



Universidad de Valladolid



**PROGRAMA DE DOCTORADO EN INVESTIGACIÓN EN
CIENCIAS DE LA SALUD**

TESIS DOCTORAL:

**EFFECTO DEL FLÚOR EN LA ADHESIÓN BACTERIANA A
MATERIALES DE RESTAURACIÓN A BASE DE IONÓMERO
DE VIDRIO DE NUEVA GENERACIÓN Y MATERIALES DE
CEMENTACIÓN A BASE DE RESINA**

Presentada por D^a Rosalía Marcano Navascués para
optar al grado de

Doctor/a por la Universidad de Valladolid

Dirigida por:

Prof. Dr. Manuel Garrosa García

Prof^a. Dr^a. María Ángeles Rojo

AGRADECIMIENTOS

Deseo expresar mi más sincero y profundo agradecimiento a todas las personas que han contribuido a la culminación de este trabajo.

En primer lugar, mi agradecimiento al Prof. Dr. Manuel Garrosa, por su atención, dedicación y sus invaluable orientaciones a lo largo de todo este proceso. Su guía constante y sus sabios consejos han sido fundamentales para el desarrollo y la finalización de esta investigación.

A la Prof. Dr^a María Ángeles Rojo, con especial gratitud por su apoyo inquebrantable, su respaldo incondicional y su entrega. Su compromiso ha sido una fuente constante de motivación, brindándome el apoyo y ánimo necesario para superar los desafíos que surgieron y permitiéndome concretar este proyecto con éxito.

Quisiera también extender mi sincero agradecimiento a Iván San Martín por su crucial apoyo técnico. Su experiencia y disposición para colaborar en cada etapa técnica del proyecto resultaron esenciales para el logro de los objetivos propuestos en esta investigación.

Por último, pero no menos importante, mi gratitud a José Luis Martins, Sagrario Marcano y Rodney Odreman, cuya creatividad y experiencia fueron clave en el desarrollo de las imágenes, así como en las distintas fases del programa y la elaboración de este manuscrito. Su contribución ha sido decisiva para el éxito de este trabajo.

A todos ellos, dedico esta tesis con el más profundo reconocimiento y aprecio.

RESUMEN

Objetivo

Valorar in vitro el comportamiento bacteriano en superficies de materiales odontológicos y el impacto de agentes fluorados en su viabilidad.

Materiales y Métodos

Se evaluó el comportamiento y viabilidad de las cepas de *S. mutans*, *A. viscosus* y *L. acidophilus* en un material de restauración a base de vidrio híbrido y en un material de cementación a base de resina (EQUIA Forte HT y G-CEM One) tratados con agentes fluorados (MI Paste Plus y MI Varnish). Se realizaron ensayos de adhesión con la técnica MATS modificada, visualización bacteriana por Microscopía de Fluorescencia y conteo de unidades formadoras de colonia (UFC)

Resultados

Ambos materiales permitieron crecimiento bacteriano moderado, siendo más bajo en el cemento de resina. El gel con 950 ppm NaF-CPP-ACP redujo más la adhesión bacteriana en vidrio híbrido, mientras que el barniz de flúor (22.600 ppm NaF-CPP-ACP) lo hizo en el cemento de resina. En cultivos polimicrobianos, gel y barniz fueron efectivos en moderar el crecimiento bacteriano.

Conclusión

La exposición a agentes fluorados afecta la adhesión y viabilidad bacteriana en materiales odontológicos, dependiendo del material y tratamiento aplicado. Con las limitaciones de un estudio in vitro, los resultados sugieren que la eficacia de los agentes fluorados varía según el tipo de material y la concentración del fluoruro, lo que puede influir en la práctica clínica.

SUMMARY

Objective

To assess in vitro the bacterial behavior on dental material surfaces and the impact of fluoride agents on their viability.

Materials and Methods

The behavior and viability of *S. mutans*, *A. viscosus*, and *L. acidophilus* strains were evaluated on a hybrid glass-based restorative material and a resin-based cementation material (EQUIA Forte HT and G-CEM One), treated with fluoride agents (MI Paste Plus and MI Varnish). Adhesion assays were performed using the modified MATS technique, bacterial visualization through fluorescence microscopy, and colony-forming unit (CFU) counting.

Results

Both materials allowed moderate bacterial growth, which was lower in the resin cement. The gel containing 950 ppm NaF-CPP-ACP reduced bacterial adhesion more effectively on hybrid glass, while the fluoride varnish (22,600 ppm NaF-CPP-ACP) did so on resin cement. In polymicrobial cultures, both the gel and varnish were effective in moderating bacterial growth.

Conclusion

Exposure to fluoride agents affects bacterial adhesion and viability on dental materials, depending on the material and treatment applied. Within the limitations of an in vitro study, the results suggest that the efficacy of fluoride agents varies according to the type of material and fluoride concentration, which may influence clinical practice.

ÍNDICE

I. Introducción.....	17
1. La Restauración En Odontología	18
1.1 La Restauración Directa.....	18
1.2 La Restauración Indirecta	20
1.3 Evolución Histórica Del Tratamiento Odontológico	22
1.3.1 Periodo Prehistórico Y Antiguo	22
1.3.2 La Restauración En La Antigüedad.....	23
1.3.3 Edad Media.....	28
1.3.3.1 La Restauración En La Edad Media	28
1.3.4 Periodo Contemporáneo	30
1.3.4.1 Materiales Restauradores.....	30
1.3.4.2 Tratamiento Pulpar	31
1.3.4.3 La Restauración Adhesiva	32
1.3.4.3.1 Las Resinas Acrílicas.	32
1.3.4.3.2 Los Adhesivos Dentales.	34
1.3.4.3.3 El Grabado Ácido En Esmalte Y Dentina.....	37
1.3.4.3.4 El Composite.....	39
1.3.4.3.5 Ionómeros De Vidrio.....	40
1.3.4.3.6 Cementos.....	42
(i) Fosfatos Y Óxidos De Zinc.	42
(ii) Ionómeros De Vidrio.....	43
(iii) Cementos Adhesivos.	43

1.4	Materiales De Restauración En La Actualidad.....	45
1.4.1	Amalgamas Dentales	45
1.4.1.1	Composición De La Amalgama	46
1.4.1.2	Reacción De Amalgamación	46
1.4.1.3	Supervivencia De Las Restauraciones De Amalgama	47
1.4.2	Ionómeros Para Restauración Odontológica	49
1.4.2.1	Composición De Los Ionómeros De Vidrio	51
1.4.2.1.1	Composición Del Polvo.	51
1.4.2.1.2	Composición Del Líquido.	51
1.4.2.2	Reacción De Fraguado.....	52
1.4.2.3	Supervivencia De La Restauración De Ionómero De Vidrio	53
1.4.3	Composites	56
1.4.3.1	Composición De Los Composites	58
1.4.3.1.1	Matriz Orgánica.	59
1.4.3.1.2	Matriz Inorgánica.	61
1.4.3.2	Reacción De Polimerización	62
1.4.3.2.1	Sistemas De Activación De La Polimerización.	63
(i)	Activación Térmica.	63
(ii)	Fotoactivación.	63
(iii)	Activación Química.....	64
1.4.3.3	Supervivencia De La Restauración De Composite.....	65
1.4.4	Cementos Dentales	67
1.4.4.1	Cementos Dentales A Base De Ionómeros.....	69

1.4.4.1.1	Composición Química De Los Cementos A Base De Ionómero.	70
1.4.4.1.2	Reacción De Fraguado.	70
1.4.4.1.3	Supervivencia Del Cemento A Base De Ionómero De Vidrio.....	71
1.4.4.2	Cementos Dentales A Base De Resina	72
1.4.4.2.1	Clasificación De Los Cementos A Base De Resina.....	73
1.4.4.2.2	Composición Química De Los Cementos A Base De Resina.....	76
1.4.4.2.3	Reacción De Polimerización.....	78
1.4.4.2.4	Supervivencia Del Cemento A Base De Resina.	78
1.5	La Odontología Mínimamente Invasiva	81
1.5.1	Objetivo De La Odontología De Mínima Intervención.....	81
1.5.2	Resultados De La Odontología De Mínima Intervención	84
1.5.3	Plan De Tratamiento En La Odontología De Mínima Intervención.....	85
1.5.3.1.1	Identificación.....	86
(i)	Prueba Visuales.	86
(ii)	Pruebas De Saliva.....	87
1.5.4	Remineralización.....	88
1.5.4.1	Flúor.....	88
1.5.4.1.1	Estabilización Del Flúor En Boca.	91
1.5.4.1.2	Efecto del Flúor En La Estructura Dental.	92
1.5.4.1.3	Efecto del Flúor En Las Bacterias.....	93
1.5.4.2	Fosfopéptido De Caseína Y Fosfato Cálcico Amorfo: CPP-ACP.....	93
1.5.5	La Restauración En La Odontología Mínimamente Invasiva	94
1.6	Biofilm Oral.....	96

