración adecuada con la estructura dentaria ya que su rigidez es muy similar a la dentina.⁷⁸

⁹⁴ Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Arte y ciencia de la odontología conservadora. 5ª. ed. España: Elsevier; 2007. [8] Barrancos J. Operatoria dental. Integración Clínica. 4ª. Ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2008.

⁹⁵ Hidalgo R, Méndez M. Técnica Sándwich con acondicionamiento ácido selectivo empleando ionómeros. Acta Odontol Venez. 2009; 39(3): 1-24.

⁹⁶ Berástegui J, Dolset M, Solans R. Estudio piloto del pulido de ionómeros de vidrio mediante microscopio Electrónico de barrido. 2010. Disponible en: <http://gbsystems.com/papers/general/art5.htm>

⁷⁸ Barrancos M. “Operatoria Dental”. 3º Edición. Editorial Médica Panamericana. Argentina, 1999. 1176p. Págs. 567- 578, 609-634, 657-690. Cap. 17,19,21,22.

2.11.2 Composición del ionómero de vidrio convencional

Como todo cemento dental el ionómero se basa en una reacción ácido - base y en la formación de una sal de estructura nucleada, lo que significa que todo ionómero debe presentar dos componentes: un polvo (base) compuesto por un vidrio y un líquido (ácido) constituido por una suspensión acuosa de ácidos policarboxílicos (denominados polialquenoicos).⁷⁸

En estos últimos años se ha intensificado el mejoramiento de los ionómeros convencionales, surgiendo los denominados “ionómeros vítreos de alta densidad”, materiales de muy alta viscosidad o consistencia cuyos vidrios han sido mejorados (no contienen calcio si no zirconio)

Reduciendo sus tiempos de trabajo y fraguado, mejorando notablemente sus propiedades físicas, químicas, y mecánicas al extremo de emplearlos rutinariamente en procedimientos preventivos y de inactivación de la caries dental y en técnicas manuales no invasivas como los tratamientos restauradores atraumáticos.⁷⁸

Polvo (vidrio)

- Vidrio de Aluminio- Silicato de Calcio y Sodio
- Fluoruros de Aluminio y Calcio

Líquido (ácido)

Solución acuosa de un ácido polialquenoico:

- Agua
- Ácido Poliacrílico
- Ácido Itacónico
- Ácido Tartárico
- Ácido Maleico⁹⁷

⁷⁸ Barrancos M. “Operatoria Dental”. 3º Edición. Editorial Médica Panamericana. Argentina, 1999. 1176p. Págs. 567- 578, 609-634, 657-690. Cap. 17,19,21,22.

⁹⁷ Acta Odontológica Venezolana Universidad Central de Venezuela Facultad de Odontología, 2013

El líquido del ionómero es una solución acuosa al 40 - 45% de ácidos polialquenoicos o también denominados policarboxílicos debido a que molecularmente se asemejan a una cadena que contiene gran cantidad de radicales carboxílicos (COOH). (Figura 31)

Esto significa que el ionómero es un material hidrófilo, pudiendo mantener sus propiedades adhesivas en presencia de humedad, siendo esta hidrofiliidad una propiedad relevante desde el punto de vista clínica ⁹¹

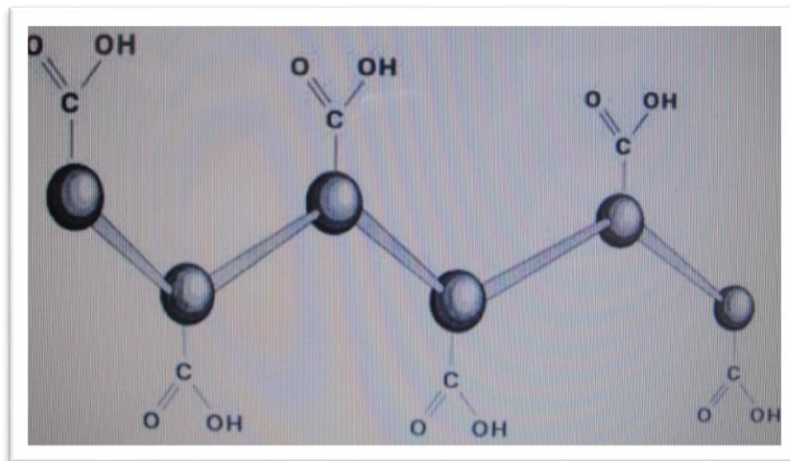


Figura 31

Fuente: Jose Carlos De La Macorra Universidad Complutense de Madrid . Facultad de Odontologia Conservadora. Resvista Europea de Ododonto Estomatología Octubre 1995

El agua es esencial para que se produzca la reacción ácido - base que induce el fraguado del material y al estar presente en el líquido, permite la ionización de los poliácidos iones de hidrógeno y iones policarboxílicos (CO-OH).

Esta enorme cantidad de iones carboxílicos tienen crucial importancia en la adhesión a las estructuras dentarias. Los ácidos presentes en esta solución acuosa constituyen un copolímero de ácido acrílico y ácido itacónico. ⁹¹

⁹¹. Henostroza G. Adhesión en Odontología restauradora. Ed. Ripano. 2da Edición. Madrid; 2010.

2.11.3 Clasificación

- Ionómeros Convencionales
- Ionómeros modificados con resinas los cuales pueden ser:

Fotopolimerizables

Autopolimerizables

Otra forma de clasificar a los ionómeros es basándose en sus indicaciones clínicas en:

- 1.- Cementación o fijación de restauraciones indirectas
- 2.- Restauración: Se dividen en
 - a) estéticas,
 - b) intermedias o reforzadas
- 3.- Bases cavitarias o recubrimiento ⁹⁸

2.11.4 Propiedades

Las principales características distintivas de los ionómeros son: la compatibilidad biológica, la adhesión específica a las estructuras dentarias y la liberación de fluoruros. ⁹⁸.

2.11.4.1 Compatibilidad biológica

Se ha demostrado la inocuidad del ionómero para el tejido pulpar cuando se lo coloca en el complejo dentino pulpar como liner (base), a pesar de la molécula ácida que contiene esta es de un peso molecular lo suficientemente elevado como para que por su tamaño no pueda penetrar en la luz de los túbulos dentinarios.

Si bien el pH inicial de la mezcla es ácida, en pocos minutos alcanza un pH cercano a la neutralidad lo que asegura una adecuada protección pulpar. La propiedad de liberar flúor hace del ionómero un material confiable como protector dentinopulpar. ⁹⁸.

⁹⁸. Barrancos J. Operatoria Dental: Integración clínica. Ed. Médica Panamericana. 4ta Edición. Buenos Aires; 2006.

2.11.4.2 Reacción de fraguado

Los verdaderos ionómeros vítreos fraguan siempre mediante una reacción ácido base, en los ionómeros convencionales la reacción se produce cuando el ácido ataca al vidrio, de éste salen iones de calcio donde el flúor y aluminio quedan como núcleo la estructura silíceo del vidrio.

Los iones bivalentes (calcio, estroncio) primero y los de aluminio después constituirán la matriz de la estructura nucleada del ionómero como policarboxilatos de calcio aluminio y el flúor que queda en libertad sale del ionómero como fluoruro de sodio (fenómeno de liberación de flúor).⁹⁸

2.11.4.3 Adhesión

La adhesión con un ionómero de vidrio depende por completo de un intercambio de iones entre la estructura dental y el cemento, al mezclar el polvo de vidrio con un ácido policarboxílico se liberan iones de calcio y aluminio que forman una matriz que fragua y mantiene las partículas unidas.

También se forma ácido ortosilícico, que se convierte en un gel de sílice que al envejecer el cemento y aumentar el pH refuerza aún más la unión entre las partículas.

Al aplicar el cemento a la superficie del diente el ácido policarboxílico libre penetra en el esmalte y la dentina, desplazando los iones de calcio y fosfato estos iones se combinan con la matriz del cemento, produciendo un nuevo material enriquecido con iones que se unen firmemente a los dos materiales originales.

La capacidad de adherirse del ionómero a la fase mineral del esmalte o la dentina se debe a una unión irreversible de los iones del ácido policarboxílico a la superficie de la hidroxiapatita tal y como se esquematiza en la Figura 32.

En dicha superficie desplazan a los iones fosfato de manera que en la superficie tisular hay policarboxilato incluido y en la superficie de cemento hay iones calcio y fosfato. (Figura 32)^{99,100}

⁹⁸ Barrancos J. Operatoria Dental: Integración clínica. Ed. Médica Panamericana. 4ta Edición. Buenos Aires; 2006.

⁹⁹ Coury tl, Miranda Fs, Willer rd y Probst . Adhesiveness of glass-ionomer cement to enamel and dentin: a laboratory study. Op Dent 7:2-6 (1982).

¹⁰⁰ Aboush Yey y Jenkins cbg. An evaluation of the bonding of glass ionomer restoratives to dentine and enamel. Br Dent J 161: 179- 184 (1986).

Se forma así una unión gradual, sin cambios bruscos de fase mediante una capa intermedia de transición entre la masa del cemento y la masa tisular.
99,100

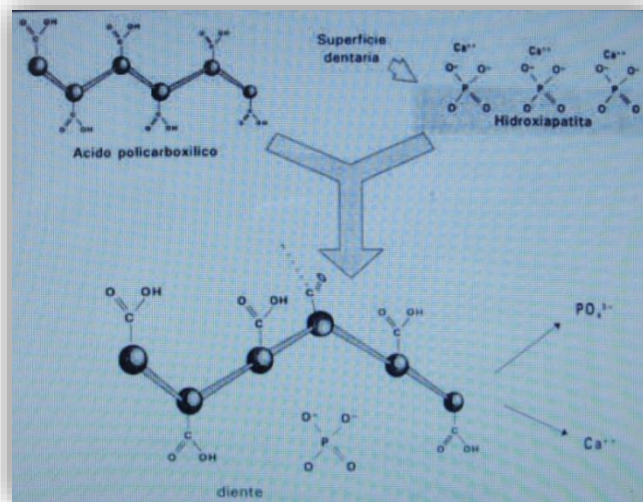


Figura 32

Fuente: Jose Carlos De La Macorra Universidad Complutense de Madrid . Facultad de Odontología Conservadora. Resvista Europea de Ododonto Estomatología Octubre 1995

El resultado es una adhesión por difusión entre la matriz y las partículas de vidrio, por una parte y por otra parte la matriz y la estructura dental dado que la matriz es el material más débil.

Aunque la reacción inicial tiene lugar entre los componentes inorgánicos de ambos materiales se producen reacciones químicas graduales que con el paso del tiempo producen una cierta unión con el colágeno de la dentina.¹⁰¹

2.11.4.4 Liberación de fluoruros

Es una propiedad trascendente de los ionómeros vítreos en todas sus variedades, al fraguar queda el ión flúor liberado en la estructura nucleada del cemento, esto permite la salida de aquel como fluoruro de sodio (catión presente en el vidrio) lo que le confiere al ionómero una interesante propiedad anticariogénica y desensibilizante.¹⁰²

¹⁰¹ Mount GJ, Hume WR. Conservación y restauración de la estructura dental. Ed.Harcourt Brace. España; 1999.

¹⁰² Mickenautsch S, Yengopal V. Demineralization of hard tooth tissue adjacent to resin-modified glass-ionomers and composite resins: a quantitative systematic review. Journal of Oral Science 2010; 52(3): 347-57.

Por este motivo el ionómero es el material indicado especialmente en odontopediatría para la restauración de dientes temporarios o primarios y para la restauración de abrasiones y lesiones cervicales particularmente dolorosas¹⁰²

2.12 IONOMERO DE VIDRIO MODIFICADO

El primer producto en aparecer como ionomero de vidrio modificado en el mercado fue el Vitrebond de la casa dental 3M, en cuya formulación contiene cristales de estroncio capaces de liberar flúor y un líquido que es una solución acuosa del ácido poliacrílico.¹⁰³

Al líquido se añadió hidroxietilmetacrilato (HEMA) la aparición de los cementos de ionómero de vidrio fotocurables fue una consecuencia de las desventajas de los sistemas precedentes, particularmente su tiempo de trabajo corto sumado a un tiempo de fraguado largo.¹⁰⁴

El proceso de fraguado de estos materiales ocurre mediante dos diferentes reacciones:

- La tradicional reacción ácido-básica de los cementos de ionómero de vidrio curados convencionales ya descrita.
- La polimerización mediante la luz de los materiales basados en metacrilato.

Mitra, en 1991 describe la reacción de los cementos de curado por luz, en cuatro etapas: tres de ellas incluye la reacción ácido-básica tradicional y el cuarto paso la reacción de curado por la luz, que involucra la polimerización de los grupos metacrilato que origina el que se desarrolle un material firmemente estructurado de aspecto coriáceo.¹⁰⁵

¹⁰² Mickenautsch S, Yengopal V. Demineralization of hard tooth tissue adjacent to resin-modified glass-ionomers and composite resins: a quantitative systematic review. *Journal of Oral Science* 2010; 52(3): 347-57.

¹⁰³ Wilson, A.; Kent, B.: (1972). A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br. Dent. J.* 132 (4): 133-135.

¹⁰⁴ Mc LEAN, J.: (1992). Clinical applications of glass ionomer cement. *Oper. Dent.* 5 (Suppl) 184-190.

¹⁰⁵ . Mitra, S.: (1991). Adhesion to dentine and physical properties of a light cured glass ionomer liner/base. *J. Dent Res.* 70(1):72-74.

La modificación más importante de los cementos de ionómero de vidrio ha sido la incorporación de componentes resinosos dando paso así a los nuevos ionómeros de vidrio modificados con resina los cuales fueron introducidos en el mercado entre los años 1993 y 1994 pudiendo ser utilizados como materiales de restauración definitiva.

Estas y otras modificaciones a través de los años han mejorado sus características de manipulación y sus propiedades físicas.¹⁰⁶

2.12.1 Definición

Los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina son predominantemente vidrios ionoméricos en un 80% con un 20% de resina fotocurada.¹⁰⁷

Ellos fraguan mediante una reacción ácido - básica entre el ión del polvo del vidrio y el ácido poliacrílico, resultando en una transformación sol-gel.

En los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina más recientes el componente de agua es sustituido con una resina tal como el hidroxietilmetacrilato (HEMA) o BIS-GMA.¹⁰⁸

2.12.2 Reacción de polimerización

Aunque no parece haber un consenso en este tópico, la reacción inicial parece ser una interacción ácido - base seguida por la polimerización fotoquímica de la matriz cuando es sometida al fotocurado.

Algunos investigadores afirman que la exposición a la luz sólo precipita un establecimiento inicial y que hay un período post-curado que dura típicamente 24 horas.¹⁰⁸

¹⁰⁶. CRAIG, R.: (1998). Materiales de odontología restauradora. Décima Edición. Editorial Harcourt-Brace. Madrid.

¹⁰⁷. HELPIN, M.; ROSEMBERG, H.: (1996). Resin-modifeed glass ionomer in pediatric dentistry. J. Pract. Hyg. 5:33-35.

¹⁰⁸. SIDHU, A.; WATSON, T.: (1995). Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the Am. J. of Dent. Am. J. Dent. 8:59-67.

2.12.3 Ventajas del los ionómero de vidrio modificados

- Mayor tiempo de trabajo
- Menor tiempo de fraguado
- Mejor estética
- Mejor adhesión a los tejidos dentarios
- Liberación de flúor
- Aislamiento térmico
- Acabado superior a los ionómeros tradicionales
- Menor sensibilidad a la humedad
- Mejores propiedades mecánicas
- La adhesión a la dentina ha sido mejorada
- Menor microfiltración ^{109,110,111,112}

¹⁰⁹ Mc LEAN, J.; NICHOLSON, J.; WILSON A.: (1994). Proposed nomenclature for glass ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int.* 25:587-589.

¹¹⁰ CRIM, C.: (1993). Marginal leakage of visible light-cured glass ionomer restorative materials. *J. Prost. Dent.* 69:561-563.

¹¹¹ MOUNT, G.: (1993). Clinical placement of modern glass ionomer cements. *Quintessence. Int.* 24:99-107.

¹¹² MOMOI, Y.; Mc CABE J.: (1993). Fluoride release from light-activated glass ionomer restorative cements. *Dent. Mater.* 9:151-154.

2.13 MICROFILTRACIÓN

2.13.1 Definición

La micro filtración se define como el continuo flujo clínicamente indetectable de bacterias, fluidos, moléculas y/o iones entre las paredes cavitarias y el material restaurador aplicado.

Este fenómeno puede traer distintas consecuencias tales como sensibilidad e irritación pulpar, permitir el paso de bacterias a través del margen de la restauración que pueden producir caries recurrentes y contribuir a la corrosión, disolución o decoloración de ciertos materiales dentales.¹¹³

2.13.2 Causas de la microfiltración

Según estudios realizados a lo largo del tiempo se determinó que la microfiltración ha sido causada por varios factores, siendo los principales:

- a) La falta de adaptación del material restaurador.
- b) El deterioro del material utilizado.
- c) La alteración elástica que sufre la pieza dental frente a las fuerzas de oclusión lateral o excéntricas generadas durante la masticación o en parafunciones y en oclusiones desbalanceadas
- d) La contracción de polimerización que sufre la resina compuesta.¹¹⁴

2.13.3 Variación térmica y microfiltración

Por otro lado una causa base de la microfiltración marginal son las características físicas y químicas de las resinas, indicando que la variación térmica de estas es el factor principal que produce a corto o largo plazo micro filtración.

La dilatación de la resina frente a la temperatura produce una expansión del material y por lo tanto una compresión en las paredes de la cavidad que llevan en muchos casos a la formación de microfracturas.¹¹⁵

¹¹³ Pradelle-Plasse N. et al. "Effect of dentin adhesive on the enamel-dentin/composite interfacial microleakage". Am. J. Dent. 14: 344-349. 2001.

¹¹⁴ Hung Chang, M. (2003). *Sellado Coronal Endodóntico: Materiales Intermedios*. Obtenido de El Odontólogo Invitado: http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado_31.htm

¹¹⁵ Díez, C. (2005). *Comparación in Vitro Por Microfiltración de Dos Sistemas Restaurativos dentarios Diferentes*. Madrid, España: Editorial Vision Net.

Por el contrario al estar la resina expuesta a bajas temperaturas sufre contracción lo que provoca que la interfase diente - restauración se abra por lo que sería fácil el ingreso de bacterias causantes de microfiltración.¹¹⁵

Además de las causas citadas anteriormente existen otras que merecen ser mencionadas dentro de su estudio como son: una deficiente preparación de la cavidad un incorrecto manejo y colocación del material de restauración.¹¹⁶

2.14 CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

La contracción de polimerización es el resultado del acortamiento de la distancia entre las moléculas del material de restauración, disminuyendo así el volumen total de la masa.

En el estado inicial de las resinas compuestas las unidades de monómero están separadas entre sí por distancias correspondientes a fuerzas de Van der Waals, en cambio en el polímero final las unidades de monómero (que ya están unidas formando el polímero) están a distancias de enlace covalente menores.

Esto hace que la matriz final tenga un volumen menor del que tenían sus componentes al principio, fenómeno al que se le denomina contracción de polimerización¹¹⁷

Toda resina fotoactivada se contrae de forma centrípeta (hacia el centro de su masa), cuando esto ocurre en condiciones libres sin superficies a las que adherirse de por medio se llama contracción libre.

La contracción libre sucede cuando se trabaja sin adhesivos dejando una gran brecha y consecuente micro filtración.

Su contraparte la contracción restringida se logra al utilizar adhesivos y existir superficies a las cuales adherirse entonces la contracción de polimerización es menor pero hay tensión, generándose también estrés que si se excede el límite elástico produce en dicho material una deformación plástica permanente.¹¹⁷

Cuando la tensión supera a la adhesión se generará la separación o ruptura de la resina de la pared cavitaria. El material aprovecha la superficie libre de la restauración para fluir contraerse y liberar parte de las contracciones de la polimerización.¹¹⁸

¹¹⁶ Valverde, T., S. (2013). MICRO FILTRACIÓN MARGINAL. Revista de Actualización Clínica Investiga. Weaver , Blank , Pelleu . (1988). A visible - light - activated resin cured through tooth structure . Gen Dent, 36 : 236 - 7.

¹¹⁷ De la Macorra JC. "Polymerization contraction of composite resin restorative materials". Marzo 1999

¹¹⁸ Bausch; de Lange; Davidson et al; Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. J. prosth. Dent. 1988

Otro factor importante en la contracción de polimerización es el factor de configuración C este se define como el resultado de la división de la cantidad de paredes donde existe adhesión (superficie adherida) por la cantidad de paredes libres de adhesión (superficie no adherida).¹¹⁷

2.15 TÉCNICA DE RESTAURACIÓN SÁNDWICH

2.15.1 Introducción

Este concepto fue sugerido por JW. McLean y GJ. Mount desde mediados de la década de 1980 y tenía como objetivo principal que el ionómero de vidrio fuera capaz de absorber la tensión generada sobre las paredes cavitarias, producida por la contracción de polimerización de la resina y de esta forma disminuir el factor C (relación entre las áreas adheridas versus las áreas libres o no adheridas de una restauración).

Este fenómeno está directamente relacionado con la profundidad de la cavidad ya que en un tipo de lesión profunda, se necesita una mayor cantidad de resina compuesta para su restauración y por consiguiente la contracción de polimerización es mayor, sin embargo si se coloca ionomero de vidrio en la base de cavidad se disminuye la cantidad de resina compuesta y se disminuye la contracción de polimerización.(Figura 33)⁹⁵

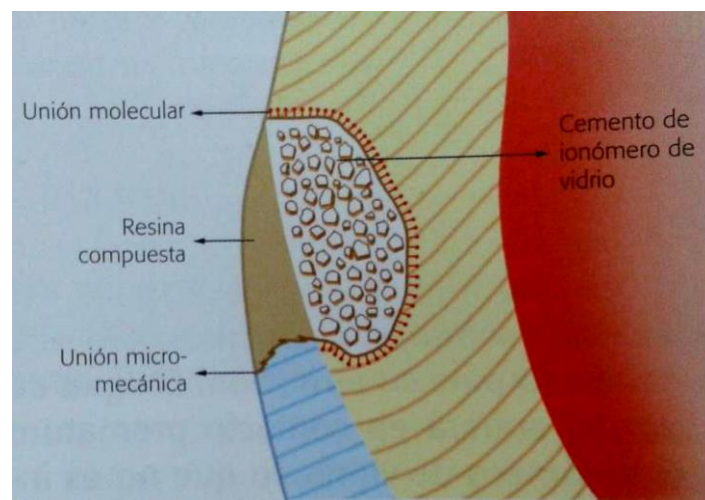


Figura 33

Esquema de una restauración clase V con la técnica sándwich: ionómero de vidrio y resina compuesta
Fuente: Reis & Dourado Loguerio (2012)

¹¹⁷ De la Macorra JC. "Polymerization contraction of composite resin restorative materials". Marzo 1999

⁹⁵ Hidalgo R, Méndez M. Técnica Sándwich con acondicionamiento ácido selectivo empleando ionómeros. Acta Odontol Venez. 2009; 39(3): 1-24.

2.15.2 Material ideal

El material indicado en la técnica sándwich es el ionómero de vidrio modificado con resina por sus mejores propiedades de unión a la estructura dental resistencia mecánica, menor solubilidad y reducción del tiempo de fraguado en comparación con los ionómeros convencionales.¹¹⁹

Además al combinarlo con la resina compuesta disminuye el volumen del composite en la cavidad por restaurar, con la consecuente disminución de la contracción de polimerización y libera flúor en la interfase diente - restauración.

En las restauraciones de resina compuesta con ionómero de vidrio convencional se debe esperar mínimo 8 minutos antes de realizar el acondicionamiento ácido, porque el ácido fosfórico disminuye la resistencia de unión de los ionómeros de vidrio convencionales con la dentina.¹²⁰

Por otro lado durante la polimerización de la resina compuesta su consecuente contracción causa falla cohesiva del cemento y/o interrupción de su adhesión con la pared cavitaria dependiendo del tiempo de gelificación.¹²¹

En cambio cuando se utiliza un ionómero de vidrio modificado si el ácido grabador alcanza el cemento no le afecta en lo más mínimo ya que este no ejerce acción sobre la superficie resinosa del cemento.¹²²

2.15.3 Clasificación

Existen dos tipos de técnica sándwich:

Técnica cerrada: en la que el ionómero de vidrio será cubierto en su totalidad por resina.

Técnica abierta: en la que el ionómero de vidrio se comunica con la cavidad oral y por lo tanto es capaz de soportar y reaccionar adecuadamente frente a la humedad del lugar.¹²¹

¹¹⁹ Nocchi, Ewerton. (2008) *Odontología restauradora: salud y estética*. Segunda edición. Buenos Aires: Médica Panamericana.

¹²⁰ Reis, A. & Dourado Loguercio, A. (2012) *Materiales dentales directos: De los fundamentos a la aplicación clínica* Sao Paulo : Santos

¹²¹ Mount, G. y Hume, W. (1999) *Conservación y restauración de la Estructura Dental*. Primera Edición. España: Editorial Harcourt Brace.

¹²² Basso, M. (2014). *Restauraciones dentales con cementos de ionómero de vidrio. Técnica sandwich*. Gaceta Dental.

CAPITULO III - METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

El presente trabajo de investigación es de tipo cuantitativo experimental de campo (*in vitro*), para la obtención de resultados inferenciales y prospectivos.

3.1 ¿Por qué es cuantitativa?

Porque es secuencial y probatoria donde cada una de las etapas precede a la siguiente donde no se puede eludir fases o pasos, planteándose un problema de estudio el cual es delimitado y a la vez concreto, en este caso la micro filtración.

Una vez planteado el problema se procederá a la construcción de un marco teórico en base a un método retrospectivo bibliográfico del cual resultaran una o varias hipótesis las cuales se verificarán antes de recolectar y analizar los datos.

La recolección de datos se fundamentara en la medición de las variables de estudio, expresándose los mismos numéricamente y analizados mediante métodos estadísticos.

Durante todo este proceso se buscara siempre el máximo control evitando la incertidumbre, minimizando el error buscando siempre la objetividad y buscando que los estudios efectuados puedan ser replicados.

En este enfoque cuantitativo los resultados que se generen poseerán validez y confiabilidad y las conclusiones despejaran dudas y generando nuevos conocimientos los cuales podrán ser aplicados.

3.2 ¿Por qué es experimental?

Porque se manipulara intencionalmente las variables independientes que son consideradas como la supuesta causa en una relación entre variables y al efecto provocado por dicha causa la cual se la denomina variable dependiente.

3.3 UNIVERSO

Al ser una investigación de tipo experimental, se utilizará 40 piezas dentarias (N=40), donde se dividirá este total en sub grupos de 10 piezas dentarias (n=10) para las diferentes pruebas de laboratorio.

(N= 40 piezas dentarias)

Criterios de inclusión:

- Incisivos, caninos, premolares y molares superiores o inferiores.
- Piezas dentarias sanas de reciente extracción por razones ortodónticas o problemas periodontales

Criterios de exclusión:

- Piezas dentarias con caries
- Piezas dentarias fracturadas

3.4 MUESTRA

En este caso la muestra es no probabilística y por conveniencia, porque no depende de la probabilidad si no de las causas relacionadas con las características de la investigación o de la decisión del investigador y de la contribución que se piensa hacer con esta.

Por lo tanto al ser un tipo de investigación cuantitativa experimental (*in vitro*) la muestra está conformada por 40 piezas dentarias con las características antes mencionadas, es decir el número de componentes de la muestra coincide con el universo.

3.5 PRE – EXPERIMENTO

Esta prueba se realiza utilizando una sola pieza dentaria a la cual se la someterá a una serie de procedimientos experimentales y verificar si con los mismos se pueden obtener una medición en micras de la micro filtración en una restauración cervical.

Descripción

- 1.- Se elige una pieza dentaria al azar recientemente extraída sana.
- 2.- Limpieza, lavado y almacenaje en formaldehído al 10%
- 3.- Preparación cavitaria con fresas de diamante a nivel cervical.
- 4.- Restauración de la cavidad utilizando adhesivo de autograbado y composite

- 5.- Pulido de la restauración
- 6.- Envejecimiento artificial mediante termociclaje durante 3 horas con 20 minutos equivalentes a 500 ciclos.
- 7.- Sellado del foramen apical de la pieza dentaria utilizando composite
- 8.- Aislado de toda la pieza dentaria excepto la restauración y la zona adyacente a la misma utilizando esmalte transparente.
- 9.- Inmersión de la pieza dentaria en azul de metileno por el lapso de 6 horas.
- 10.- Lavado y secado de la pieza.
- 11.- Seccionado de la pieza dentaria en forma horizontal respecto al eje mayor de la misma específicamente en el medio de la restauración cervical.
- 12.- Pulido de la muestra obtenida
- 13.- Observación de la muestra en un microscopio estereoscópico (20X) obteniendo una imagen en la cual se puede observar claramente la microfiltración en la interfase diente – material de restauración la cual puede ser medida en micras.

3.6 EXPERIMENTO

3.6.1 Ambiente

La fase experimental se llevó a cabo en la CLÍNICA DENTAL SERVIDENT ubicada en la zona de Miraflores y en el INSTITUTO DE INVESTIGACIONES METALURGICAS Y MATERIALES dependiente de la Facultad de Ingeniería de la UMSA ubicado en la zona de Villa Fatima.

3.6.2 Materiales, equipos e instrumentos utilizados

- 40 piezas dentarias
- Formaldehído al 10%
- 20 fresas de diamante redondas de alta velocidad (código 1016) marca JOTA industria suiza.
- 20 fresas de diamante cilíndricas de alta velocidad (código 3098) marca JOTA industria suiza.
- Pieza de alta velocidad marca NSK (Panamax Plus) , industria japonesa
- Cien discos flexibles de pulido (grano grueso, medio, fino y extra fino) marca TDV
- Una jeringa de composite fotopolimerizable marca GC Solare , industria japonesa
- Una jeringa de ácido grabador (ácido fosfórico 37%)

- Ácido poliacrílico al 20% Cavity Conditioner marca GC , industria japonesa
- Ionómero de vidrio modificado con resina fotopolimerizable marca GC (industria japonesa) Gold Label 2
- Una jeringa de composite fotopolimerizable marca 3M (industria americana) Filtek Z 350 XT
- Lámpara de luz halógena led marca DABY ATLANTE DB 685, longitud de onda 480 nm, intensidad de luz por encima de 1200 mw/cm².
- Adhesivo de autograbado marca GC
- Adhesivo Single Bond marca 3M
- Varnish Climpro XT marca 3M
- 40 discos de carburo
- Sonda periodontal HU - FRIEDY
- Marcador indeleble
- Regla flexible
- Tinción de azul de metileno
- Esmalte de uñas transparente ,rojo,amarillo negro y naranja
- Máquina de termociclaje
- Microscopio estereoscópico marca KRUSS OPTRONIC industria alemana
- Cámara fotográfica marca SONY (CYBER – SHOT) de 10.1 mega pixels
- Micromotor marca DABY ATLANTE , velocidad 3000 – 18000 rpm
- Contra ángulo marca DABY ATLANTE
- Mandriles
- 4 Termómetros
- 4 frascos de vidrio
- Microaplicadores
- Espátulas metálicas para resina HU – FRIEDY
- Torno de mesa marca DRIL KAAR 12/2000 RPM.

3.6.3 Selección de las piezas dentarias

Las piezas dentarias utilizadas en el experimento se caracterizan por ser sanas y de reciente extracción por razones ortodóncicas, periodontales y piezas retenidas o impactadas como el caso de los terceros molares. (Anexo 1)

3.6.4 Limpieza y lavado de las piezas dentarias

Una vez obtenidas las piezas se procede a la limpieza de las mismas eliminando cuidadosamente los restos de tejido gingival y oseo, utilizando curetas periodontales; para posteriormente realizar el lavado de las mismas con agua corriente.