1.6.1	Desarrollo Del Biofilm	97
1.6.2	Composición Del Biofilm Oral.....	98
1.6.3	Formación Del Biofilm Oral.....	99
1.6.3.1	La Adherencia Y Colonización Microbiana En La Cavity Oral.....	99
1.6.3.2	Fuerzas E Interacciones Microbianas Con Las Superficies Dentales.....	100
1.6.3.3	Características Adhesivas De Las Bacterias Orales	101
1.6.3.4	Comunicación Metabólica Y Supervivencia En El Biofilm Oral: Interacciones Y Adaptaciones Bacterianas.....	102
1.6.4	Colonizadores Primarios.....	104
1.7	Biofilm Oral Y Patologías Asociadas	107
1.7.1.1	Caries Dental	108
1.7.1.2	Enfermedad Periodontal	110
1.7.1.3	Caries Secundaria	114
1.7.1.4	Fracaso De Las Restauraciones Por Etiología Infecciosa	114
1.8	Biofilm Y Superficies De Los Materiales Odontológicos	117
II. Justificación, Hipótesis Y Objetivos.....		121
2.	Justificación, Hipótesis Y Objetivos	122
2.1	Justificación	122
2.2	Hipótesis	123
2.3	Objetivo De La Investigación	123
III. Materiales Y Métodos		125
3.	Materiales Y Métodos	126
3.1	Bacterias Y Medio De Cultivo.....	126

3.1.1	Cepas Bacterianas.....	126
3.1.1.1	Cepas Bacterianas Bajo Estudio.....	126
3.1.1.2	Técnica De Conservación.....	127
3.1.1.3	Preparación De Medios De Cultivo.....	127
3.1.2	Características De Superficies De Los Microorganismos.....	128
3.2	Ensayo De La Adhesión.....	129
3.2.1	Preparación.....	129
3.2.2	Ensayo De La Adhesión.....	130
3.3	Adhesión Bacteriana A Materiales Odontológicos.....	131
3.3.1	Preparación De Los Materiales Odontológicos.....	131
3.3.1.1	Acondicionamiento Con Agentes Fluorados.....	134
3.3.1.2	Preparación Para Ensayos De Adhesión A Materiales Odontológicos.....	135
3.3.2	Ensayo De la Adhesión Bacteriana A Materiales Odontológicos.....	136
3.4	Viabilidad De Las Bacterias Adheridas.....	136
3.4.1	Detección Del Crecimiento Bacteriano.....	137
3.4.1.1	Naranja De Acridina.....	137
3.4.1.2	DAPI.....	139
IV.	Resultados.....	140
4.	Resultados.....	141
4.1	Adhesión Bacteriana A Solventes.....	141
4.1.1	Por Cepas.....	141
4.1.1.1	<i>S. mutans</i>	141
4.1.1.2	<i>A. viscosus</i>	143

4.1.1.3	<i>L. acidophilus</i>	145
4.2	Adhesión Bacteriana A Material De Restauración	146
4.2.1	Por Cepas	146
4.2.1.1	<i>S. mutans</i>	146
4.2.1.2	<i>A. viscosus</i>	147
4.2.1.3	<i>L. acidophilus</i>	148
4.2.1.4	En Cultivo Polimicrobiano	149
4.3	Afinidad Bacteriana Media	150
4.4	Adhesión Bacteriana A Material De Cementación	152
4.4.1	Por Cepas	152
4.4.1.1	<i>S. mutans</i>	152
4.4.1.2	<i>A. viscosus</i>	153
4.4.1.3	<i>L. acidophilus</i>	154
4.4.1.4	En Cultivo Polimicrobiano	155
4.5	Afinidad Bacteriana Media	156
4.6	Viabilidad Bacteriana	157
4.6.1	UFC En Material De Restauración	158
4.6.2	UFC En Material De Cementación	160
4.7	Crecimiento Bacteriano	162
4.7.1	Naranja De Acridina	163
4.7.2	DAPI	164
VI.	Discusión	175
5.	Discusión	176

VII.	Conclusiones	191
6.	Conclusiones	192
VIII.	Referencias.....	193
7.	Referencias.....	194

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Restauración directa.....	19
Figura 2 Restauración indirecta CAD/CAM	21
Figura 3 Restauración indirecta defectuosa.....	21
Figura 4 Preparaciones y tipos de incrustaciones Mayas.	24
Figura 5 Restauraciones protésicas griegas, fenicias y etruscas.....	25
Figura 6 Papiro de Ebers.....	26
Figura 7 Adhesivo dental.....	34
Figura 8 Ionómero de vidrio.	50
Figura 9 Evolución de los materiales de composite	57
Figura 10 Monómeros de uso odontológico.....	60
Figura 11 Prevalencia de las enfermedades orales en Europa, 2019.....	83
Figura 12 Biofilm bacteriano en surco gingival	96
Figura 13 Desmineralización y caries incipiente.....	109
Figura 14 Endotoxinas induciendo la liberación de citoquinas proinflamatorias.	113
Figura 15 Afinidad de <i>S. mutans</i> a solventes	143
Figura 16 Promedio de afinidad de <i>A. viscosus</i> por solventes.....	144
Figura 17 Promedio de afinidad de <i>L. acidophilus</i> por solventes	146
Figura 18 Adhesión de <i>S. mutans</i> a vidrio híbrido con tratamiento de flúor	147
Figura 19 Adhesión de <i>A. viscosus</i> al vidrio híbrido con tratamiento de flúor.....	148
Figura 20 Adhesión de <i>L. acidophilus</i> al vidrio híbrido con tratamiento de flúor	149
Figura 21 Adhesión polimicrobiana al vidrio híbrido con tratamiento de flúor.....	150
Figura 22 Adhesión promedio a vidrio híbrido con y sin tratamiento fluorado	151

Figura 23	Adhesión de <i>S. mutans</i> a cemento de resina con tratamiento de flúor.....	153
Figura 24	Adhesión de <i>A. viscosus</i> a cemento de resina con tratamiento de flúor	154
Figura 25	Adhesión de <i>L. acidophilus</i> a cemento de resina con tratamiento de flúor.....	155
Figura 26	Adhesión polimicrobiana a cemento de resina con tratamiento de flúor	156
Figura 27	Adhesión promedio a cemento a base de resina con y sin tratamiento fluorado ..	157
Figura 28	Tratamientos con flúor y reducción de UFC/mL en vidrio híbrido	158
Figura 29	UFC/mL de cultivo polimicrobiano en vidrio híbrido con tratamiento	160
Figura 30	Tratamientos con flúor y reducción de UFC/mL en cemento a base de resina.....	161
Figura 31	UFC/mL de cultivo polimicrobiano en cemento de resina con tratamiento	162
Figura 32	<i>S. mutans</i> en materiales odontológicos con naranja de acridina.....	163
Figura 33	Muestras de materiales en DAPI.....	164
Figura 34	Material de restauración y tratamiento fluorado en cultivo	165
Figura 35	Material de cementación y tratamiento fluorado en cultivo.....	166
Figura 36	Tratamiento fluorado (MIV) y c. polimicrobiano en material de restauración.....	167
Figura 37	Tratamiento fluorado (MIP) y c. polimicrobiano en material de restauración	167
Figura 38	<i>S. mutans</i> en material de cementación	168
Figura 39	<i>L. acidophilus</i> en material de cementación.....	169
Figura 40	<i>A. viscosus</i> en material de cementación	169
Figura 41	Cultivo polimicrobiano en material de cementación	170
Figura 42	Tratamiento fluorado (MIV) y <i>S. mutans</i> sobre material de cementación.....	171
Figura 43	Tratamiento fluorado (MIP) y <i>S. mutans</i> sobre material de cementación	171
Figura 44	Tratamiento fluorado (MIP) y <i>L. acidophilus</i> sobre material de cementación	172
Figura 45	Tratamiento fluorado (MIV) y <i>L. acidophilus</i> sobre material de cementación.	172

- Figura 46 Tratamiento fluorado (MIV) y *A. viscosus* sobre material de cementación 173
- Figura 47 Tratamiento fluorado (MIP) y *A. viscosus* sobre material de cementación..... 173
- Figura 48 Tratamiento fluorado (MIP) y c. polimicrobiano en material de cementación..... 174
- Figura 49 Tratamiento fluorado (MIV) y c. polimicrobiano en material de cementación 174

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Materiales de cementación y propiedades.....	68
Tabla 2 Clasificación de cementos de resina según uso y polimerización.....	75
Tabla 3 Composición de cementos a base de resina (Radovic <i>et al.</i> , 2008)	77
Tabla 4 Especies de la microflora asociadas a la Caries Dental (Munson <i>et al.</i> , 2004).....	106
Tabla 5 Medios de cultivo	129
Tabla 6 Composición de los materiales de restauración y cementación	132
Tabla 7 Instrucciones de preparación EFHT	132
Tabla 8 Instrucciones de preparación GC1	133
Tabla 9 Composición de los agentes fluorados	134
Tabla 10 Muestras para ensayo, tratamiento aplicado y cultivo	135
Tabla 11 Densidad óptica de fase acuosa separada de <i>S. mutans</i>	142
Tabla 12 Densidad óptica de fase acuosa separada de <i>A. viscosus</i>	144
Tabla 13 Densidad óptica de fase acuosa separada de <i>L. acidophilus</i>	145
Tabla 14 Resultados de afinidad para material a base de vidrio híbrido.....	151
Tabla 15 Resultados de afinidad para material a base de resina	157

I. Introducción

Celsius, reconocido como uno de los padres de la medicina por su obra *De Medicina* escrita hace 1900 años, sabía algo más que los remedios de su tiempo. En el *Prooemium* (39, I, 20 ss) escribió, "... además, las enfermedades no se curan con elocuencia, sino con remedios," y "Es cierto que nada contribuye más al tratamiento racional que la experiencia"

Cosby Newell

1. La Restauración En Odontología

La restauración dental es un conjunto de intervenciones destinadas a restablecer la funcionalidad y estética de dientes deteriorados por traumatismos, desgastes o enfermedades. Una parte importante de estos procedimientos consiste en operaciones de corte y aplicación de un material restaurador; no obstante, también se realizan tratamientos que procuran evitar sacrificios tisulares, priorizando acciones preventivas y mínimamente invasivas. En cualquiera de los casos, el objetivo siempre será devolver al diente su estado de salud, función y estética (Barbero & De la Peña Argacha, 2014).

Con el paso del tiempo, los materiales de restauración afrontarán desafíos complejos que afectan su eficacia y durabilidad. Estos incluyen las fluctuantes condiciones del entorno oral, las constantes fuerzas biomecánicas a las que están expuestos, consideraciones técnicas y factores biológicos que a menudo escapan al control del profesional y a las propiedades del material.

Para la reparación y sustitución de tejidos minerales dañados se han desarrollado varias alternativas de materiales de restauración, desde aleaciones metálicas tradicionales como las amalgamas y aleaciones a base de titanio, níquel, cromo y cobalto, hasta soluciones más contemporáneas y estéticas basadas en cerámicas y en resinas (Hao et al., 2018).

1.1 La Restauración Directa

Consiste en una operación rápida y eficiente para reparar daños en los tejidos dentales con restauradores que pueden ser aplicados en una sola visita al gabinete odontológico. Entre estos, los composites y los ionómeros de vidrio destacan por su uso frecuente en la rehabilitación defectos, adaptándose a requerimientos específicos de tamaño y profundidad de la cavidad.

La investigación y el desarrollo en el ámbito de estos materiales ha permitido una evolución especialmente notable desde mediados del siglo pasado. Como resultado, se dispone ahora de nuevos restauradores que poseen propiedades biomecánicas optimizadas y garantizan un mejor comportamiento y durabilidad en el tiempo (Preston et al., 2003).

La incorporación de partículas ultrafinas, el uso de agentes de acople y el empleo de nuevos monómeros confieren características de pulido excepcional, mayor resistencia a la flexión, desgaste, compresión y permiten ampliar las indicaciones clínicas a situaciones complejas, donde la demanda estética y la carga masticatoria son elevadas (Fig. 1). Gracias a sus propiedades, los materiales de restauración directa mejorados también son utilizados en la rehabilitación indirecta o protésica, ofreciendo soluciones integrales que van más allá de la mera reparación y favoreciendo significativamente a la calidad y durabilidad de los tratamientos dentales (von Hajmasy, 2012).



Figura 1 *Restauración directa.* Primer molar superior permanente con lesión en oclusal compatible con Hipomineralización Incisivo-Molar, restaurado con híbrido de vidrio.

1.2 La Restauración Indirecta

Cuando la pérdida de tejido es extensa y compromete la integridad del diente y su funcionalidad, se opta por un tipo de restauración confeccionada fuera de boca.

En términos generales, este tipo de tratamiento se diferencia de la estrategia directa en la planificación, elaboración y coste. Las restauraciones indirectas permiten utilizar materiales de restauración muy resistentes y con buen comportamiento biomecánico, que no se confeccionan en la clínica y que se colocan sobre preparaciones cuidadosamente diseñadas. Las coronas, puentes e incrustaciones, se fabrican para ser cementadas de manera permanente sobre los pilares dentales existentes. En ausencia de estos, se recurre a restauraciones retenidas o soportadas por implantes, que reemplazan las raíces dentales y permiten una solución fija para espacios edéntulos. Por esta razón, la restauración indirecta está mejor indicada en casos de grandes defectos (Conceição, 2008; Renvert & Quirynen, 2015; Wataha, 2002).

La selección de materiales para restauración es muy amplia. Sin embargo, parece tener un impacto limitado en la longevidad de los tratamientos dada la presencia de alternativas optimizadas (Da Rosa et al., 2022; Demarco et al., 2012). En este sentido, la evaluación por parte del clínico sobre la extensión y la localización del defecto a reparar, así como la estrategia de preparación, tienen más importancia (Conceição, 2008).

La evolución en el desarrollo de materiales viene de la mano con la estandarización de los procedimientos de restauración, que cada vez se apoyan más en avances tecnológicos para la planificación, diseño y fabricación (Fig.2). Esto ha llevado a resultados más predecibles y de alta calidad en los tratamientos, sin embargo, la durabilidad a largo plazo todavía enfrenta retos debido a factores que son específicos del paciente, incluidos los antecedentes personales y familiares de

enfermedad bucal, la presencia de restauraciones en boca, los hábitos de higiene oral, la flora bacteriana y el riesgo cariogénico particular (Fig. 3). Por esta razón, es crucial que los odontólogos no solo se centren en el tratamiento clínico, sino que también adopten un enfoque integral, fomentando estilos de vida saludables y prevención activa para garantizar la longevidad de las restauraciones (Demarco et al., 2012; Köhler et al., 2000; van de Sande et al., 2013).

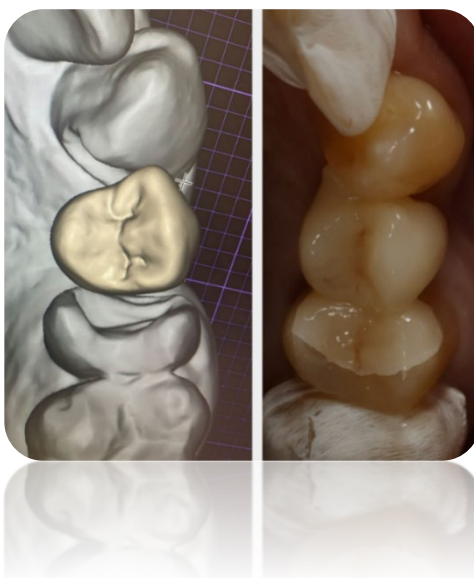


Figura 2 *Restauración indirecta CAD/CAM*



Figura 3 *Restauración indirecta defectuosa. Caso de restauración de cerámica híbrida defectuosa en paciente con antecedentes de múltiples restauraciones, acumulación de placa y hábito de apretamiento.*

1.3 Evolución Histórica Del Tratamiento Odontológico

1.3.1 Periodo Prehistórico Y Antiguo

Los historiadores indican que las prácticas odontológicas, preventivas y restauradoras, se remontan aproximadamente a los 7000 años a.C. Hallazgos arqueológicos que dan cuenta de la atención a la salud bucal en distintas culturas, especialmente entre los años 300 y 900 d.C, sugieren que el cuidado dental ha sido una constante preocupación y actividad humana a través de diversas épocas y civilizaciones (Daugherty, 2023).

El desarrollo de la pasta dental es un buen ejemplo. Algunas publicaciones atribuyen a los egipcios la creación de una crema elaborada a partir de ceniza de pezuña de buey, mirra, cáscaras de huevo y piedra pómez, para eliminar la suciedad de los dientes. Otras fuentes sugieren que el desarrollo de la pasta dental ocurre antes del 500 d.C en China e India. En todos los casos, parece probable la adición de agua a estas mezclas antes de su uso y aplicación con versiones primitivas de cepillos dentales. Distintos registros sugieren que los persas desarrollaron productos similares, incorporando a los ingredientes anteriores polvos de conchas de caracoles y ostras, yeso, hierbas y miel para mejorar el sabor (Daugherty, 2023; Jardim et al., 2009).

Más tarde, los griegos y los romanos enriquecieron las composiciones de estos productos, presentados en polvo, con abrasivos adicionales. Algunas publicaciones recogen que los romanos fueron los primeros en introducir el polvo de carbón y corteza a estas mezclas, posiblemente con el propósito de combatir el mal aliento y hacer que su pasta fuera más agradable al paladar. Esta práctica no perdió relevancia y constituye un antepasado lejano de los saborizantes que se emplean en la actualidad para la elaboración dentífricos (Lippert, 2013).