3.6.5 Conservación – formalina al 10%

El fijador recomendado para microscopia de luz y estudios inmuno histoquímicos es la formalina. Para lograr una buena fijación de los tejidos y disminuir las alteraciones histológicas y antigénicas evitando la proliferación de gérmenes debe usarse formalina neutra y diluida al 10 %.

La solución comercial de formaldehído es de 37 a 40% y esta se denomina formalina pura (100 %) al diluir esta solución 10 veces en agua destilada se alcanza la solución de formaldehído o denominada también formalina al 10 %.

Una vez obtenida la formalina las piezas fueron almacenadas en formalina al 10% para su conservación a temperatura ambiente y en frascos herméticamente cerrados, hasta su posterior uso experimental.¹²³ (Anexo 2)

3.6.6 Conformación de grupos

Las 40 piezas se dividieron en 4 grupos cada uno conformado por 10 piezas

GRUPO GC 1	GRUPO 3M1
GRUPO GC 2	GRUPO 3M2

3.6.7 Procedimiento

3.6.7.1 Preparación cavitaria

Se realizó cavidades a nivel cervical de las 40 piezas dentarias utilizando una turbina de alta velocidad, refrigerando continuamente la preparación cavitaria con agua a una velocidad de 3800.000 a 450.000 rpm. y fresas diamantadas redondas (código 1016) y cilíndricas (código 3098) marca JOTA industria suiza. (Anexo 3)

De tal manera que todas las cavidades posean las mismas dimensiones utilizando para la medición una sonda periodontal HU-FRIEDY para la profundidad y una regla flexible para el ancho y el alto.

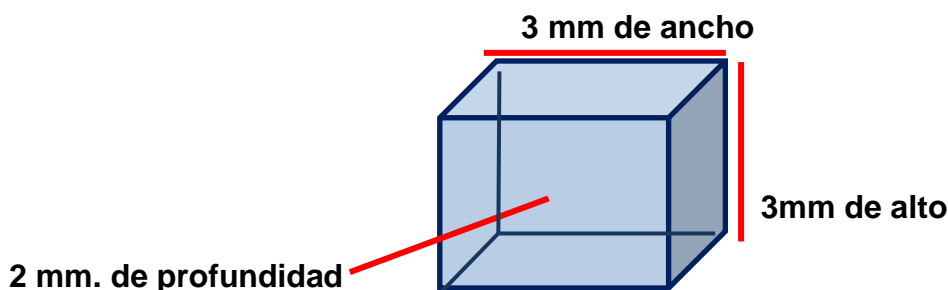


Figura 34. Fuente: Elaboración propia

¹²³ DR. LUIS TISNE BROUSSE. Procedimiento preparación de formalina neutra al 10 % .Hospital Santiago Oriente .2012

3.6.7.2 Restauración (Anexo 5)

Grupo GC1 (técnica sándwich)

- Acido poliacrílico al 20 % (cavity conditioner GC) durante 10 segundos a la base de la cavidad preparada, utilizando un micro aplicador y luego lavar con agua y secar la cavidad (sin desecar).
- Ionómero de vidrio modificado con resina (GC Gold Label 2) cubriendo 1 mm de profundidad, relación polvo / líquido: 1 cucharilla de polvo por dos gotas de líquido. Tiempo de mezcla: 25 segundos. Tiempo total de trabajo: 3 minutos, 45 segundos. Fotopolimerización: 20 segundos
- Adhesivo de auto grabado G- Bond (GC) durante 5 segundos y fotopolimerizado durante 15 segundos
- Composite fotopolimerizable (solare GC) 1mm, terminando de cubrir la cavidad y fotopolimerizado por 20 seg
- Pulido con discos flexibles (TDV) en orden decreciente: grano grueso – medio – fino y extra fino. **(Anexo 4)**

Grupo GC2 (Anexo 4)

- Adhesivo de auto grabado G-Bond (GC) durante 5 segundos y fotopolimerizado durante 15 segundos
- Composite fotopolimerizable (solare GC) 2mm, fotopolimerización: 20 segundos
- Pulido con discos flexibles (TDV) en orden decreciente: grano grueso – medio – fino y extra fino. **(Anexo 4)**

Grupo 3M 1 (Técnica sándwich)

- Ácido fosfórico al 37 % durante 15 segundos distribuido en toda la cavidad, lavado y secado.
- Aplicación de Climpro XT Varnish (3M) cubriendo un 1 mm de profundidad de la cavidad, tiempo de mezcla 15 segundos , fotopolimerizado 20 segundos
- Adhesivo Single Bond (3M) , y fotopolimerización 15 segundos
- Composite Filtek Z 350 XT (3M) 1mm terminando de cubrir por completo la cavidad y fotopolimerización por 20 segundos
- Pulido con discos flexibles (TDV) en orden decreciente: grano grueso – medio – fino y extra fino. **(Anexo 4)**

Grupo 3M 2

- Ácido fosfórico al 37 % durante 15 segundos distribuido en toda la cavidad, lavado y secado.
- Aplicación de Climpro XT Varnish (3M) cubriendo la cavidad por capas de un 1 mm cada una , tiempo de mezcla 15 segundos y fotopolimerización por 20 segundos
- Pulido con discos flexibles (TDV) en orden decreciente: grano grueso – medio – fino y extra fino. **(Anexo 4)**

3.6.7.3 Marcado de las piezas

Una vez realizadas las restauraciones en todas las piezas dentarias se procedió a marcar las piezas con esmalte de uñas de diferentes colores a nivel radicular para diferenciarlas en todo momento. **(Anexo 6)**

Grupo 1 = rojo

Grupo 2 = Amarillo

Grupo 3 = Anaranjado

Grupo 4 = Negro

3.6.7.4 Termociclaje

Al realizar estudios in vitro es importante manejar todas las variables para tratar de asemejar lo más posible las condiciones a las que se encontrarían las restauraciones en la cavidad bucal, entre las distintas etapas que encontramos en un estudio de microfiltración se encuentra la etapa de termociclaje.

Definición: (Anexo 7)

Es el proceso in vitro de exposición de las restauraciones y piezas dentarias a temperaturas extremas compatibles con la cavidad oral, con lo que se busca reproducir el llamado estrés térmico.¹²⁴

El envejecimiento inducido por el termociclado se produce porque:

- El agua caliente acelera la hidrólisis de los componentes de la interfase degradando los componentes de la misma como el colágeno y la resina
- El agua reblandece el polímero^{125, 126}
- El coeficiente de expansión térmica de las resinas compuestas en relación a la estructura dentaria produce un estrés en la interfase

El estrés se traduce en la repetida contracción y expansión los cuales generan fuerzas que inducen fracturas y propagación de los espacios vacíos (brechas) a través de las interfases adhesivas que posteriormente abren la posibilidad al paso de fluidos¹²⁷

El número de ciclos varía dependiendo el tipo de investigación existiendo ciclos que van desde los 500 a los 100.000 ciclos. Sin embargo según los estudios realizados por Gale y Darvell 10.000 ciclos equivalen a un año de la restauración en boca.¹²⁸

¹²⁴ Sabando Varas, Carolina Alejandra, Bravo Cavicchioli, Daniel. Estudio in vitro de la influencia del proceso de termociclado en la micro filtración marginal de resinas compuestas clase II. Universidad de Talca (Chile). Escuela de Odontología. 2003

¹²⁵ Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. J Biomed Mater Res 1998; 42:465-472.

¹²⁶ Santerre JP, Shajji L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. Crit Rev Oral Biol Med 2001; 12:136-151.

¹²⁷ Ramírez A, Setián V, Orellana N, García C. Microfiltración en Cavidades Clase II Restauradas Con Resinas Compuestas De Baja Contracción. Acta Odontológica Venezolana 2009; 47

¹²⁸ Gale, M., & Darvell, B. (1999). Thermal Cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. Journal of dentistry, 27, 89-99.

La temperatura intraoral en general oscila entre $35,2 \pm 2,1$ °C y la temperatura máxima que soportan los dientes a líquidos calientes es de 45 y 58.5°C dependiendo de la ubicación de las piezas dentarias siendo menor en dientes anteriores.

La temperatura máxima que soportan los dientes a líquidos fríos es de 15 a 21.63°C siendo menor la resistencia en dientes anteriores.¹²⁸

Procedimiento:

Para este proceso se utilizó una máquina de termociclaje, la cual posee en la parte superior operable dos canastillos en los cuales se colocaron las piezas dentarias, 20 piezas en uno y 20 piezas en el otro.

Ambos canastillos están sostenidos cada uno por brazos metálicos, los cuales tienen la función de rotar los mismos en dos recipientes separados los cuales contienen agua a diferente temperatura.

Las piezas dentarias fueron sometidas a 5000 ciclos (equivalentes a 6 meses de las restauraciones en boca) los cuales duraron 33 horas con 20 minutos, con un tiempo de inmersión de cada canastillo de 5 segundos en cada recipiente y un tiempo de traslado de 7 segundos por ciclo.

La temperatura en cada uno de los recipientes varía uno respecto del otro, el primero contiene agua caliente a una temperatura que varía entre 50 °C \pm 10 °C. El segundo recipiente contiene agua fría a una temperatura que varía entre 10 °C \pm 15 °C en una cantidad de 6 litros por baño.

Temperaturas que simulan los cambios térmicos extremos que se producen en la boca tanto en temperatura como en humedad ; donde 5000 ciclos equivalen a 6 meses de envejecimiento de la restauración de forma artificial.

3.6.7.5. Sellado del ápice

Una vez culminado el termociclaje se procedió a sellar el ápice radicular de cada una de las piezas utilizando ácido grabador al 37%, adhesivo Single Bond y composite fotopolimerizable Filtek Z 350 XT, con el objetivo de evitar la penetración del colorante que se usara posteriormente. **(Anexo 8)**

3.6.7.6 Aislado

Utilizando esmalte transparente se aísla o impermeabiliza todas las piezas dentarias excepto la superficie de la restauración y la zona adyacente a la misma con objetivo de evitar la penetración del colorante por otro lugar que no sea la zona a evaluar. **(Anexo 8)**

¹²⁸ Gale, M., & Darvell, B. (1999). Thermal Cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27, 89-99.

3.6.7.7 Inmersión en colorante – azul de metileno

Colorante

Se da este nombre a sustancias coloreadas las cuales son capaces de teñir las fibras vegetales y animales, un colorante por lavado no debe perder su color, debe ser químicamente estable y soportar la acción de la luz

Azul de metileno

Este colorante tiene forma de cristales o polvo cristalino, presenta un color verde oscuro, con brillo bronceado. Es Inodoro y estable al aire, sus disoluciones en agua o en alcohol son de color azul profundo.

Es fácilmente soluble en el agua y en cloroformo; también es moderadamente soluble en alcohol. Este colorante se utiliza en los laboratorios de análisis ambiental para el teñido directo.

Propiedades

Nombres químicos: 3,7-Bis(Dimetilamino) Fenotiacina-5-Inio Cloruro,C.I. Basic Blue 9,Tetrametiltionina Cloruro

Fórmula: $C_{16}H_{18}ClN_3S \cdot xH_2O$

Uso de la sustancia o preparado: para usos de laboratorio, análisis, investigación y química fina.

Masa molecular: 319.85 g/mol

Densidad: 1.757 g/cm³

Punto de fusión: 100 °C

Ph: 3 ¹²⁹

Preparación del Azul de metileno al 2 %

Pesar 20 g de colorante, agregar 1000 ml de agua destilada, disolver y almacenar en un frasco. ¹³⁰

¹²⁹ Degradación de colorantes (azul de metileno) por métodos electroquímicos" Luciano Bautista Suárez Director del trabajo recepcional Dr. José ángel Cobos Murcia .Noviembre 2011

¹³⁰ Universidad Autonoma de Yucatan, Facultad de Medicina, Laboratorio de ciencias fidiologicas, Manual de preparación de reactivos,Dr Jose Luis torrez Escalante,Merida Yucatan 2013.

Procedimiento

Una vez realizado el termociclado y el adecuado aislado de las piezas dentarias se procede a la inmersión de las mismas en azul de metileno al 2% durante 24 horas en frascos de vidrio herméticamente cerrados.

Cumplido el tiempo de inmersión se lavan y secan las piezas preparándolas para el siguiente paso que consistirá en el corte de las mismas. **(Anexo 9)**

Por su peso molecular de 320 es posible que penetre el grosor del esmalte humano y da la pauta con que facilidad puede penetrar el agua que posee un peso molecular de 18.¹³¹

3.6.7.8 Corte de las muestras

El corte se realizó de forma transversal con respecto al eje mayor longitudinal de las piezas, en sentido vestíbulo palatino o vestíbulo lingual dependiendo de la pieza específicamente en la parte media de la restauración cervical.

Utilizando para este procedimiento discos de carburo trabajando a baja velocidad y constante irrigación obteniendo muestras para ser observadas en microscopio. **(Anexo 10)**

3.6.7.9 Estereomicroscopio

Características

Marca: KRUSS OPTRONIC

Serie: MSZ 5400/5600

Industria: Alemana

Aumento: 7 - 45 X

Descripción y usos

El estereomicroscopio se emplea cuando se requiere una imagen en tres dimensiones, también se conocen como microscopios de disección por su gran precisión y contraste

El objeto analizado se observa a través de dos lentes que enfocan dos posiciones diferentes de modo que cada ojo del usuario obtiene una imagen diferente muy nítida dando la percepción de profundidad.

¹³¹ CHAVEZ ZEVALLOS AR. Estudio comparativo del grado de filtración marginal utilizando el compuesto amalgama como sub base , vitrebond como base y composite como material restaurador esteticoen piezas dentales posteriores extraidas . Tesis Universidad Marroquin Facultad de Odontología. Guatemala

Es ideal por su gran campo de observación y aumento variable para para muestras que requieren gran detalle en campos como gemología, grabado de metales, museos, industria electrónica de semiconductores e investigación.

También se emplea en microbiología que requiere baja generación de calor y estudio de objetos o especímenes de tamaño relativamente grande los cuales no necesiten ser laminados o que pase luz atravez de estos para poder ser medidos. **(Anexo 11)**

Procedimiento

Las 40 muestras obtenidas se observaron y analizaron en este microscopio utilizando 20 X de aumento debido al tamaño de las mismas, al ser un microscopio que posee una cámara de alta resolución incorporada al mismo permite tomar fotografías y video nítidos de cada muestra.

Y de esta forma almacenar las imágenes en un ordenador para posteriormente efectuar la medición correspondiente. **(Anexo 12)**

3.6.7.10 Medición

Una vez almacenadas en el ordenador las imágenes obtenidas de las 40 muestras, se procede a la medición en micras de la microfiltración gracias a la transformación en escala de cada una de estas. **(Anexo 13)**

Para este efecto se dividió la imagen resultante en tres segmentos: superior, medio e inferior que coinciden con los lugares por donde penetro el colorante y obtener resultados e información precisos de cada muestra.(Figura 35)

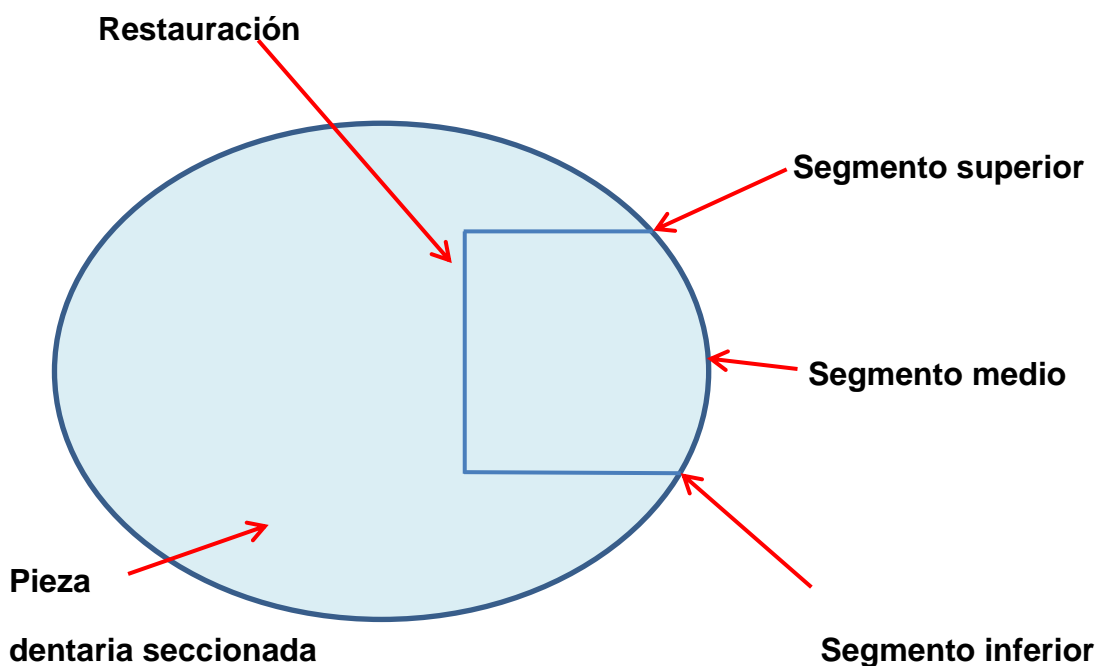


Figura 35. Fuente: elaboración propia

Micra

El micrómetro, micrón o micra es una unidad de longitud equivalente a una milésima parte de un milímetro y su símbolo científico es μm .

Un micrómetro equivale a:

- Una milésima de milímetro: $1 \mu\text{m} = 0,001 \text{ mm} = 1 \times 10^{-3} \text{ mm}$
- Una millonésima de metro: $1 \mu\text{m} = 0,000 \ 001 \text{ m} = 1 \times 10^{-6} \text{ m}$

3.7 PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS

BASE DE DATOS

MICROFILTRACIÓN - MEDICIÓN EN MICRAS

GRUPO 1 (GC 1)

PIEZA DENTARIA	SEGMENTO SUPERIOR	SEGMENTO MEDIO	SEGMENTO INFERIOR	TOTAL SUMA DE SEGMENTOS
1.1	600	2100	1350	4050
1.2	1100	0	1100	2200
1.3	800	2100	800	3700
1.4	650	2100	550	3300
1.5	1250	1850	1450	4550
1.6	850	1850	850	3550
1.7	1000	2000	400	3400
1.8	500	1700	750	2950
1.9	600	1900	1250	3750
1.10	1250	1950	1100	4300

TOTAL DE MICROFILTRACIÓN = 35750 μm

GRUPO GC 2 (GC2)

PIEZA DENTARIA	SEGMENTO SUPERIOR	SEGMENTO MEDIO	SEGMENTO INFERIOR	TOTAL SUMA DE SEGMENTOS
2.1	400	1850	300	2550
2.2	400	2000	900	3300
2.3	450	1700	550	2700
2.4	450	0	200	650
2.5	1350	1800	1550	4700
2.6	1300	0	500	1800
2.7	900	1900	950	3750
2.8	600	1950	450	3000
2.9	700	0	500	1200
2.10	1700	1900	1550	5150

TOTAL DE MICROFILTRACIÓN = 28800 μm

GRUPO 3 (3M 1)

PIEZA DENTARIA	SEGMENTO SUPERIOR	SEGMENTO MEDIO	SEGMENTO INFERIOR	TOTAL SUMA DE SEGMENTOS
3.1	400	1850	1350	3600
3.2	800	2000	1100	3900
3.3	1400	1550	750	3700
3.4	1150	2150	1250	4550
3.5	1150	0	1400	2550
3.6	950	2200	1350	4500
3.7	1500	2100	600	4200
3.8	800	1900	1400	4100
3.9	1450	1950	1400	4800
3.10	700	2150	950	3800

TOTAL DE MICROFILTRACIÓN = 39700 μm

GRUPO 4 (3M 2)

PIEZA DENTARIA	SEGMENTO SUPERIOR	SEGMENTO MEDIO	SEGMENTO INFERIOR	TOTAL SUMA DE SEGMENTOS
4.1	900	1350	800	3050
4.2	350	1650	900	2900
4.3	0	1850	1450	3300
4.4	250	1900	1000	3150
4.5	0	1300	950	2250
4.6	1250	1600	1200	4050
4.7	1050	1700	1200	3950
4.8	850	1250	1300	3400
4.9	1700	1700	100	3500
4.10	500	1750	750	3000

TOTAL DE MICROFILTRACIÓN = **32550 μm**

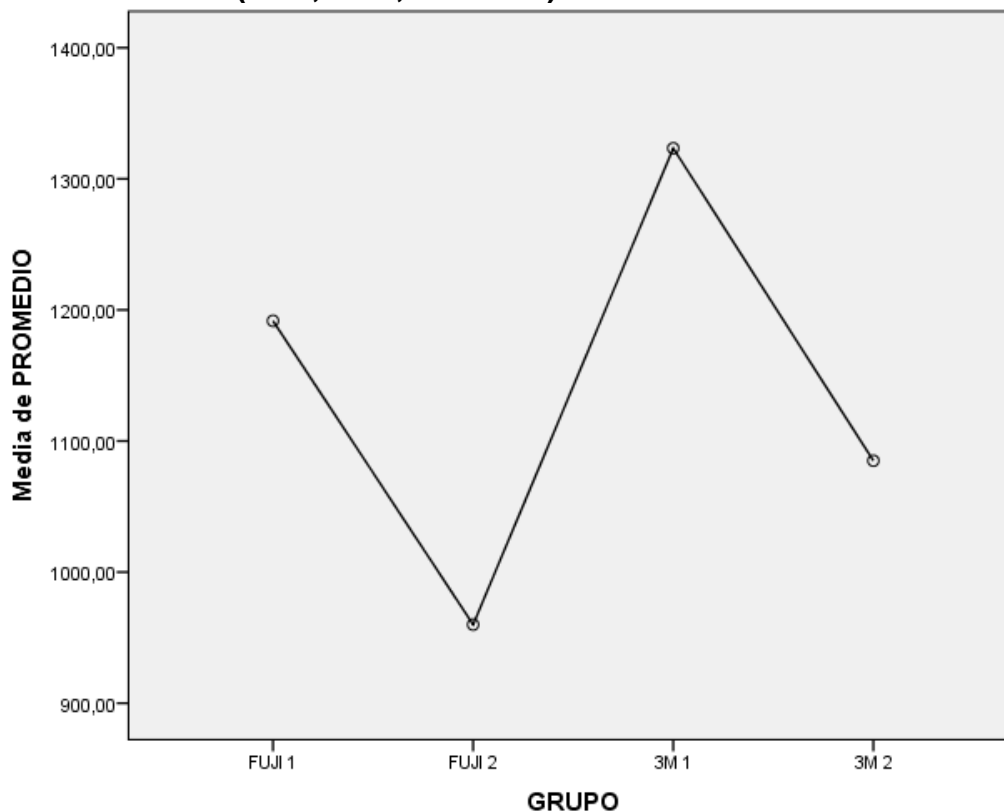
3.8 ANÁLISIS DE DATOS - SOFTWARE SPSS IBM

TABLA 1. ANÁLISIS DE LA VARIANZA DEL PROMEDIO DE MICROFILTRACIÓN DE LOS CUATRO GRUPOS (GC1, GC2, 3M1 3M2)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	P
Entre grupos	717051,578	3	239017,193	2,695	0,060
Dentro de grupos	3193400,511	36	88705,570		
Total	3910452,089	39			

La tabla 1 muestra que el promedio de microfiltración de los cuatro grupos es similar, estadísticamente significativo ($F=2,69$ $p=0,060$), previamente se realizó la determinación de la homogeneidad de varianzas (Test de Levene= $3,69$ $p=0,020$).

GRÁFICO 1: GRÁFICO DE MEDIAS DE MICROFILTRACIÓN DE LOS CUATRO GRUPOS (GC1, GC2, 3M1 3M2)



El gráfico 1 muestra el comportamiento de la microfiltración de los cuatro grupos, a pesar del aparente contraste al compararlos de manera general no evidencian una diferencia significativa estadísticamente.

TABLA 2. ANÁLISIS ESTADÍSTICOS DESCRIPTIVOS DE LOS CUATRO GRUPOS (GC 1, GC 2, 3M 1, 3M 2)

ESTADÍSTICO	GC 1	GC 2	3M 1	3M 2
Media	1.191,66	960,001	1.323,33	1.085,001
IC 95% L.i.	1.030,01	617,97	1.171,77	960,53
IC 95% L.s.	1.353,31	1.302,02	1.474,89	1.209,47
Media recortada al 5%	1.199,07	959,26	1.334,26	1.088,89
Mediana	1.208,33	950	1.333,33	1.075
Varianza	51.065,38	228.593,05	44.889,08	30.274,74
Desviación estándar	225,97	478,11	211,87	173,99
Mínimo	733,33	216,67	850	750
Máximo	1516,67	1716,67	1600	1350
Rango	783,34	1500	750	600
Asimetría	-0,64	0,06	-1,08	-0,22
Curtosis	0,79	-0,61	2,02	0,59

La tabla 2 muestra que el promedio de microfiltración más bajo fue de GC2 (960 micras), y el más alto con 3M1 (1.323 micras), no existiendo modificaciones en estos valores al recortar el 5% de los datos extremos.

Siendo el intervalo de confianza más amplio para GC 2 (684micras) y la menor amplitud para 3M 2 (249 micras), el punto de equilibrio es decir el valor que separa al 50% de los datos por encima y por debajo oscila en 1000 micras, valor que disminuye a 960 micras solo para 3M 1.

En promedio el conjunto de datos están dispersos de la media entre 174 y 226 micras, solo se eleva este valor para GC2 con 478 micras. Los valores mínimos encontrados oscilan entre 750 micras, como el valor más bajo para 3M2, y 850 micras para 3M1.

Mientras que los valores máximos están entre 1350 (3M 2) y 1717 (GC 2). La diferencia entre los valores máximo y mínimo fue elevada para GC2.

Todos los datos tienen asimetría izquierda negativa a excepción de GC2 que es positiva derecha. Los datos correspondientes a los cuatro grupos son leptocurticos a excepción de GC2 que platicurtica.

TABLA 3. VALORES DE NORMALIDAD DE LOS CUATRO GRUPOS (GC1, GC2, 3M1 3M2)

GRUPO	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	p
GC 1	0,969	10	0,882
GC 2	0,978	10	0,953
3M 1	0,923	10	0,383
3M 2	0,960	10	0,785

La tabla 3 indica que todos los datos de microfiltración tienen distribución normal a un alfa de 0,05 (según el estadístico de Shapiro - Wilk).

TABLA 4. PRUEBA T COMPARACIÓN DEL PROMEDIO DE MICROFILTRACIÓN ENTRE LOS 4 GRUPOS

GRUPOS	F	P	t	p	DIF. MEDIAS
GC1 - GC2	4,06	0,059	1,38	0,18	231,66
GC1 - 3M1	0,034	0,855	-1,34	0,19	-131,66
GC1 - 3M2	0,41	0,53	1,18	0,25	106,66
GC2 - 3M1	4,64	0,045	-2,19	0,041	-363,33
GC2 - 3M2	6,22	0,023	-0,77	0,447	-125
3M1 -3M2	0,203	0,657	2,74	0,013	238

Al comparar el promedio de microfiltración de los cuatro grupos se pudo comprobar que solo existe diferencia significativa entre 3M1 y 3M2 ($t=2,74$ $p=0,013$), siendo el comportamiento similar en el resto de los materiales.

Por tanto se puede afirmar con un nivel de error de 1,3% que el promedio de microfiltración entre 3M 1 y 3M 2 es distinto, evidenciándose un promedio de microfiltración mayor en 3M 1 (1323,33 micras) respecto a 3M 2 (1085 micras).

ANÁLISIS ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO DE ACUERDO A LOS SEGMENTOS (SUPERIOR, MEDIO, INFERIOR)

TABLA 5. ESTADÍSTICOS DESCRIPTIVOS DE LOS CUATRO GRUPOS (GC1, GC2, 3M 1, 3M 2)

SEGMENTO SUPERIOR

	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media	
				Límite inferior	Límite superior
GC 1	860,00	277,689	87,813	661,35	1058,65
GC 2	825,00	469,190	148,371	489,36	1160,64
3M 1	1030,00	362,246	114,552	770,86	1289,14
3M 2	685,00	560,778	177,334	283,84	1086,16
Total	850,00	432,346	68,360	711,73	988,27

En la tabla 5 se puede apreciar los estadísticos descriptivos de los cuatro grupos siendo el promedio más alto para 3M 1 y el menor para 3M 2, que también tiene el mayor grado de dispersión de los datos. Previamente se determinó la existencia de homogeneidad de varianzas (Levene =2,39 p = 0,085).

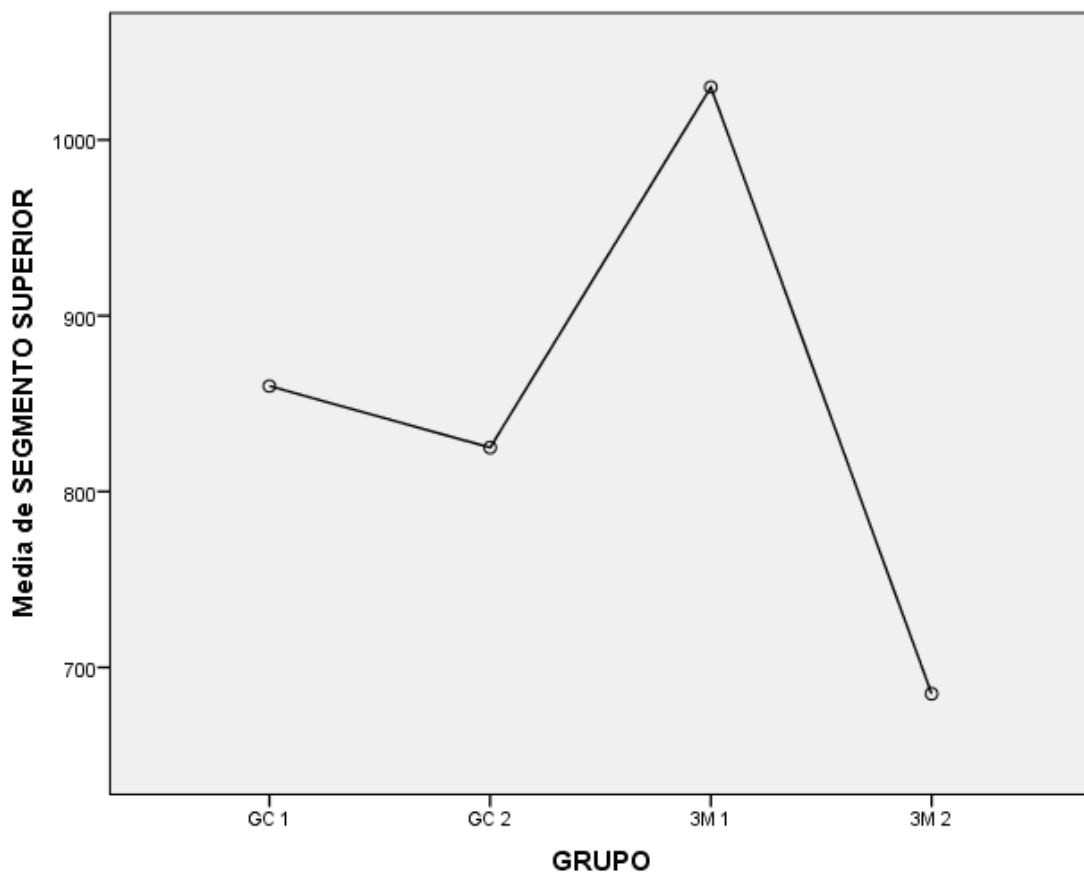
**TABLA 6. ANÁLISIS DE LA VARIANZA DE LOS CUATRO GRUPOS
(GC1, GC2, 3M1 3M2),**

SEGMENTO SUPERIOR

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	603500,000	3	201166,667	1,083	0,369
Dentro de grupos	6686500,000	36	185736,111		
Total	7290000,000	39			

En el segmento superior se pudo determinar que no existen diferencias significativas respecto al promedio de microfiltración entre los cuatro grupos ($F=1,08$ $p=0,36$).