Alrededor de la misma época, en China e India, se utilizaba un polvo o crema saborizada para el cuidado dental, muy similar al descrito previamente. Los chinos, formulaban sus pastas dentales con ingredientes como el ginseng, menta herbal y sal, lo que las hacía parecidas a las pastas dentales contemporáneas (Daugherty, 2023; Lippert, 2013).

Los palitos de masticar utilizados por los babilonios desde el año 3500 a.C., representa las versiones más antiguas de cepillos de dientes y se usaban tanto con los polvos y cremas dentales como con extracto de rosas. El diseño de un cepillo semejante al que conocemos actualmente parece haber sido desarrollado en China, entre los años 618 y 907 d.C., lo que da cuenta del entendimiento sobre la importancia de mantener una higiene bucodental. Estos instrumentos incluían mangos de hueso o de bambú y cerdas confeccionadas a partir de pelo de jabalí o restos de ramas (Daugherty, 2023; Jardim et al., 2009).

1.3.2 La Restauración En La Antigüedad

Las incrustaciones de minerales y piedras semipreciosas o la presencia de elementos como el fosfato cálcico y resina de pino son las primeras pruebas de restauraciones dentales y procesos de cementación de los que se tiene conocimiento. Civilizaciones antiguas otorgaban a la boca un carácter extremadamente simbólico. La aplicación de piedras preciosas, cementadas con un agente a base de calcio, piedra caliza, limaduras de dientes y huesos, además de ser una práctica estética, cumplía una función religiosa, captando el alma del usuario tras su fallecimiento (Cervera, 2022).

La incrustación dental era una intervención realizada mediante el tallado de la superficie vestibular de los dientes anteriores (Fig.4), en los cuales se insertaba una gema y se sellaba con un cemento que, según investigaciones recientes, podría haber tenido propiedades antimicrobianas (Ramírez-Salomón et al., 2018).

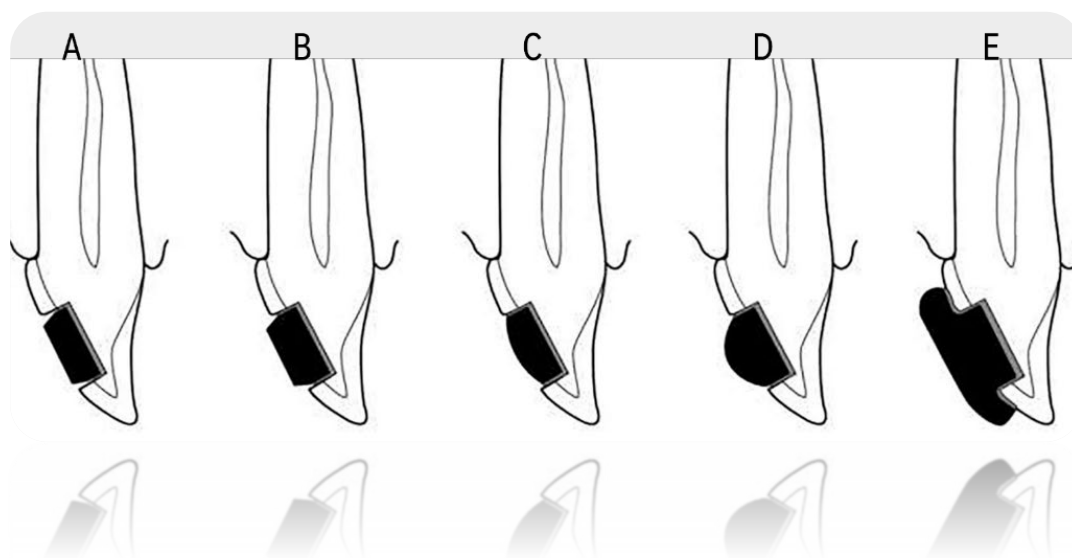


Figura 4 *Preparaciones y tipos de incrustaciones Mayas.* Clasificación de incrustaciones y preparaciones realizadas por los Mayas, (a) recto, (b) recto protruido, (c) convexo, (d) convexo protruido, (e) fungiforme. Adaptado de “Organic compositional analysis of ancient maya tooth sealants and fillings” (p.2), por H. Goudiaby, 2022, *Journal of Archaeological Science: Reports* 43. Elsevier Ltd. All rights reserved.

Se han encontrado incrustaciones realizadas con pirita, jade, jadeíta, cuarzo y turquesa que eran llevadas a cabo en individuos adultos jóvenes, lo que sugiere un alto nivel de destreza en su realización, ya que estos hallazgos no solo perduraban durante la vida del individuo, sino que también han sido recuperados en perfecto estado por arqueólogos en la actualidad (Hernández-Bolio et al., 2022).

Los etruscos desarrollaron alternativas protésicas para reemplazar ausencias dentales, empleando bandas y anillos de oro, plata y cobre, con púnticos de marfil soldados que se retienen en los dientes remanentes y que servían también para reducir la movilidad dental, posiblemente asociada a la enfermedad periodontal (Fig.5). Los elementos protésicos eran de carácter removible y presumiblemente eran utilizados mayoritariamente durante eventos sociales (Loevy & Kowitz, 1997). Esta técnica también parece haber sido aplicada por los griegos (Güemez-Sandoval, 2009; Sadurní, 2023; Stamm & Carriego, 2018).

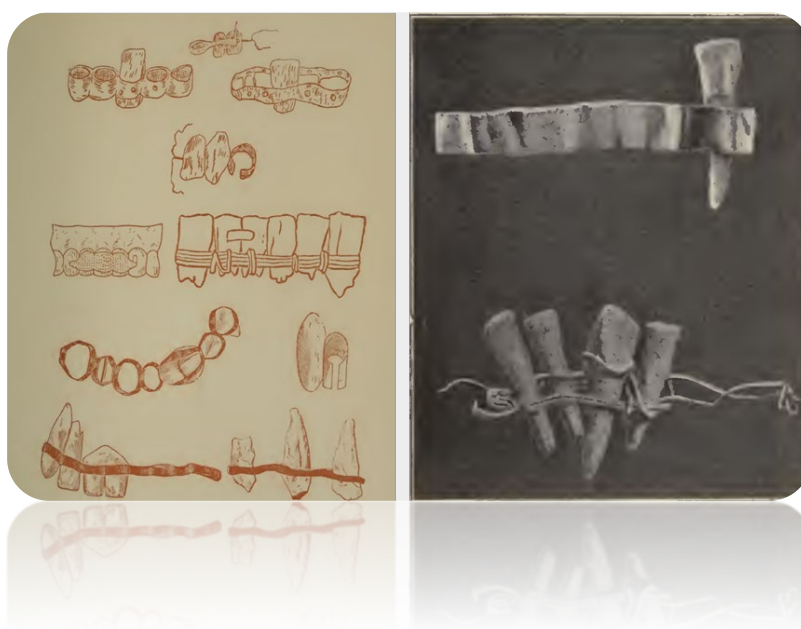


Figura 5 *Restauraciones protésicas griegas, fenicias y etruscas.* Restauraciones protésicas de griegos distinguidos embalsamados. Los griegos llevaban restauraciones protésicas hechas de madera de sicomoro, sujetos a los dientes naturales adyacentes con metales como el oro o la plata. Adaptado de Ancient Greco Prosthesis, por James Anderson Taylor, Exhibits, 1922, <https://exhibits.library.utoronto.ca/exhibits/show/history-dentures/item/25975> y de Specimens of Ancient Dental Prosthesis, por B.J. Cigrand, Exhibits, 1983, <https://exhibits.library.utoronto.ca/exhibits/show/history-dentures/item/25939>

Los egipcios aparentemente sufrían de exposiciones pulpares, infecciones alveolares y desgaste severo producto de la dieta rica en vegetales crudos y alimentos coriáceos. La mayoría de la información disponible, de carácter médico, sobre los tratamientos para estas patologías se pueden encontrar en el papiro de Ebers (Fig. 6), o en el papiro quirúrgico de Edwin Smith (Güemez-Sandoval, 2009; Leek, 1967).