**GRÁFICO2: MEDIAS DE LOS CUATRO GRUPOS (GC1, GC2, 3M1, 3M2)
SEGMENTO SUPERIOR**



De la misma manera el gráfico de medias pese a que muestra un contraste entre 3M1 y 3M2 no es significativo (Bonferroni p valor = 0,049)

**TABLA 7. ANÁLISIS ESTADÍSTICOS DESCRIPTIVOS DE LOS CUATRO GRUPOS (GC1, GC2, 3M1 3M2),
SEGMENTO MEDIO**

	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media	
				Límite inferior	Límite superior
GC 1	1755,00	630,454	199,367	1304,00	2206,00
GC 2	1310,00	907,622	287,015	660,73	1959,27
3M 1	1785,00	655,765	207,371	1315,89	2254,11
3M 2	1605,00	229,068	72,438	1441,13	1768,87
Total	1613,75	655,351	103,620	1404,16	1823,34

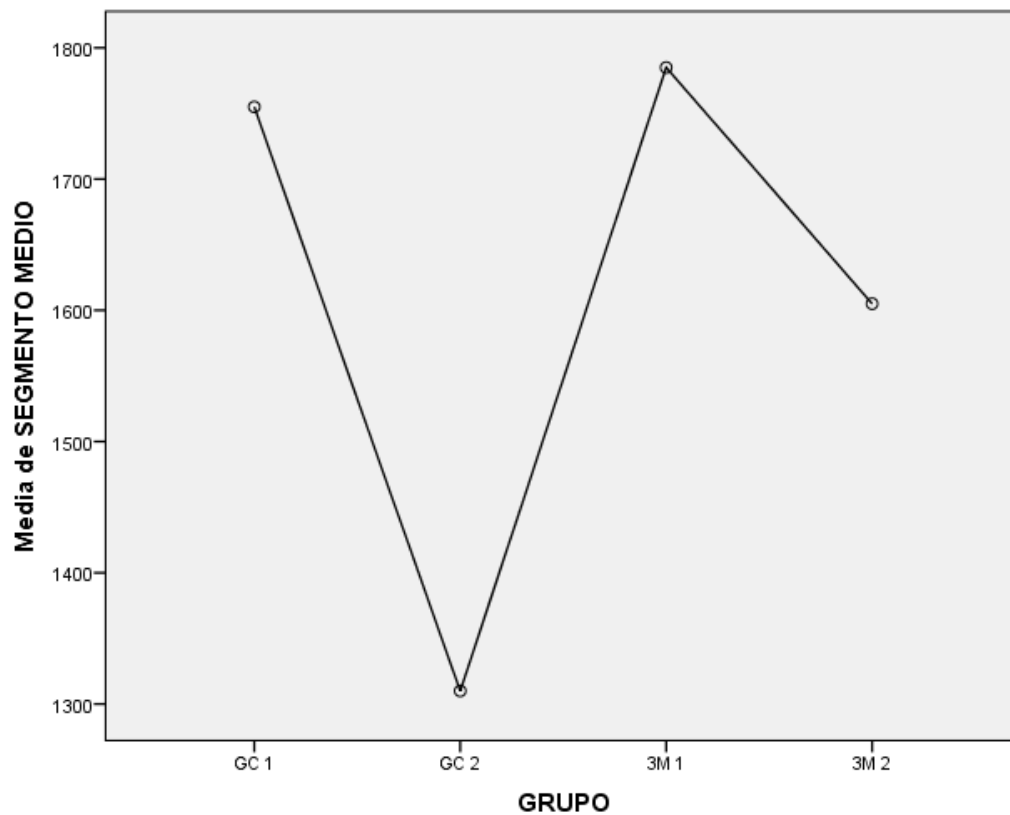
Los promedios fueron casi homogéneos, existiendo mayor dispersión para el grupo GC 2. Se pudo determinar la existencia de homogeneidad de varianzas (Levene 3,93 $p = 0,016$).

**TABLA 8. ANÁLISIS DE LA VARIANZA DE LOS CUATRO GRUPOS (GC1, GC2, 3M1 3M2),
SEGMENTO MEDIO**

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	1416187,50 0	3	472062,500	1,108	0,358
Dentro de grupos	15333750,0 00	36	425937,500		
Total	16749937,5 00	39			

En el segmento medio se pudo determinar que no existen diferencias significativas respecto al promedio de microfiltración entre los cuatro grupos ($F = 1,108$ $p = 0,358$).

GRÁFICO 3: MEDIAS DE LOS CUATRO GRUPOS (GC1, GC2, 3M1 3M2)
SEGMENTO MEDIO



Pese al aparente contraste de medias, resalta entre GC 2 y 3M 1 (Bonferroni $p = 0,67$), no se pudo identificar diferencias significativas entre los grupos de comparación.

TABLA 9 ANÁLISIS ESTADÍSTICOS DESCRIPTIVOS DE LOS CUATRO GRUPOS (GC 1, GC 2, 3M 1 3M 2)

SEGMENTO INFERIOR

	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media	
				Límite inferior	Límite superior
GC 1	960,00	346,250	109,494	712,31	1207,69
GC 2	745,00	483,305	152,834	399,26	1090,74
3M 1	1155,00	294,816	93,229	944,10	1365,90
3M 2	965,00	377,896	119,501	694,67	1235,33
Total	956,25	395,193	62,486	829,86	1082,64

El promedio más alto fue para 3M 1 y el menor para GC 2, existiendo mayor dispersión para este grupo de datos. Existe homogeneidad de varianzas entre los grupos de contraste (Levene 1,023 p =0,394).

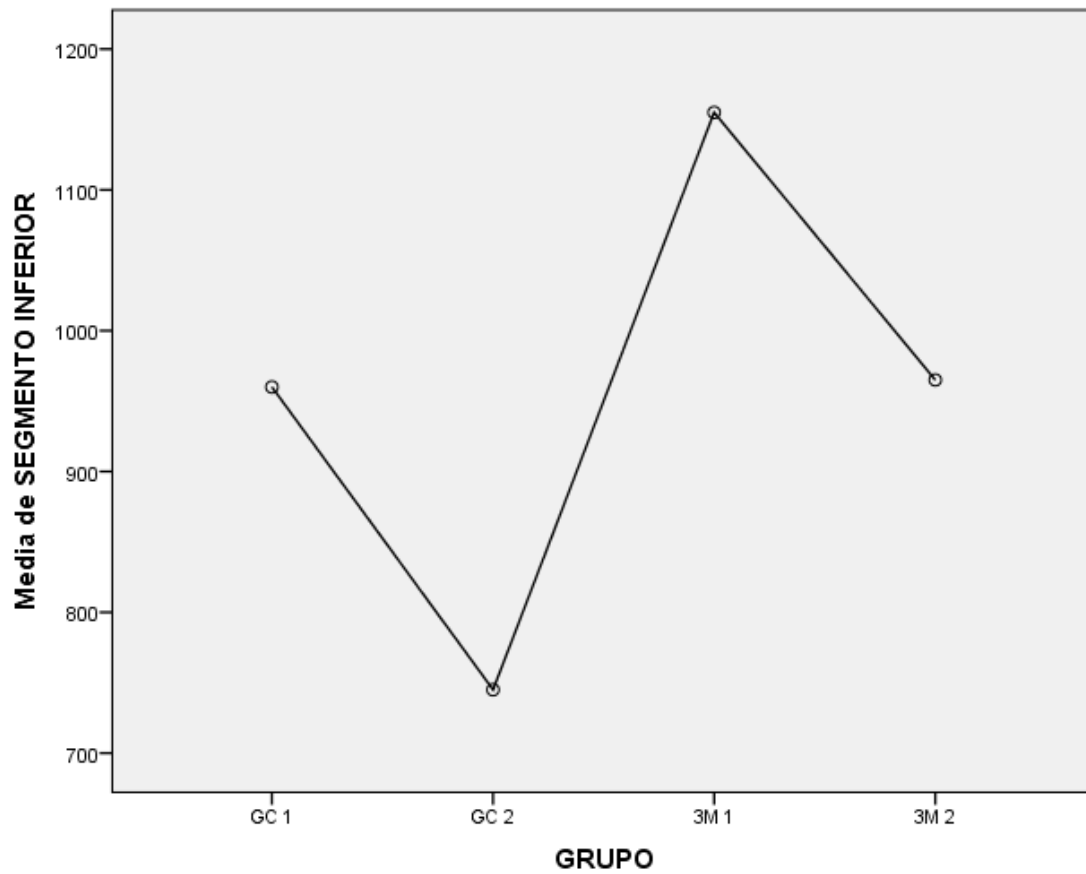
TABLA 10. ANÁLISIS DE LA VARIANZA DE LOS CUATRO GRUPOS (GC 1, GC2, 3M 1 ,3M 2)

SEGMENTO INFERIOR

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	842187,500	3	280729,167	1,925	0,143
Dentro de grupos	5248750,00	36	145798,611		
Total	6090937,50	39			

No se evidencia diferencias significativas entre los grupos en comparación a este nivel de segmento (F= 1,925 p= 0,143).

**GRAFICO 4: MEDIAS DE LOS CUATRO GRUPOS
(GC 1, GC 2, 3M 1, 3M 2), SEGMENTO INFERIOR**



Nuevamente al aparente contraste de medias entre GC2 y 3M1 (Bonferroni $p = 0,130$), no se pudo identificar diferencias significativas entre los grupos de comparación.

LÍMITES DE CONTROL, PROMEDIO Y LÍMITES DE VARIABILIDAD DE LOS CUATRO GRUPOS (GC 1, GC 2, 3M 2, 3M 2)