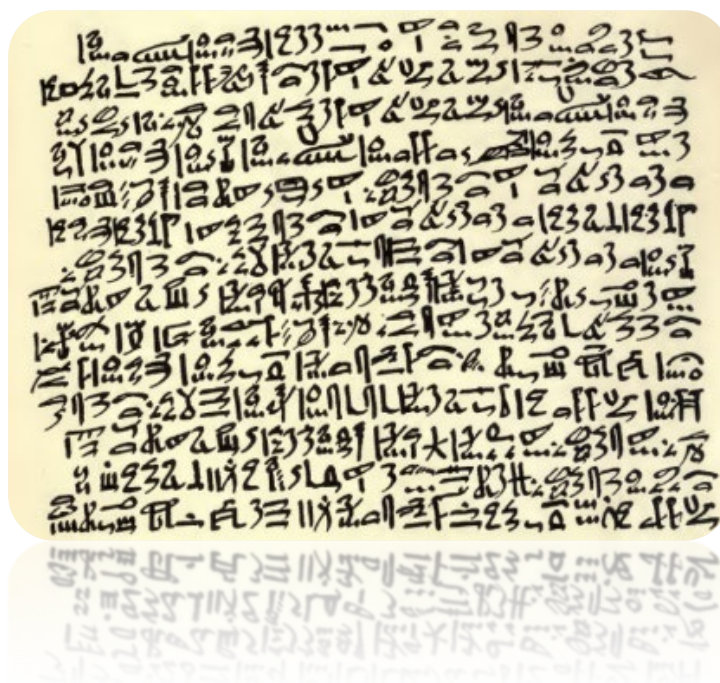


Figura 6 *Papiro de Ebers*. 11 prescripciones odontológicas. Adaptado de Ebers' papyrus in Egyptian hieratic characters containing eleven dental prescriptions, por James Anderson Taylor, Exhibits, 1922, <https://exhibits.library.utoronto.ca/exhibits/show/history-dentures/item/25998>

El papiro de Ebers es uno de los documentos del antiguo Egipto mejor conservado sobre temas médicos. El documento data de 1534 a.C y recoge observaciones sobre las patologías dentales y periodontales, así como a las alternativas terapéuticas disponibles en la época. Un ejemplo es la pasta de semillas, ocre y miel para dientes con movilidad, muy similar a la composición de la pasta para tratar el dolor dental; otro, es la mezcla con especies vegetales, minerales y miel que se empleaba para tratar la sintomatología dolorosa dental y para el dolor de las encías se utilizaba una preparación hecha con frijoles expuestos al rocío y leche que debía ser masticada durante 9 días. Las recetas se componen de minerales y alimentos a los que se les atribuía propiedades mágicas curativas (Leek, 1967).

Para restaurar dientes con caries, los egipcios utilizaban un ungüento de arcilla, granito, malaquita e incienso (Musitelli, 1996). Emplearon alternativas similares a las aplicadas por los etruscos, un par de siglos después de estos, usando alambres de oro para sujetar dientes de origen humano o animal a dientes remanentes a manera de prótesis (Loevy & Kowitz, 1997). Sin embargo la evidencia sobre este periodo y procedimientos parece ser más limitada (Leek, 1967).

Uno de los registros más completos de la medicina antigua es el *Corpus Hippocraticum*, una recopilación racionalizada y libre de superstición religiosa de las contribuciones de Hipócrates, cuya influencia se extiende hasta la Edad Media (Fombella Posada & Cereijo Quinteiro, 2012). Dentro encontramos el tratado *De Dentitione*, que aborda la dentición temporal y los problemas relacionados con la misma. Contiene también algunas referencias a la dentición permanente y proporciona información sobre métodos para tratar fracturas, dislocaciones, lesiones en la cabeza, rostro, boca y dientes. El tratado incluye información sobre infecciones dentales, introduce el

término "muela del juicio" para los terceros molares y presenta estrategias terapéuticas para diversos problemas bucales (García Sola, 2010; Stamm & Carriego, 2018).

1.3.3 Edad Media

A principios de la Edad Media, la información específica sobre la especialidad dental era escasa y los avances en tratamientos odontológicos eran limitados. La medicina continuaba utilizando los conceptos heredados de la tradición griega, donde el desbalance de los humores que constituían el cuerpo derivaba en el desarrollo de enfermedades. Recuperar el estado saludable se conseguía a través de prácticas que incluían el uso de ventosas, la aplicación de terapias con sanguijuelas y realización de sangrías (Hajar, 2012).

Otro rasgo importante de este periodo es la influencia de la religión. La iglesia católica dominaba el avance de la medicina: el manejo de plantas medicinales se llevaba a cabo por monjes; la documentación de procesos se realizaba en los monasterios; en lo referente a las intervenciones médicas y odontológicas apenas se priorizaba el alivio de la sintomatología dolorosa, dado que el dolor dental se creía causado por un gusano que bien parasitaba el diente o que surgía de un diente con caries, una especie de castigo divino, que podía ser aliviado utilizando hierbas medicinales o con tratamientos específicos de acuerdo con el humor que estuviera alterado, recomendando la realización de sangrías en varios casos (Hajar, 2012; Stamm & Carriego, 2018).

1.3.3.1 La Restauración En La Edad Media

Un ejemplo de los protocolos de restauración en la edad media son los utilizados en la Escuela Medieval de Salerno, en los que se aplicaba el humo generado al quemar puerro y beleño negro (*Hyoscyamus niger*) en un brasero, con ayuda de un embudo, directamente en la boca del paciente. Una vez tratado el dolor, gracias a las propiedades narcóticas del beleño, se procedía a

cauterizar la pulpa con un instrumento al rojo vivo y sellar con cera (Anderson, 2004; Bifulco et al., 2016)

En el *Compendium* de Gilbertus Anglicus (como se cita en Anderson, 2004) recoge la extracción o eliminación de cualquier tejido oral dañado como forma de tratamiento, empleando para el dolor unas pastillas hechas de gomas de gálbano (*Ferula sp.*), hiedra (*Hedera helix*), polvo de agalla de roble (*Quercus sp.*) y jengibre (*Zingiber officinalis*). La mezcla se colocaba dentro de una bolsa de tela empapada en vinagre y se aplicaba el diente dolorido. Otra alternativa consistía aplicar una mezcla a base de nueve hojas de salvia (*Salvia officinalis*), nueve tallos de ortiga roja (*Urtica sp.*) y nueve granos de pimienta (*Piper sp.*) (Anderson, 2004).

Los árabes asimilaron muchos conceptos de la tradición greco-romana y los difundieron en documentos de ciencia y medicina como los 22 volúmenes del *Kitab-al Hawái* de Rasis. Esta obra contiene registros e información detallada sobre la práctica odontológica de este periodo, incluyendo la extracción dental o la cauterización de tejidos tal y como recomendaban los romanos. También describe con precisión el tratamiento de dientes con caries, realizando restauraciones con una mezcla de alumbre, alcohol y alfóncigo, que resultaba en un cemento de fraguado lento y retrasaba la progresión de la lesión (Lebed, 1980; Stamm & Carriego, 2018).

El manuscrito titulado “Materia Medica Escrita bajo Orden Imperial, Conteniendo Material Importante y Esencial Arreglado en Orden Sistemático para el Emperador”, presentado por Liu Wen-t'ai (1505, como se cita en Czarnetzki & Ehrhardt, 1990), destaca en este periodo la documentación de la fórmula exacta de uno de los primeros materiales de restauración: la amalgama de plata-estaño. Esta incluía 100 partes de mercurio, 45 partes de plata y 900 partes de

estaño y se conoce que este material de restauración se utilizó incluso antes, durante la dinastía Tang (Czarnetzki & Ehrhardt, 1990; Stamm & Carriego, 2018).

Pese a las relaciones establecidas entre China y Europa desde el siglo XIII, los compuestos de amalgama no se conocerían hasta la última parte siglo XIV. Entretanto, en el viejo continente se continuaría con la restauración dental a partir de cadenas o cables de oro, dientes humanos o dientes hechos a partir de hueso de vaca o marfil, una práctica no decaería hasta mediados del siglo XIX (Stamm & Carriego, 2018).

1.3.4 Periodo Contemporáneo

1.3.4.1 Materiales Restauradores

El surgimiento de las escuelas de medicina permite la irrupción de un nuevo panorama y la aparición de referencias a tratamientos restauradores y protésicos. En 1819 el químico británico Charles Bell desarrolla una amalgama a base de limaduras de plata y mercurio, que se anunciaba bajo el nombre de *Masilla De Bell*. En 1826 el dentista francés Auguste Onésiphore Traveau, presenta el *paté de plata*, adecuado para restaurar dientes con caries, mezclando mercurio con limaduras de plata pura que se obtenían a partir de monedas. Se introduce en Estados Unidos como material restaurador bajo el nombre de *Mineral Sucedánea*, en 1833, por los hermanos Edward y Moses Crawcour (Barbero, 2014; Bechara, 2019; Jørgensen, 1972; Paffenbarger et al., 1985).

Las mezclas de Bell y Traveau presentaban inconvenientes de manipulación y endurecimiento que en el futuro resolverían agregando silicio, cobre y estaño. Sin embargo, esta nueva alternativa se recibió con mucho interés en la especialidad, en una época en la que el tratamiento restaurador, muy primitivo y de unas tres horas aproximadamente, se realizaba con láminas de oro (Dammachke, 2008; Jørgensen, 1972).