GRAFICO 5: CONTROL GC 1

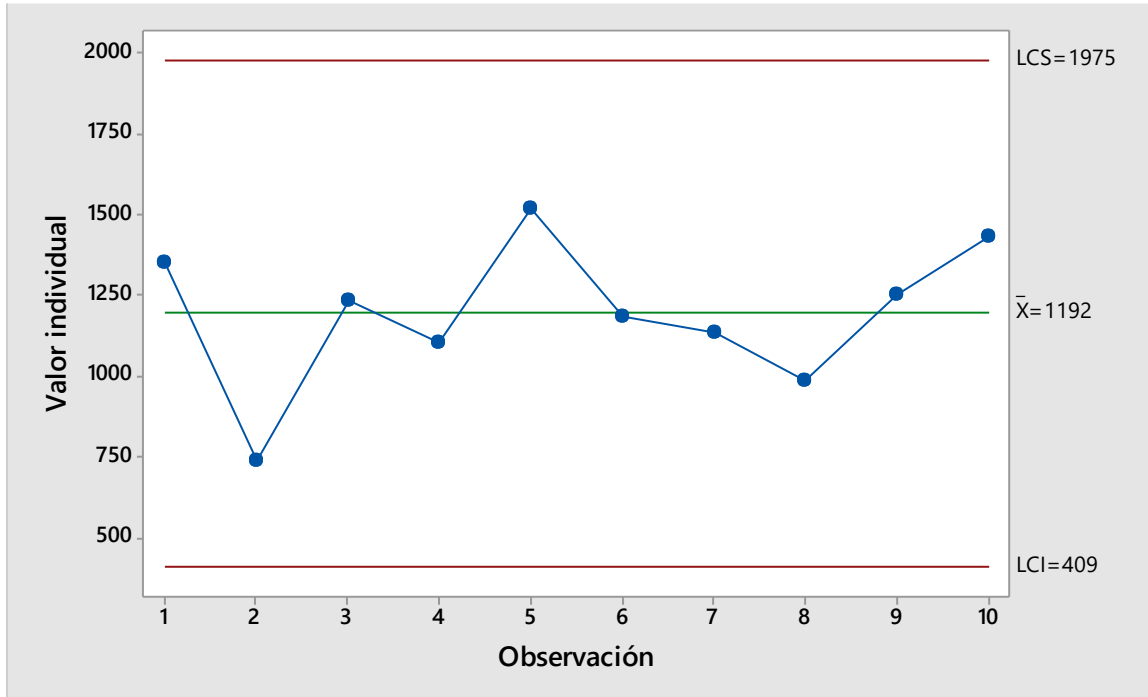


GRÁFICO 6: CONTROL GC 2

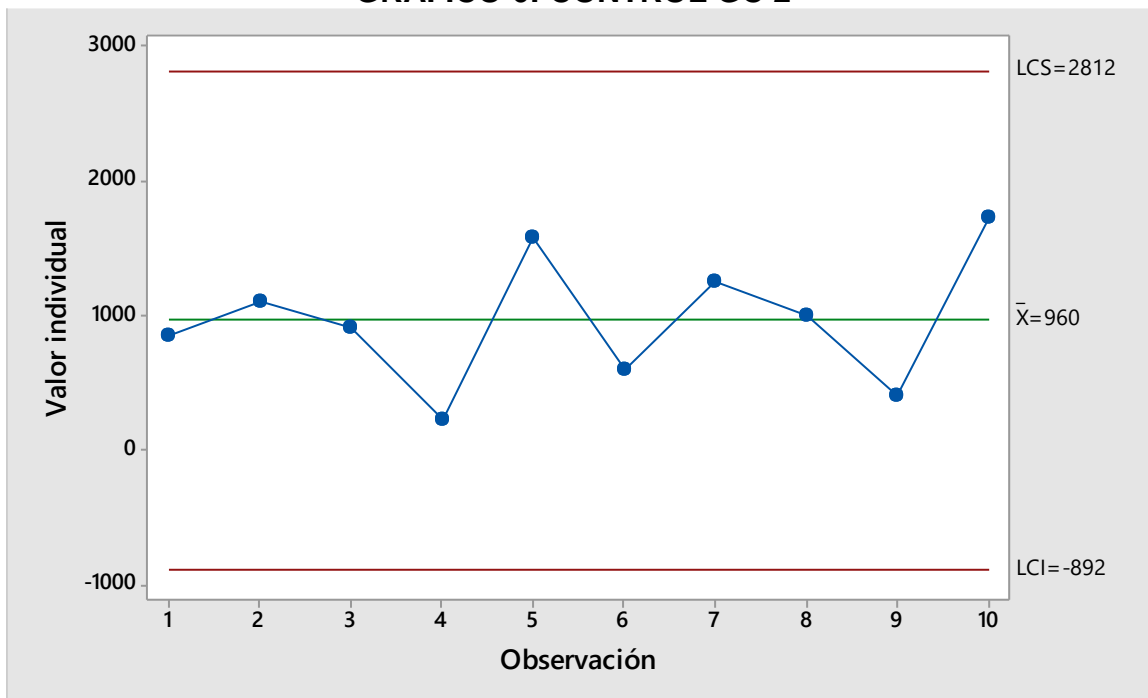


GRÁFICO 7: CONTROL 3M 1

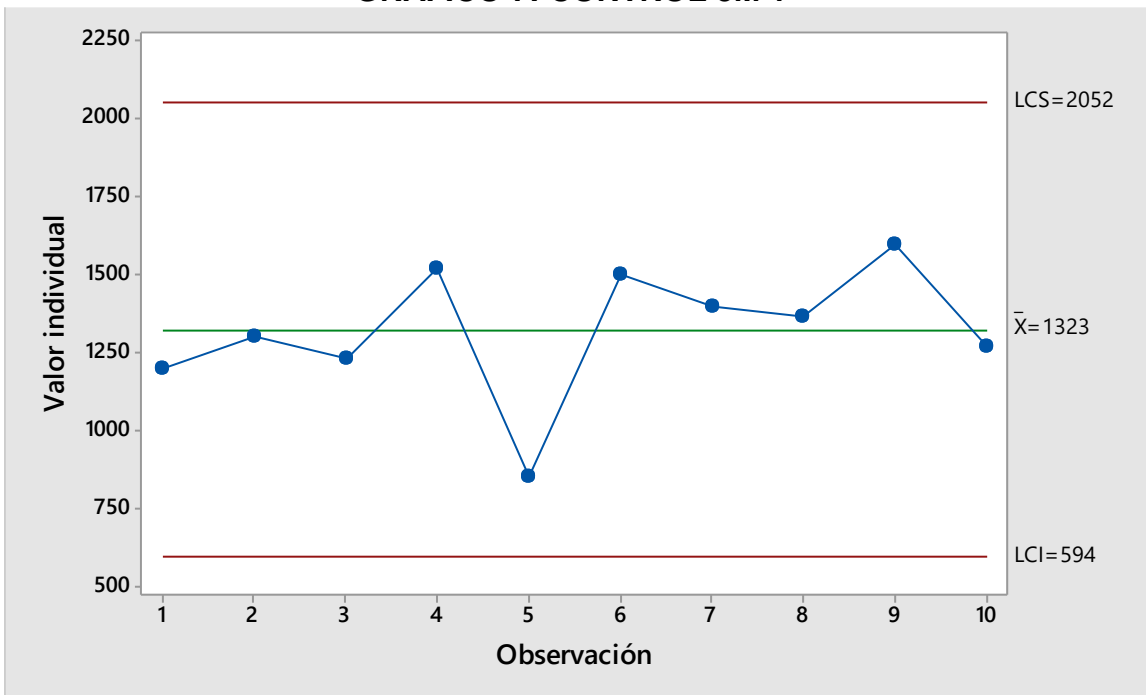
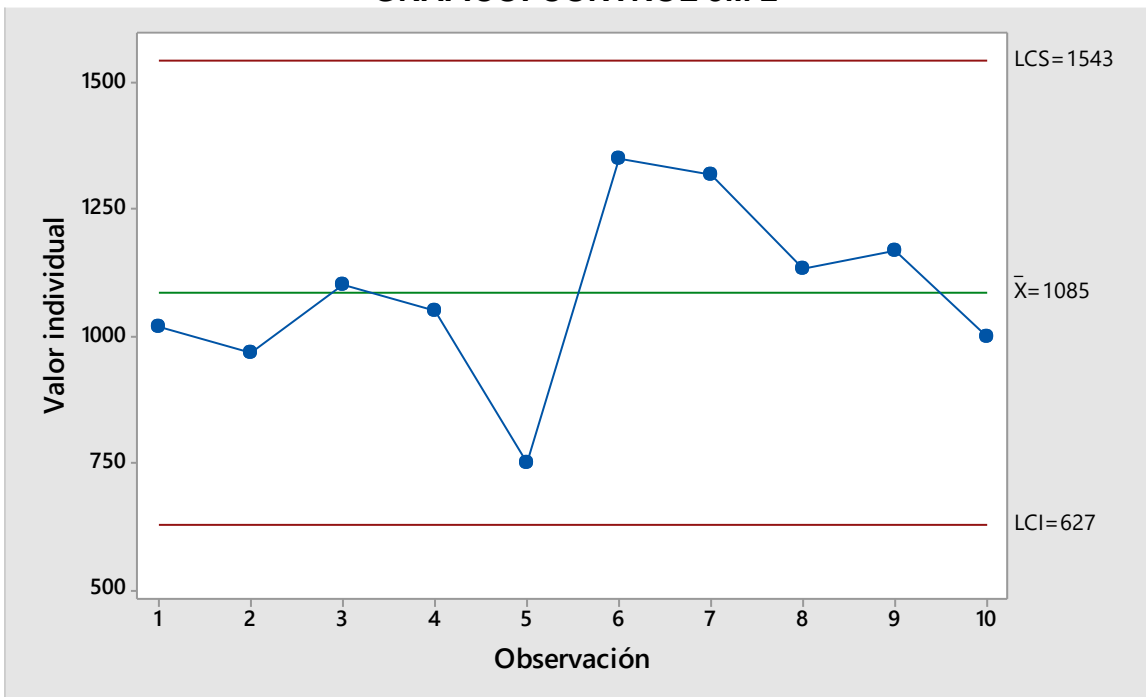


GRÁFICO: CONTROL 3M 2



En los gráficos de control obtenidos se pudo determinar los límites superior e inferior de variabilidad. Respecto al límite superior el GC 2 obtuvo el valor más alto 2052 micras, que podría servir de referencia para medir la microfiltración.

Como límite inferior el GC 1 tiene el valor más bajo de 409 micras, siendo este valor referencial para futuras intervenciones. Además el promedio de microfiltración más bajo fue de GC 2= 960 micras.

3.9 RESULTADOS

Análisis de varianza

Los cuatro grupos de estudio presentan microfiltración sin embargo al compararlos esta no se traduce en una diferencia significativa estadísticamente, ($p=0,060$). Por lo tanto el grado de microfiltración de los cuatro grupos es similar.

Análisis estadístico descriptivo de los 4 grupos

El promedio de microfiltración más bajo fue de GC2 (960 micras) y el más alto para 3M1 (1.323 micras).

Shapiro - Wilk.

Este análisis se utiliza cuando la muestra es menor a 50 (40 dientes en este caso). Los datos de microfiltración tienen distribución normal a un alfa de 0,05.

T – Student

Al comparar el promedio de microfiltración de los cuatro grupos se comprueba que solo existe diferencia significativa entre 3M1 y 3M2 ($t=2,74$ $p=0,013$), siendo el promedio similar en el resto de los grupos.

Por tanto se puede afirmar con un nivel de error de 1,3% que el promedio de microfiltración entre 3M 1 y 3M 2 es distinto, evidenciándose un promedio de microfiltración mayor en 3M 1 (1323,33 micras) respecto a 3M 2 (1085 micras).

Análisis estadístico descriptivo a nivel de segmentos (superior, medio, inferior)

A nivel de segmentos se pudo determinar que no existen diferencias significativas respecto al promedio de microfiltración entre los cuatro grupos

Límites de control, promedio y límites de variabilidad.

El promedio de microfiltración más bajo fue de GC 2 960 micras.

Respecto al límite superior el GC 2 obtuvo el valor más alto 2052 micras, que podría servir como parámetro para medir la microfiltración en futuras investigaciones.

Como límite inferior el grupo GC 1 tiene el valor más bajo de 409 micras, siendo este valor referencial para futuras investigaciones.

Las fluctuaciones de microfiltración en los gráficos siguen la línea media lo que indica que no se alteró el experimento para manipular de alguna forma los resultados finales.

3.10 CONCLUSIONES

1.- Existe una diferencia numérica en los resultados finales correspondientes a la medición de microfiltración en los distintos grupos sin embargo después de realizar un análisis de datos la diferencia en micras no es significativa estadísticamente.

2.- En los 4 grupos evaluados se observó microfiltración en la interfase diente-restauración, expresado en micras sometidos a un proceso de termociclaje de 5000 ciclos equivalente a seis meses en boca.

3.- Los factores ultraestructurales del sustrato dentario influyen en la adhesión y microfiltración.

4.- La humedad y la temperatura influyen de gran manera en el grado de microfiltración

3.11 RECOMENDACIONES

1.- Realizar nuevas investigaciones utilizando otras marcas de materiales de restauración.

2.- Cumplidos los seis meses de una restauración cervical en boca se debe realizar observación y examen clínico detallado a este nivel y si es necesario el recambio de la misma.

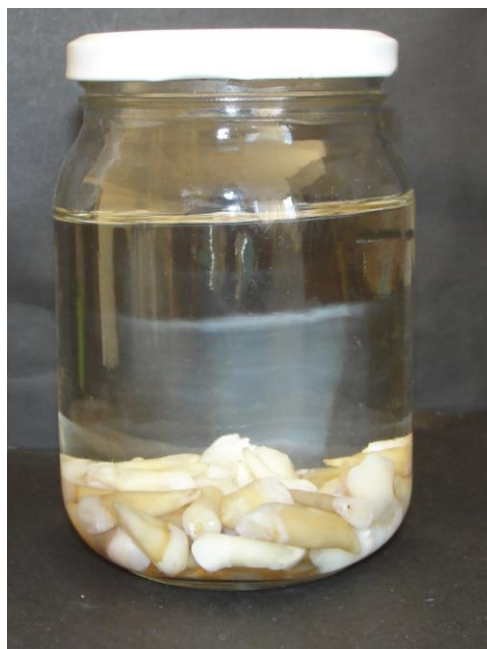
3.- Proponer nuevas investigaciones realizando mediciones de la microfiltración con diferentes cantidades de ciclos de termociclaje y compararlas.

3.12 ANEXOS

ANEXO 1.- SELECCIÓN DE LAS PIEZAS DENTARIAS



ANEXO 2.- CONSERVACION EN FORMALINA AL 10%



ANEXO 3.- PREPARACION CAVITARIA

ANEXO 4.- CONFORMACIÓN DE GRUPOS DE ACUERDO A LOS MATERIALES DE RESTAURACION UTILIZADOS

GC1



GC 2



3M 1



3M 2



ANEXO 5.- PIEZAS DENTARIAS RESTAURADAS**ANEXO 6.- MARCADO DE LAS PIEZAS RESTAURADAS**

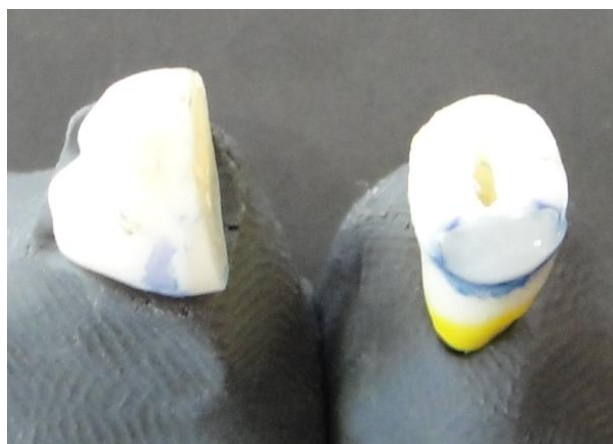
ANEXO 7.- TERMOCICLAJE

ANEXO 8.- SELLADO DEL APICE Y AISLADO**ANEXO 9.- INMERSION DE LAS PIEZAS DENTARIAS EN AZUL DE METILENO**

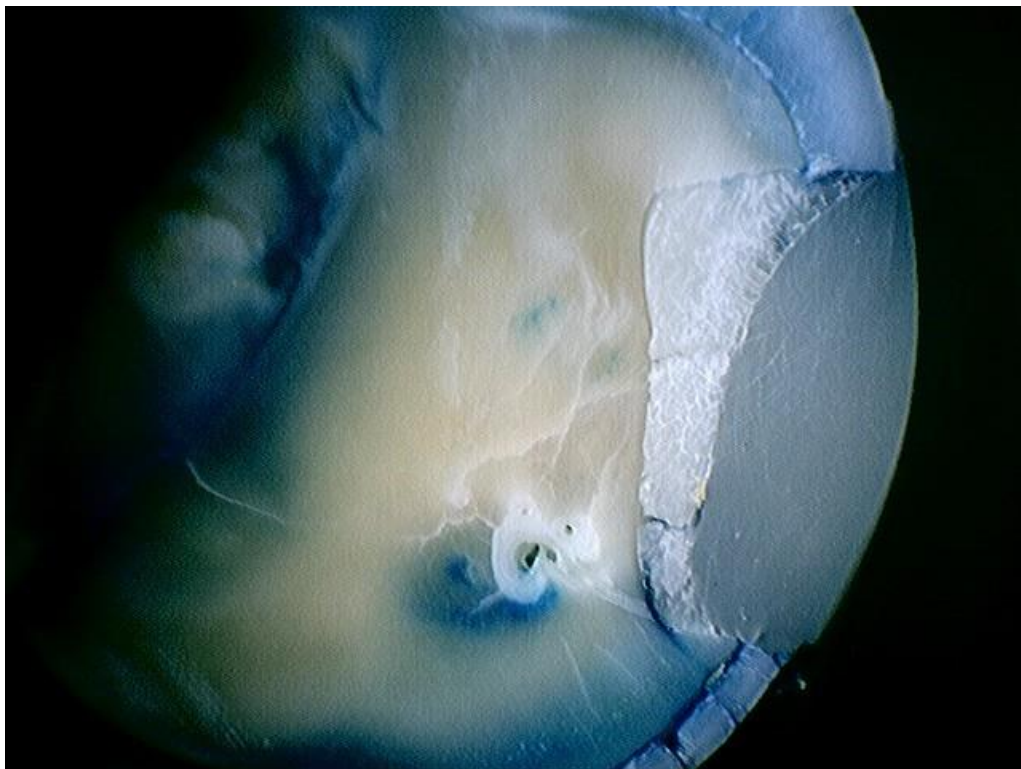
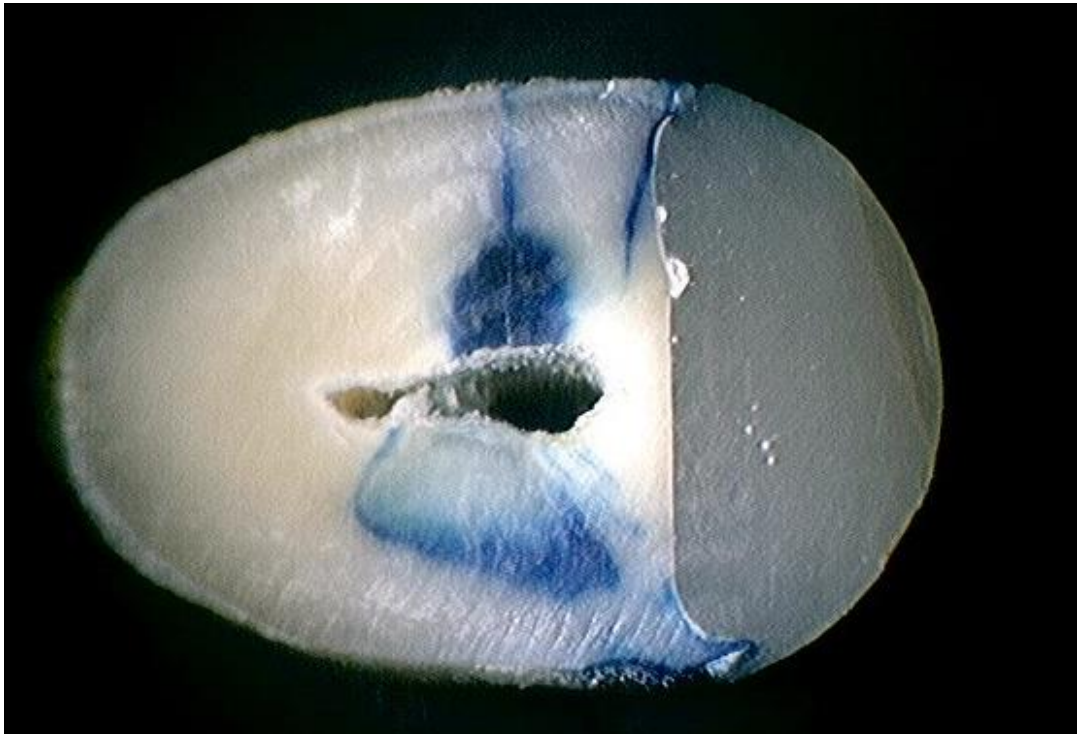
PIEZAS DENTARIAS DESPUES DE LA INMERSION EN AZUL DE METILENO POR 24 HORAS

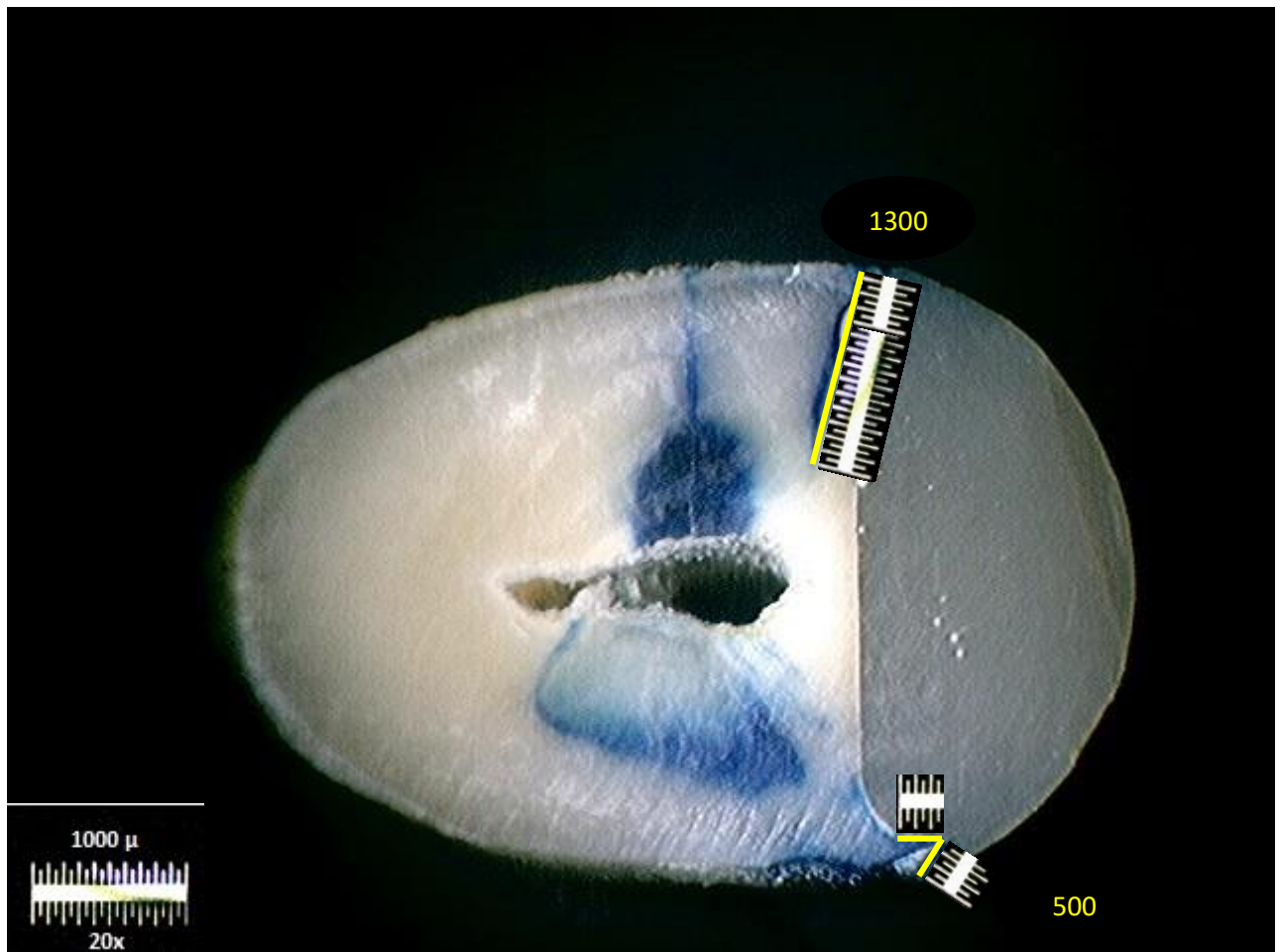


ANEXO 10.- CORTE



ANEXO 11.- ESTEREOMICROSCOPIO

ANEXO 12.- IMÁGENES OBTENIDAS CON EL ESTEREOMICROSCOPIO

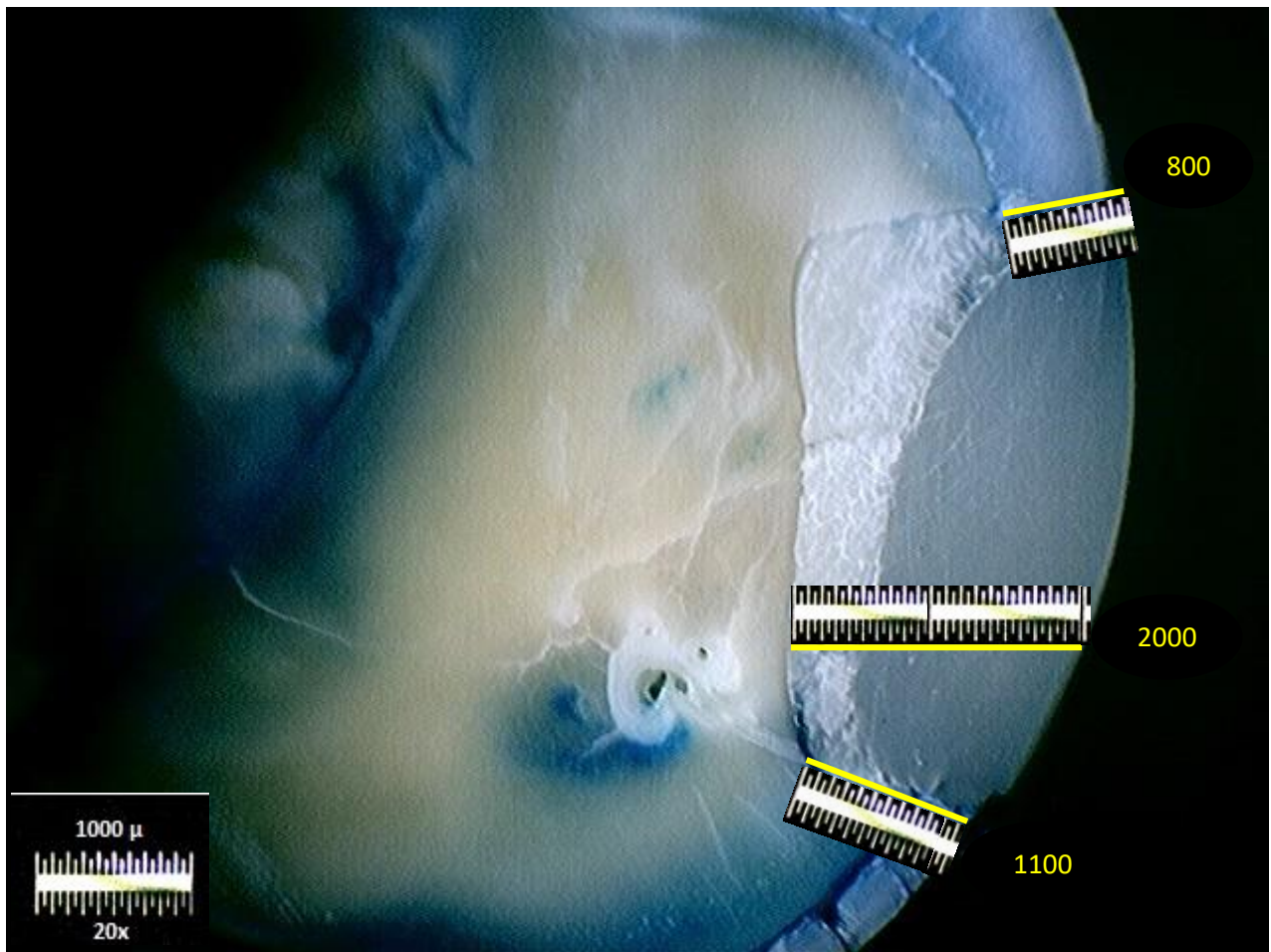
ANEXO 13.- MEDICION EN MICRAS DE LAS MUESTRAS

RESULTADOS EN MICRAS:

1300

500

TOTAL DE MICRO FILTRACIÓN = 1800 MICRAS



RESULTADOS EN MICRAS:

800

2000

1100

TOTAL DE MICRO FILTRACIÓN = 3900 MICRAS

3.13 BIBLIOGRAFÍA

- ¹ Varillas Castro EV. Prevalencia de lesiones cervicales no cariosas según sus características clínicas en pacientes adultos del Hospital Militar Central. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos. 2003.
- ² Pegoraro LF, Scolaro JM, Conti PC, Telles D, Pegoraro TA. Noncarious cervical lesions in adults: prevalence and occlusal aspects. *J Am Dent Assoc.* 2005; 136(12):1694-700.
- ³ Kubo S, Kawasaki K, Yokota H, Hayashi Y. Five-year clinical evaluation of two adhesive systems in non-carious cervical lesions. *J Dent.* 2006; 34(2):97-105.
- ⁴ Ichim I, Li Q, Loughran J, Swain MV, Kieser J. Restoration of non-carious cervical lesions. Part I. *Dent Mater.* 2007; 23 (12):1553-61
- ⁵ Takehara J, Takano T, Akhter R, Morita M. Correlations of noncarious cervical lesions and occlusal factors determined by using pressure-detecting sheet. *J Dent (Japan).* 2008; 36(10): 774-779.
- ⁶ Smith WA, Marchan S, Rafeek RN. The prevalence and severity of non-carious cervical lesions in a group of patients attending a university hospital in Trinidad. *J Oral Rehabil.* 2008; 35(2):128-34.
- ⁷ AW T.C., LEPE X., JOHNSON G.H., MANCL L., "Department of Restorative Dentistry, University of Washington", School of Dentistry, *J Am Dent Assoc* 2002 Jun 133(6):725-33
- ⁸ Kunal Karam, Xiaomei Yao, Changgi Xu: Yong Wang. Chemical profile of the dentin substrate in non-carious cervical lesions. *Dental Material Journal.* Volume 25 Issue 10. Pages 1205 – 1212 October 2009.
- ⁹ Marín Cárdenas JL. Factores que definen las características clínicas de las lesiones cervicales no cariosas en las pacientes mujeres adultas de los comedores populares del distrito de Pillcomarca – Huánuco (Tesis de pregrado). Huánuco. Universidad Nacional "Hermilio Valdizán", Facultad de Ciencias Médicas. 2010.
- ¹⁰ Jiang H, Du MQ, Huang W, Peng B, Bian Z, Tai BJ. The prevalence of and risk factors for non-carious cervical lesions in adults in Hubei Province, China. *Community Dent Health.* 2011; 28(1):22-8.
- ¹¹ Oliveira ROL, Chaves MHZ, Macedo VS. Prevalencia de lesiones cervicales no cariosas en estudiantes de Odontología de la Universidad Estatal de Paraíba. *Brasdentosci.* 2011; 14(1/2):54-63.

- ¹² Macêdo de Oliveira Isabelle Lins. Prevalência de lesões cervicais não cariosas em gestantes atendidas no Instituto Cândida Vargas. (Tesis de pregrado). Paraíba. Universidade Federal da Paraíba. Centro de Ciências da saúde. 2011
- ¹³ Grippo JO, Simring M, Coleman TA. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncariou cervical lesions: a 20-year perspective. *J Esthet Restor Dent*. 2012; 24(1):10-23. Epub 2011 Nov
- ¹⁴ Shysei Kubo, Hiroki Yokota, Haruka Yokota, Yohihiko Hayashi. Challenges to the clinical placement and evaluation of adhesively-bonded cervical composite restorations. *Dental Material Journal*. Volume 29, Issue 1, Pages 10-27, January 2013
- ¹⁵ BUONOCORE MG (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel surfaces *J Dent Res*.
- ¹⁶ BOWEN RL (1962) Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidil acrylate US Patent.
- ¹⁷ NEWMAN GV y SHARPE LH (1966) On the wettability of the surfaces: preliminary investigation NJ ST Dent Ass.
- ¹⁸ FUSAYAMA T (1980) *New Concepts in Operative Dentistry* Quintessence Publishing Co. Chicago Illinois USA.
- ¹⁹ KRAMER IRH y MACLAEN JW (1952) Alterations in the staining reactions of dentin resulting from a constituent of a new self-polymerizing resin *Br Dent J*.
- ²⁰ NAKABAYASHI N (1982) The promotion of adhesion by de filtration of monomers into tooth substrates *Journal of Biomedical Materials Research*
- ²¹ BOYDE A (1963) *Advances in fluorine research and dental caries prevention. An assessment of two new physical methods applied to the study of dental tissues* Oxford Pergamon Press.
- ²² BRANNSTROM M (1984) Smear layer pathological and treatment considerations *Oper Dent*.
- ²³ Mauro SJ, Sundfeld RH, Bedran-Russo AKB, Fraga Briso ALF. Fuerza de adhesión del ionómero de vidrio modificado por resina a la dentina: el efecto del tratamiento de superficie dentinal. *J Minim Interv Dent* 2009; 2
- ²⁴ Valencia Roberto, Espinosa Roberto, Ceja Israel, Marín Adriana. Características estructurales de los Cristales del Esmalte Humano: Mecanismos de Remineralización. *RODIB Volumen II. Número 3. Septiembre-Diciembre, 2013*

- ²⁵ AVERY J (1994) Oral Development and Histology Second Edition Thieme M 12. - CARVALHO R Y COL. (2000) Effects of prism orientation on tensile strength of enamel. Jamal of Adhesive Dentist ryedical Publishers Inc. New York, USA.
- ²⁶ Sturdevant C, Roberson T. Operatoria Dental. 3ed: Madrid: Mosby; 1996
- ²⁷ Smith Deanne, K. Calcium phosphate apatites in nature. In Hydroxyapatite and related materials (eds. Browns, P.W. & Constantz, B., 1995) 46-52 (CRC Press, London, 2000
- ²⁸. Gómez de Ferraris Maria Elsa, Campos Muñoz Antonio; "Histología y Embriología Bucodental", Ed. Medica Panamericana, 1999, Madrid, págs. 229-249.
- ²⁹ WILLIAMS, R. A. D. y Elliot J. C. Bioquímica dental básica y aplicada. El Manual Moderno. México. ISBN 0-443-03144-4. p. 316
- ³⁰ Robinson C, Shore RC, Brookes SJ, Strafford S, Wood SR, Kirkam J. The chemistry of enamel caries. Crit Rev Oral Biol Med 2000;11(4);481-495.
- ³⁰ Garone, W. Abreu V. Lesiones no cariosas. "el nuevo desafío de la odontología". Edit. Santos, 2010.
- ³¹ Ten Cate AR. Histología Oral. Editorial Médica Panamericana. Segunda Edición Buenos Aires 1986. p. 82-108.
- ³² Leesson TS, Leesson CR, Paparo AA. Texto/Atlas de histología. México DF: Nueva Editorial Interamericana, McGraw Hill; 1998. p. 401-413.
- ³³ Figún ME, Garino RR. Anatomía odontológica: funcional y aplicada. Editorial el Ateneo. Segunda Edición Buenos Aires 2002. p. 186-362.
- ³⁴ López Jordi, María del Carmen, Amaral Schiaffino Rosana, Bussadori Kalil Sandra Proteólisis enzimática del colágeno dentinario Odontoestomatología vol.12 no.14 Montevideo mayo 2010
- ³⁵ Osorio Ruiz E. Control del colapso del colágeno: desproteínización. Av. Odontoestomatol 2004; 20-3: 123-130. Universidad de Granada
- ³⁶ Juan José Segura Egea¹ y Alicia Jiménez Rubio-Manzanares. Bases moleculares y celulares de la dentinogénesis primaria y secundaria. Juan José Segura Egea .
- ³⁷ Llamas Cadaval R., Jimenez Planas A , Jimenez Rubio Manzanaraes, Segura Egea JJ, Bonilla R. Bases estructurales y respuestas biológicas del complejo dentino pulpar que condicionan la permeabilidad dentinaria. Departamento de Estomatología. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla (España).