El siguiente gran avance lo presenta G. V. Black (Berger *et al.*, 2018; como se cita en Jhonson & Wilsdorf, 1972) quien establece las bases para la correcta elaboración de la amalgama y reporta una aleación de superior calidad. Contenía aproximadamente un 75% de plata (Ag) y un 25% de estaño (Sn), con la innovadora propuesta de reemplazar una pequeña parte del cobre (Cu) de la mezcla original por plata (alrededor del 5%). Esta composición básica, conocida por sus mejores propiedades y facilidad de manejo, ha permanecido casi inalterada hasta la actualidad. Los esfuerzos en investigación se han concentrado en estudiar la reacción de fraguado del material y su composición final una vez finalizada su cristalización (Barbero, 2014; Jhonson & Wilsdorf, 1972).

1.3.4.2 Tratamiento Pulpar

En un importante número de casos la patología dental tendrá manifestaciones clínicas pulpares. El dentista alemán Philipp Pfaff (1756, como se cita en Dammaschke, 2008), describe detalladamente técnicas de restauración y tratamiento pulpar con un método que consistía en adaptar una fina lámina de oro en el fondo de la cavidad dental sobre la pulpa expuesta y evitando contacto con esta. Este innovador procedimiento sentó las bases para prácticas similares que se difundirían y evolucionarían a lo largo del siglo siguiente (Al-Dlaigan, 2015; Dammaschke, 2008).

Hasta finales del siglo XIX, tanto en el tratamiento pulpar como en el dental, se utilizaron combinaciones de agentes y técnicas que a menudo resultaban en la irritación, cauterización o grabado de los tejidos vitales con el propósito, muchas veces sin éxito, de inducir su curación. La exposición del nervio podía tratarse con aplicaciones frecuentes de aceites de clavo, canela, trementina y otros químicos, como aceites narcóticos, destilados de alquitrán, cloruro de zinc, nitrato de plata, óxido de calcio, marfil, ácido carbólico y cloroformo. Cuando todo lo anterior

fallaba, se consideraban y empleaban alternativas más invasivas, como la cauterización del oído o la explantación y reimplantación del diente entre pacientes, prácticas usadas por especialistas entre 1700 y 1800. La extirpación del nervio mediante instrumentos afilados de madera o metal, como método de desvitalización, se documenta en la segunda mitad del siglo XIX y se combinó con el uso de arsénico, continuando su uso incluso hasta la primera mitad del siglo XX. Para completar la restauración, se podían emplear piezas de plomo, láminas de oro y cementos hechos a partir de antisépticos y yodoformo (Dammaschke, 2008; Grossman, 1976).

John Wessler (1894, como se cita en Cruse y Bellizzi, 1980) presentó un cemento llamado *Pulpol* durante el evento anual de la *Swedish Dental Society*. Esta mezcla, de óxido de zinc y eugenol, se utilizaba como agente de recubrimiento pulpar directo. Estaba constituida de 80% de aceite de clavo y un 20% de polvo de óxido de zinc y tuvo una recepción positiva por parte de los especialistas. De esta manera, se introducían nuevas opciones para el tratamiento de la pulpa y el diente, cuya aplicación terminaba con una restauración coronal metálica para proteger los tejidos (Cruse & Bellizzi, 1980; Dammaschke, 2008).

1.3.4.3 La Restauración Adhesiva

1.3.4.3.1 Las Resinas Acrílicas.

Encaminados hacia la segunda mitad del siglo XIX, los especialistas dirigieron la atención al desarrollo de materiales más estéticos. De acuerdo con Jones (1987 como se cita en Stanley, 1992), el químico alemán Joseph Redtenbacher informa de un nuevo ácido al que llamó *ácido acrílico* en publicaciones realizadas entre 1839 y 1848 («Notes, 1870). Este ácido empezaría a utilizarse algo más tarde, en 1935, para fabricar dentaduras en Alemania (Stanley, 1992).

Los siguientes avances científicos y tecnológicos (como la turbina a pedal por James B. Morrison, en 1891 y a motor en 1893, o el sillón hidráulico por Basil Wilkerson, 1877) el desarrollo de herramientas como los rayos X (por Wilhem Conrad Röntgen en 1895 y para uso odontológico por el dentista Otto Walkoff, en 1896) y el impulso a disciplinas como la operatoria dental facilitaron la evolución de la odontología restauradora (Loevy & Kowitz, 1997). Sin embargo, la aceptación de materiales para reemplazar la amalgama comienza a observarse hacia el final de la década de 1930, al mezclar ésteres de metacrilato y finas partículas de relleno de vidrio para emplearlos como materiales restauración en odontología (Bayne et al., 2019; Stanley, 1992).

De acuerdo con Peyton (1943) la mayoría de los restauradores de resina de entonces, utilizaban el metilmetacrilato como componente principal de sus productos. Se trataba de un líquido incoloro que podía obtenerse mediante diversos procesos y que podía polimerizarse por varios métodos: luz, el calor o reacciones químicas. Durante la polimerización, el líquido del metilmetacrilato actuaba como plastificante del polvo, formando una masa modelable capaz de adaptarse a cualquier cavidad, presentando además las siguientes ventajas:

- Color estable.
- Capacidad de aceptar pigmentación.
- Aplicable para realizar dentaduras y restauraciones.
- El tiempo de polimerización ajustable mediante la adición de pirogalol o hidroquinona (Peyton, 1943).

1.3.4.3.2 *Los Adhesivos Dentales.*

Las primeras versiones de adhesivos dentales comienzan a desarrollarse en 1949, cuando el Dr. Oskar Hagger, un químico suizo de la *DeTrey Amalgamated Dental Company*, solicita la patente de *Cavity Seal*, el primer adhesivo dental que, usado en combinación con una resina de polimerización química, *Sevriton* (Fig.7), actuaba sobre la dentina a nivel molecular y generaba enlaces físicos y químicos entre la restauración y el diente (Paulo Rodríguez, 2022; Sofan et al., 2017).



Figura 7 *Adhesivo dental.* Adaptado de Plastic box of "Sevriton Simplified" acrylic filling materials por G. Williams, Science Museum Group Collection Online

https://www.icollector.com/12-Vintage-Tiny-Sevriton-Cavity-Seal-Dentist-Dental-Bottles-w-stoppers-1-75_i48440937

El *Sevriton Cavity Seal*, consistía en dimetacrilato de ácido glicerol-fosfórico (GPDM), un monómero funcional que todavía se utiliza en la industria para desarrollar adhesivos dentales, y un iniciador de ácido sulfinico que se utilizaba para polimerizar (Calatrava, 2018; Sofan et al., 2017).

El GPDM tiene unión iónica a la hidroxiapatita a través de su grupo fosfato y aunque se adsorbe en esta, no genera una unión química estable. Por esta razón se empezaron a incorporar co-monómeros activadores de superficie a los adhesivos a base de GPDM, resultando en el desarrollo de los adhesivos dentales de primera generación (van Meerbeek et al., 2020).

La formación de una interfase diente-restauración se acepta como concepto entre investigadores y desarrolladores. McLean y Kramer publican *A clinical and pathological evaluation of a sulphinic acid activated resin for use in restorative dentistry* (1952, como se cita en Sofan et al., 2017) uno de los primeros informes sobre la adhesión química a la estructura dental del entonces nuevo *Sevriton Cavity Seal*. Pese los pobres resultados de adhesión, se documentaron cambios en la estructura dentinaria asociados al uso del monómero ácido. Este hallazgo da forma a un concepto muy incipiente de lo que hoy se conoce como capa híbrida (Kugel & Ferrari, 2000; Sofan et al., 2017; van Meerbeek et al., 2020).

El proceso de adhesión a la estructura dental y los problemas relacionados con el paso de fluidos eran puntos centrales de estudio para la época. En 1952, Nelsen et al., realizaron ensayos para determinar los cambios volumétricos de los materiales de obturación acrílicos sometidos a cambios térmicos en la cavidad oral. Los investigadores utilizaron un transductor de cobre-constante de calibre 36 en el suelo pulpar de una preparación ocluso proximal (Clase II) en diente humano, para luego aplicar una restauración de resina autopolimerizable. A continuación, el sujeto

de prueba consumió bebidas entre 60°C y 4°C, creando un ciclo térmico. Después de tener en cuenta la contracción de la polimerización (10%) y los cambios volumétricos del ciclo térmico (90%), los investigadores concluyeron que el espacio formado entre la restauración y la superficie del diente era lo suficientemente grande como para permitir un intercambio de fluidos constante, lo que podía dar explicación al desarrollo de caries secundaria (Nelsen et al., 1952).

En 1954, Ernest Rose, con más de 5.500 pruebas y distintos materiales de restauración, concluía que ningún material mantenía la unión al diente tras su inmersión en agua, que la absorción de agua destruye los valores de adhesión de las resinas y que las bacterias podían depositarse entre el diente y la restauración a una temperatura de 37°C (Rose et al., 1955).