- ³⁸ Cuniberti de Rossi N, Lesiones Cervicales no Cariosas. La lesión dental del futuro. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2009.
- ³⁹ Juan T, Gómez A. Alteraciones del esmalte: atrición, erosión y abrasión dental. Traumatismos bucodentales. En: Cuenca E, coordinador. Odontología preventiva y comunitaria, Principios, métodos y aplicaciones. 3ra ed. Barcelona: Masson; 2005:213-214.
- ⁴⁰ Barrancos Mooney, Patricio J. Operatoria dental. 4ª Ed; Buenos Aires: Médica Panamericana, 2006.
- ⁴¹ Óscar Eduardo Díaz Rebolledo y col. Lesiones no cariosas: atrición, erosión abrasión, abfracción, bruxismo. Oral Año 12. Núm. 38. 2011. 742-744
- ⁴² NOBUO NAKABAYASHI. Mundo odont. Aro VIII octubre N° 41 2000 Pag. 18.
- ⁴³ Barrancos J. "Operatoria dental". Cuarto Edición. Editorial Panamericana. 2006.
- ⁴⁴ Bader M., Astorga C., y col. "Biomateriales Dentales" Propiedades Generales. Tomo I. Primera edición. U. de Chile. 1996. 73 p. Págs. 6-15, 49-62. Cap. I, IV,VI.
- ⁴⁵ Oleksiuk N.; "Análisis comparativo in vitro del sellado marginal de restauraciones de Resina Compuesta realizadas con dos adhesivos de distinta técnica de aplicación". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, 2008, Universidad de Chile.
- ⁴⁶ Peutzfeldt A. "Resin composite in dentistry: the monomer systems". Eur J Oral Sci 105: 97-116. 1997.
- ⁴⁷ Carolina Paes Torres, DDS Silmara Milori Corona. "Bond strength of Self-etching Primer and Total-etch Adhesive system to primary dentin". Journal of Dentistry for Children-71:2,2004
- ⁴⁸ Craig R., O'Brien W., Powers J. "Materiales Dentales". Sexta Edición. Editorial Mosby. 1996
- ⁴⁹ Erickson, R Bonding to tooth structure: A comparison of glass ionomers and composite – resin systems, Est dent, 6:5, 227 – 242 1994
- ⁵⁰ Phillips. "Ciencia de los Materiales Dentales". 10º Edición. Editorial Mc Graw-Hill Interamericana. 1998. 745p. Págs 13-32, 313-326. Cap. 2 y 3.
- ⁵¹ Landau & Lifshitz, Teoría clásica de los campos, Ed. Reverté, ISBN 84-291-4082-4.
- ⁵² Segura González, Wenceslao, Teoría de campo relativista, eWT Ediciones, 2014, ISBN 978-84-617-1463-6.

- ⁵³ Unión Internacional de Química Pura y Aplicada: (1994) /M04002.html molecule, Compendium of Chemical Terminology, conocido como Gold Book
- ⁵⁴ Educarchile - El agua www.educarchile.cl/ech/pro/app/detalle
- ⁵⁵ P.J. Collings (2002). «Chapter 1: States of Matter». Liquid Crystals: Nature's Delicate Phase of Matter. Princeton University Press. ISBN 0691086729. D.H. Trevena (1975). «Chapter 1.2 Changes of phase». The Liquid Phase. Taylor & Francis
- ⁵⁶ Estado de agregación de la materia en Google Libros. Bibliografía D.L. Goodstein (1985). States of Matter. Dover Phoenix. ISBN 978-0-486-49506-4.
- ⁵⁷ Viviana del Valle Nahid, Departamento de Ingeniería Mecánica Cátedra: Mecánica de los fluidos. Facultad regional de Tucuman Argentina 2010
- ⁵⁸ Miguel Katz. Física y química de superficies. Departamento de química. Cátedra Química Física. Unidad V. Físico química de superficie.
- ⁵⁹ Josefina Viadas Trejo. Físico Química Farmacéutica. Fenoles superficiales en sistemas farmacéuticos. 2012
- ⁶⁰ J. Torrent Burgués, Depto. Ingeniería Química, FOOT-UPC, Terrassa. Medida de ángulo de contacto. 2013
- ⁶¹ C. Diaz. Evaluación de propiedades fisicoquímicas de sustratos. Sedici.unlp.edu ar. 2011
- ⁶² Universidad de Oviedo. Area de mecánica de fluidos Escuela Politécnica Superior Guillermo Schulz, Curso de Complementos de Ingeniero Geólogo. Hidráulica. Los fluidos. <http://web.uniovi.es/Areas/Mecanica.Fluidos/>
- ⁶³ Swift E. Jr., et al. "Denton/Enamel adhesives: Review of the literature". Pediatric Dentistry. 24(5): 451-456. 2002.
- ⁶⁴ URIBE J, PRIOTTO EG, CABRAL JR : Restauraciones para amalgama. Planificación operatoria y preparaciones cavitarias. En : Uribe J : Operatoria dental. Ciencia práctica. Madrid, Ediciones Avances Médico-Dentales, 1990: 99- 100.
- ⁶⁵ Mor JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth. Pediatric Dentistry 1997; 19(4): 246-252.
- ⁶⁶ Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. J of Dent 1987; 25(6): 441-458

67. ALBERS HF : Técnicas de unión. En : Albers HF : Odontología Estética. Selección y colocación de materiales. Barcelona, Editorial Labor, 1988 : 96-97.
68. TOLEDANO M, SEGURA I : Mecanismos de acción de los distintos productos en el tratamiento de la superficie dentinaria. Arch Odontoestomatol, 1993; 9 : 101-106.
69. BITTER NC : The effect of 25% tannic acid on prepared dentin: a scanning electron microscope- methylene blue dye study. J Prosthet Dent, 1990; 64 : 12-16.
70. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res 1982; 16: 265-273.
71. Nakabayashi N. Bonding of restorative materials to dentin. The present status in Japan. Int Dent J 1985; 35:145-154.
72. Pashley DH. Dentin bonding: Overview of the substrate with respect to adhesive material. J Esthet Dent 1991; 3(2): 46-50.
73. Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissues. Quintessence Publishing, Co., Chicago, 1998: 1-170.
74. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpo-dentin complex. Oper Dent 1992; 17: 224-242.
75. Ariño p. "Adhesivos Dentales del Nuevo Milenio: "La Membrana Adhesiva". Industria y Profesion N° 110. Septiembre 2000. Ciencia. www.gacetadental.com
76. Bouillaguet S., Gysi P., Wataha J. C., et.al. "Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems" Journal of Dentistry 29: 55-61. 2001.
77. Arroyo S., Martínez J. "Un Adhesivo Autograbador: XENOIII" Unidad de Patología y Terapéutica Dental. Universidad de Barcelona. Mayo 2003.
78. Barrancos M. "Operatoria Dental". 3º Edición. Editorial Médica Panamericana. Argentina, 1999. 1176p. Págs. 567- 578, 609-634, 657-690. Cap. 17,19,21,22.
79. Ribera C., Quevedo E., Bader M. "Análisis comparativo in vitro de las propiedades físicas mecánicas de dos resinas compuestas de reciente aparición v/s su antecesora". Rev. Fac. Odontología. U. de Chile. 18:25-33.2000.

- ⁸⁰. Castro P.: "Análisis comparativo in Vitro de la resistencia adhesiva de cuatro resinas compuestas con sus os". U. de Chile. Santiago de Chile.2002
- ⁸¹. Craig R. "Materiales Dentales Restauradores". 7º Edición. Editorial Mundi S.A.I.C. y F. Argentina, 1988. 570p. Págs. 237-266. Cap. 10.
- ⁸². Peutzfeldt A. "Resin composite in dentistry: the monomer systems". Eur J Oral Sci 105: 97-116. 1997.
- ⁸³ Luiz Narcizo Baratieri , Marcelo Chain Restauraciones esteticas con resina compuesta en dientes posteriores ; Sau Paulo : Artes Medicas 2001. Capitulo 2 Pag 12-20.
- ⁸⁴. Barkmeier W., Hammesfahr P., Latta M. "Bond Strength of Composite to Enamel and Dentón Using Prime & Bond 2.1". Oper. Dent. 24(1):51-56. 1999.
- ⁸⁵. Ariño p. "Adhesivos Dentales del Nuevo Milenio: "La Membrana Adhesiva". Industria y Profesion N° 110. Septiembre 2000. Ciencia. www.gacetadental.com
- ⁸⁶. Swift E., Perdigao J., Heymann H. "Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995". Quintessence International 26 (2): 95-110. 1995.
- ⁸⁷ Al-Ehaideb A., Mohammed H. "Microleakage of one bottle Dentín Adhesives". Op. Dent. 26: 172-175. Marzo 2001.
- ⁸⁸ Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dent Mater 2010; 26: 100-121.
- ⁸⁹ Moura S, Reis A, Pelizzaro A, Dal-Bianco K, LoguercioAD, Arana VE et al. Bond strength and morphology of enamel using self-etching adhesive systems with differentacidities. J Appl Oral Sci 2009; 17(4): 315-325.
- ⁹⁰ C.D. Omar J Neira Colchado .Adhesivos dentales autograbadores "mas que un solo paso". Cariologia.Universidad Nacional Federico Villarreal " 2004.
- ⁹¹. Henostroza G. Adhesión en Odontología restauradora. Ed. Ripano. 2da Edición. Madrid; 2010.
- ⁹². Raggio DP, Bonifacio CC, Bönecker M, Imparato JC, Gee AJ, Amerongen WE. Effect of Insertion Method on Knoop Hardness of High Viscous Glass Ionomer Cements. Braz. Dent. J. 2010; 21(5): 439-45
- ⁹³ Anusavice KJ. Ciencia de los materiales dentales. 11a. ed. España: Elsevier; 2008.
- ⁹⁴ Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Arte y ciencia de la odontología conservadora. 5ª. ed. España: Elsevier; 2007. [8] Barrancos J. Operatoria

dental. Integración Clínica. 4ª. Ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2008..

⁹⁵ Hidalgo R, Méndez M. Técnica Sándwich con acondicionamiento ácido selectivo empleando ionómeros. Acta Odontol Venez. 2009; 39(3): 1-24.

⁹⁶ Berástegui J, Dolset M, Solans R. Estudio piloto del pulido de ionómeros de vidrio mediante microscopio Electrónico de barrido. 2010. Disponible en: <http://gbsystems.com/papers/general/art5.htm>

⁹⁷ Acta Odontológica Venezolana Universidad Central de Venezuela Facultad de Odontología, 2013

⁹⁸ Barrancos J. Operatoria Dental: Integración clínica. Ed. Médica Panamericana. 4ta Edición. Buenos Aires; 2006.

⁹⁹ Coury tl, Miranda fs, Willer rd. y Probst rt. Adhesiveness of glass-ionomer cement to enamel and dentin: a laboratory study. Op Dent 7:2-6 (1982).

¹⁰⁰ Aboush Yey y Jenkins cbg. An evaluation of the bonding of glass ionomer restoratives to dentine and enamel. Br Dent J 161: 179- 184 (1986).

¹⁰¹ Mount GJ, Hume WR. Conservación y restauración de la estructura dental. Ed.Harcourt Brace. España; 1999.

¹⁰² Mickenautsch S, Yengopal V. Demineralization of hard tooth tissue adjacent to resin-modified glass-ionomers and composite resins: a quantitative systematic review. Journal of Oral Science 2010; 52(3): 347-57.

¹⁰³ Wilson, A.; Kent, B.: (1972). A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. Br. Dent. J. 132 (4): 133-135.

¹⁰⁴ Mc Lean, J.: (1992). Clinical applications of glass ionomer cement. Oper. Dent. 5 (Suppl) 184-190.

¹⁰⁵. Mitra, S.: (1991). Adhesion to dentine and physical properties of a light cured glass ionomer liner/base. J. Dent Res. 70(1):72-74.

¹⁰⁶. Craig, R.: (1998). Materiales de odontología restauradora. Décima Edición. Editorial Harcourt-Brace. Madrid.

¹⁰⁷. Helpin, M.; Rosemberg, H.: (1996). Resin-modifeed glass ionomer in pediatric dentistry. J. Pract. Hyg. 5:33-35.

¹⁰⁸. Sidhu, A.; Watson, t.: (1995). Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the Am. J. of Dent. Am. J. Dent. 8:59-67.

- ¹⁰⁹ Mc LEAN, J.; NICHOLSON, J.; WILSON A.: (1994). Proposed nomenclature for glass ionomer dental cements and related materials. Quintessence Int. 25:587-589.
- ¹¹⁰ Crim, C.: (1993). Marginal leakage of visible light-cured glass ionomer restorative materials. J. Prost. Dent. 69:561-563.
- ¹¹¹ Mount, G.: (1993). Clinical placement of modern glass ionomer cements. Quintessence. Int. 24:99-107.
- ¹¹² Momoi, Y.; Mc CABE J.: (1993). Fluoride release from light-activated glass ionomer restorative cements. Dent. Mater. 9:151-154.
- ¹¹³ Pradelle-Plasse N. et al. "Effect of dentin adhesive on the enamel-dentin/composite interfacial microleakage". Am. J. Dent. 14: 344-349. 2001.
- ¹¹⁴ Hung Chang, M. (2003). Sellado Coronal Endodóntico: Materiales Intermedios.
- ¹¹⁵ Díez, C. (2005). Comparación in Vitro Por Microfiltración de Dos Sistemas Restaurativos dentarios Diferentes. Madrid, España: Editorial Vision Net.
- ¹¹⁶ Valverde, T., S. (2013). MICRO FILTRACIÓN MARGINAL. Revista de Actualización Clínica Investiga. Weaver, Blank, Pelleu . (1988). A visible - light - activated resin cured through tooth structure. Gen Dent, 36: 236 - 7.
- ¹¹⁷ De la Macorra JC. "Polymerization contraction of composite resin restorative materials". Marzo 1999
- ¹¹⁸ Bausch; de Lange; Davidson et al; Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. J. prosth. Dent. 1988
- ¹¹⁹ Nocchi, Ewerton. (2008) *Odontología restauradora: salud y estética*. Segunda edición. Buenos Aires: Médica Panamericana.
- ¹²⁰ Reis, A. & Dourado Loguercio, A. (2012) Materiales dentales directos: De los fundamentos a la aplicación clínica Sao Paulo : Santos
- ¹²¹ Mount, G. y Hume, W. (1999) Conservación y restauración de la Estructura Dental. Primera Edición. España: Editorial Harcourt Brace.
- ¹²² Basso, M. (2014). Restauraciones dentales con cementos de ionómero de vidrio. Técnica sandwich. Gaceta Dental.
- ¹²³ DR. LUIS TISNE BROUSSE. Procedimiento preparación de formalina neutra al 10 % .Hospital Santiago Oriente .2012
- ¹²⁴ Sabando Varas, Carolina Alejandra, Bravo Cavicchioli, Daniel. Estudio in vitro de la influencia del proceso de termociclado en la micro filtración marginal

de resinas compuestas clase II. Universidad de Talca (Chile). Escuela de Odontología.2003

¹²⁵. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1998; 42:465-472.

¹²⁶. Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001; 12:136-151.

¹²⁷ Ramírez A, Setién V, Orellana N, García C. Microfiltración en Cavidades Clase II Restauradas Con Resinas Compuestas De Baja Contracción. *Acta Odontológica Venezolana* 2009; 47

¹²⁸ Gale, M., & Darvell, B. (1999). Thermal Cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27, 89-99.

¹²⁹ Degradación de colorantes (azul de metileno) por métodos electroquímicos” luciano Bautista Suárez. Director del trabajo recepcional dr. José ángel cobos murcia .noviembre 2011

¹³⁰ Universidad Autonoma de Yucatan, Facultad de Medicina,Laboratorio de ciencias fidiologicas,Manual de preparación de reactivos,Dr Jose Luis torrez Escalante,Merida Yucatan 2013.

¹³¹ Chavez Zevallos ar. Estudio comparativo del grado de filtración marginal utilizando el compuesto amalgama como sub base , vitrebond como base y composite como material restaurador esteticoen piezas dentales posteriores extraidas . Tesis Universidad Marroquin Facultad de Odontologia. Guatemala

¹³² Dr. Roberto Hernández Samperio, Dr. Carlos Fernández Collado, Dra. Maria del Pilar Baptista Lucio. Metodología de la investigación. Quinta edición 2010. Páginas 93 – 125.