Un año después, Michael G. Buonocore introduce la técnica de adhesión al esmalte mediante grabado ácido, inspirado en el acondicionamiento de superficies metálicas para adhesión de pinturas acrílicas (Swift et al., 1995). El procedimiento consistía en modificar la superficie del esmalte para facilitar la unión con un material sellador de fosas y fisuras a base de resina (Kugel & Ferrari, 2000). El objetivo de Buonocore era prevenir el desarrollo de caries en estas superficies, las cuales consideraba altamente propensas a la formación de biofilm debido a su configuración (Carillo, 2018). Para lograrlo, optó por preparar el esmalte utilizando ácido fosfórico al 85%, que ya tenía aplicaciones en odontología. Tras el proceso de lavado, observa que la aplicación del ácido generaba un patrón de grabado en la superficie dental y que este resultaba propicio para la adherencia de la resina, consiguiendo al mismo tiempo su retención. El investigador sugiere entonces la posibilidad de utilizar este nuevo procedimiento en aplicaciones restauradoras, específicamente para reparar cavidades interproximales en dientes anteriores y cavidades

cervicales, mejorando los valores de adhesión y el comportamiento de las restauraciones adhesivas observadas hasta entonces (Calatrava, 2018; Carillo, 2018; Sofan et al., 2017; Swift et al., 1995).

La publicación sobre el efecto de este tratamiento se hace en 1968, aunque tardaría algo más en ser ampliamente aceptado. La “adhesión mejorada” se explicaba como la penetración de materiales de resina en el esmalte, formando un patrón que solo es apreciable en este tejido y que solo servía para mejorar la retención del material, es decir, el defecto creado tras el grabado ácido permitía una retención micromecánica de la resina (Carillo, 2018; Sofan et al., 2017; Trost, 2017). El hallazgo fue descrito por la *Academia de Odontología General* como uno de los más sobresalientes de la especialidad y al que se suma el desarrollo del 2- hidroxietil metacrilato (HEMA) y de la resina de Bisfenol A glicidil metacrilato (Bis-GMA) por parte de Raphael Bowen en 1961, reemplazando de forma muy efectiva a las entonces utilizadas resinas acrílicas y epóxicas (Carillo, 2018; Kugel & Ferrari, 2000; Sofan et al., 2017).

1.3.4.3.3 *El Grabado Ácido En Esmalte Y Dentina.*

Buonocore continuó variando las concentraciones del ácido grabador en sus estudios, observando que el ácido fosfórico era igual de efectivo en la creación de patrones de grabado a concentraciones entre 37% y 50%, con tiempos de grabado entre 20 y 30 segundos; estas publicaciones constituyen los primeros reportes sobre odontología adhesiva y mínimamente invasiva. En 1972, concluye que las concentraciones por debajo de 30% de ácido fosfórico no son aceptables para ser utilizadas como agentes grabadores. Estos formaban bioproductos de reacción que no eran fácilmente eliminables de la superficie, interfiriendo en la obtención de valores altos de retención de los materiales de sellado (Carillo, 2018; Sofan et al., 2017).

Los mismos conceptos, aplicados a otro tejido mineralizado, la dentina, resultaban dudosos. Las resinas utilizadas durante el inicio de la odontología adhesiva eran hidrofóbicas, compitiendo por la estructura dentaria en un ambiente lleno de fluidos que hidrolizan cualquier unión adhesiva. Además, presentaban otro inconveniente: la elevada contracción de polimerización (Eick et al., 1970; Nakabayashi et al., 1991).

Buonocore (1956, como se cita en Kugel y Ferrari, 2000) utilizó una resina que contenía ácido glicerofosfórico dimetacrilato (GDMA) sobre una superficie de dentina grabada. Aunque los resultados no fueron destacables, los hallazgos sugerían que la unión adhesiva lograda podría deberse a la interacción de la molécula de resina bifuncional con los iones de calcio presentes en la hidroxiapatita del diente (Kugel & Ferrari, 2000; Nakabayashi et al., 1991).

El empleo de la Microscopía Electrónica De Barrido (SEM) facilitó el estudio de los cambios en la dentina, permitiendo la introducción de conceptos como la ‘capa de barrillo’, que bloquea la adhesión a la dentina, y que fue descrita por Eick *et al.*, en 1970 o la descripción de la capa híbrida genuina entre el diente y la dentina vital por Nakabayashi *et al.*, en 1982. Esta última se producía gracias a la penetración de monómeros como el 4-metacriloxietil trimelitato de anhídrido (4-META) en el tejido, seguido de su polimerización. De esta manera, el investigador demostró que la resina podía infiltrarse en la dentina grabada con ácido para formar una nueva estructura compuesta por resina y tejido dentario, es decir, una interfase 4-META-resina-diente (Eick et al., 1970; Nakabayashi et al., 1991)

A principios de los años 90, la odontología adhesiva experimentó un cambio revolucionario con la introducción del sistema adhesivo de grabado total en tres pasos. Este proceso comenzaba con el grabado de la dentina utilizando ácido fosfórico, seguido de un lavado, y luego la aplicación

de imprimadores hidrofílicos antes de aplicar una capa uniforme de resina hidrofóbica para completar la hibridación. Poco antes, en 1988, John Kanca había introducido la técnica de "adhesión húmeda", un método que consistía en mantener la dentina húmeda después del grabado para mejorar la fuerza de adhesión. Este descubrimiento reveló que secar la dentina podía alterar su red de colágeno, disminuyendo su volumen y haciéndola menos receptiva a los adhesivos dentinarios (Calatrava, 2018).

Las observaciones de Kanca, destacaron la necesidad de desarrollar sistemas adhesivos eficaces tanto para el esmalte como para la dentina en condiciones de humedad, ya que mantener un entorno bucal seco resultaba complicado para los clínicos. Hacia finales de los años 90, la industria introdujo sistemas adhesivos de grabado total y adhesivos de autograbado, ambos de dos pasos, los cuales gradualmente mejoraron en términos de rendimiento y sensibilidad técnica (Kanca, 1992).

1.3.4.3.4 El Composite.

Surge como alternativa a los materiales odontológicos de referencia del siglo XX como la amalgama o los cementos de silicato y las resinas acrílicas, considerados también materiales estéticos (Milnar, 2014). Las primeras versiones introducidas alrededor de la década de los 50 utilizaban monómeros acrílicos y partículas de cuarzo en una presentación de pastas autopolimerizables. Tenían algunos inconvenientes como el tiempo de trabajo limitado, la alta porosidad y el pulido poco duradero, lo que impulsó la búsqueda de soluciones y el desarrollo de nuevas matrices de resina como el Bis-GMA y monómeros dimetacrilatos de bajo peso molecular, que mejoraban la manipulación del material al diluir el Bis-GMA. También se desarrollaron

nuevos sistemas de polimerización activados por luz para extender el tiempo de trabajo (Bayne et al., 2019).

Las partículas de relleno responsables de las propiedades estéticas y mecánicas del material eran de gran tamaño, aproximadamente el diámetro de un cabello humano (50 micras). Eran resientes, pero no retenían pulido. Por otra parte, solo se disponía de un surtido limitado a 4 colores para realizar una restauración. Las siguientes versiones de estos compuestos se clasificaron como materiales de microrelleno pese a contener partículas nanométricas, presentando un comportamiento a nivel estético muy superior frente a otros materiales y propiedades mecánicas más limitadas. Las composiciones refinadas aparecerían a finales de la década de 1990 y principios de los 2000, con materiales que contienen partículas en un rango de tamaño entre 0.4 y 1 micras, considerados universales dado que pueden aplicarse en restauraciones anteriores y posteriores (Ferracane, 2011).

1.3.4.3.5 Ionómeros De Vidrio

La segunda mitad del siglo XX destaca como un periodo de innovación y avance en la odontología, especialmente en el desarrollo de nuevos materiales y la promoción de nuevas técnicas y procedimientos para realizar restauraciones con adhesivos. Además de la irrupción de la técnica de grabado ácido y las restauraciones a base de resinas compuestas, se introduce el cemento de poliacrilato, un material que revolucionaría la técnica de cementación de las restauraciones indirectas (Wilson, 1991).

En 1969, Brian Kent y Alan Wilson desarrollan y presentan el cemento de ionómero de vidrio, originalmente denominado aluminosilicato ácido polialquenoico (ASPA), un material que se diferenciaba notablemente de restauradores disponibles para la época dado que no requería de

un adhesivo separado para lograr una adhesión efectiva a la estructura dental, ofreciendo además una notable durabilidad y estabilidad con el tiempo. La fórmula del material incorporaba óxido de calcio, fluoruro, alúmina y sílice, mezclados en una solución acuosa al 50% de ácido poliacrílico, que se transformaba en un gel debido a la formación de enlaces de hidrógeno intermoleculares, proceso que tomaba algunos meses para completarse. El material presentaba inconvenientes dado el extendido tiempo de trabajo y las limitadas propiedades estéticas (Khoroushi & Keshani, 2013; Wilson, 1991).

Las siguientes versiones incluirían en su composición un isómero positivo del ácido tartárico que mejoraría significativamente tanto la manipulación como el tiempo de fraguado del cemento. Wilson reportó que el ácido tartárico permitía un control más preciso de la precipitación del aluminio, llevando a la producción y comercialización de una versión mejorada del material conocida como ácido poliacrílico aluminosilicato o ASPA II (Khoroushi & Keshani, 2013; Wilson, 1991).

El término ionómero es introducido por la *Dupont Company* para definir materiales a base de polímeros con un 5%-10% de partes ionizadas o ionizables (Olivares Núñez, 2015; Wilson, 1991). El mecanismo adhesivo de este material consiste en la unión con la hidroxiapatita presente en la estructura dental, a través de la interacción de sus grupos carboxílicos. Estos desplazan a los fosfatos del esmalte dental, formando enlaces de tipo covalente que contribuyen a una integración sostenida en el tiempo y posicionando al ionómero de vidrio como una opción de preferencia para una amplia gama de aplicaciones en odontología restauradora (Khoroushi & Keshani, 2013; McLean et al., 1994).

1.3.4.3.6 Cementos

(i) Fosfatos Y Óxidos De Zinc.

En 1870 se exploraron nuevos usos para ciertos materiales de restauración con el objetivo de lograr la fijación de prótesis de manera efectiva a la estructura dental. Dos ejemplos son el fosfato de zinc y el óxido de zinc-eugenol (ZOE).

El eugenol, es un derivado fenólico de consistencia oleosa que es posible extraer de especias como el clavo, la canela, el laurel y la pimienta, y que también se puede encontrar en el alcanfor y otros aceites. Su introducción en la odontología se atribuye a Chisolm (1893, como se cita en González Escobar, 2003), quien lo combinó con óxido de zinc para crear un material de restauración dental. En la actualidad, el eugenol se emplea en diversas aplicaciones en odontología: como sedante pulpar, material de cementación provisional, apósito quirúrgico, anestésico tópico, protector dental y agente antimicrobiano (González Escobar, 2002).

El cemento ZOE libera eugenol y mejora la capacidad de sellado gracias a la difusión de este componente hacia la dentina. Esta propiedad antimicrobiana fue documentada por Fairbourne (1980, como se cita en Coogan *et al.*, 1993), quien observó una disminución significativa de la actividad bacteriana en lesiones cariosas profundas, cinco meses después de la aplicación de un cemento ZOE modificado (IRM). No obstante, la resistencia de este material es limitada debido a la naturaleza de su composición. Las partículas de zinc y el eugenolato de zinc se unen, formando una estructura cohesiva a través de fuerzas de Van der Waals y la interacción entre partículas (Bayne *et al.*, 2019; González Escobar, 2002).

Para mejorar su rendimiento, se incorporaron aditivos como el ácido etoxibencenoico (EBA), el polimetil metacrilato (PMMA) y el hexil valinato. A pesar de las mejoras, el ZOE

presentaba mucha solubilidad y los cementos a base de fosfato de zinc continuaban teniendo preferencia para procedimientos de cementación (Bayne et al., 2019).

(ii) Ionómeros De Vidrio.

Otros materiales utilizados para la restauración directa, que también se aplicaron en la fijación de restauraciones indirectas, son los cementos a base de silicato. Tenían la ventaja de liberar fluoruro; sin embargo, las primeras versiones presentaban características estéticas pobres y un fraguado lento (Ortega, 2010).

Entre 1967 y 1968 se sustituye el eugenol del ZOE y se procede a incorporar ácidos poliacrílicos al óxido de zinc para formar cementos de polialquenoato de zinc o poliacrilato de zinc. Estos cementos eran más estables en agua que la versiones a base de fosfato de zinc exclusivamente y hasta cierto punto conseguían unión química al diente. La combinación de la tecnología de los policarboxilatos con los cementos a base de silicato dio lugar al desarrollo de los ionómeros de vidrio presentados por Wilson y Kent en 1972. En estos materiales, el óxido de zinc se reemplazaba por vidrio de fluoroaluminosilicato (FAS), lo que resultaba en un cemento de fraguado rápido, liberación de iones y mejor rendimiento (Bayne et al., 2019; Dionysopoulos et al., 2022; Khoroushi & Keshani, 2013; Mitra, 2008). Nuevas variantes son introducidas en ocasión de las modificaciones con metal y resina, y más adelante con el desarrollo de los compómeros, giómeros y carbómeros, que podían aplicarse en diversas situaciones clínicas (Bayne et al., 2019; Wilson, 1991).

(iii) Cementos Adhesivos.

Para finales de la década de los 90, las resinas estaban incluidas en composites, adhesivos, cementos de ionómeros de vidrio y compómeros. Algunos de estos materiales se emplearon como

agentes de cementación, presentando dos problemas asociados a la forma de activación: aumento de temperatura o necesidad de paso de la luz.

La introducción del iniciador redox presentado por Reinhold Hecht y Manfred Ludsteck, permitió la polimerización del material a base de resina sin necesidad de activación térmica o lumínica, y a su vez, conseguir valores de adhesión altos tanto en esmalte como en dentina. Se compone de un 14.9%-50% en peso de un ácido barbitúrico o ácido tiobarbitúrico o un derivado de dichos ácidos, 30%-75% en peso de un compuesto de peroxodisulfato y/o compuesto de peroxodifosfato, 10%-35% en peso de un compuesto de ácido sulfínico y 0.1%- 5% en peso de un compuesto de cobre (Hecht & Ludsteck, 2004). De esta manera se pudo desarrollar el que sería el primer cemento de resina autoadhesivo y que se continúa utilizando en la actualidad (Sulaiman et al., 2018).

1.4 Materiales De Restauración En La Actualidad

1.4.1 Amalgamas Dentales

La amalgama dental es un material de restauración directo empleado para rellenar cavidades preparadas de manera retentiva. Es ampliamente utilizado por su capacidad de sellado marginal, que inicia cuando la restauración se coloca en la boca, su tiempo de trabajo, coste y comportamiento a largo plazo (Asaad et al., 2023).

Este material continúa siendo de primera elección en determinadas situaciones clínicas y países, gracias a los periodos medios de supervivencia que oscilan entre 7 y 15 años, una vida media del 80% tras 12 años de funcionamiento y el coste efectivo de la restauración en comparación con otros materiales (Asaad et al., 2023; Celis et al., 1993).

La amalgama puede utilizarse con seguridad como biomaterial en adultos y niños mayores de 6 años, según la Administración de Alimentos y Medicamentos de Estados Unidos (FDA) y el Comité Científico sobre Riesgos para la Salud Emergentes y Recién Identificados (SCENIHR) para Comisión Europea. Sin embargo, su contenido de alrededor de un 50% de mercurio, la liberación de vapores y la mezcla con otros metales suscita preocupación sobre su seguridad como material de restauración dental, desaconsejándose su uso para tratamiento odontológico en algunos países (Eley & Cox, 1993; Luchowska et al., 2023; Rodríguez-Farre et al., 2016).

La composición de la amalgama consiste en una mezcla de polvo metálico de plata, cobre y estaño finamente molido y mezclado con mercurio elemental. Los amalgamadores no fueron introducidos hasta los años 40 del siglo pasado, y a comienzo de los años 60 se empiezan a realizar mezclas con proporciones aleación-mercurio estandarizado (Brackett & Brackett, 1999; Taut, 2013).

El mercurio retrasa la progresión de la caries y reduce, o incluso inhibe, la adhesión del *Streptococcus mutans* (*S. mutans*) a la superficie de la restauración (Beyth et al., 2007; Jirau-Colón et al., 2019).

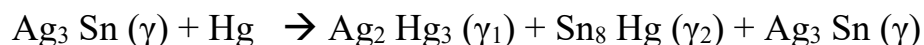
1.4.1.1 Composición De La Amalgama

La composición original del material incluía un 69% de plata, 26% de estaño y 5% de cobre con la misma cantidad de mercurio en peso. El contenido de cobre no era prominente en esta mezcla y la misma no era estable en el medio oral. El resultado final era un material susceptible a la corrosión y proclive a fracturas de margen (Brackett & Brackett, 1999; Sarkar, 1979).

En las aleaciones posteriores se incrementa el contenido del cobre y se reduce el contenido de plata, aumentando de esta manera la resistencia del material a la corrosión. Durante la mezcla, se disuelven las capas exteriores del polvo metálico y se forma una matriz de plata-estaño-mercurio. Esta mezcla modelable se aplica en la cavidad y se ajusta mientras se endurece, dando forma a la restauración de amalgama (Jirau-Colón et al., 2019; Kozmos et al., 2021)

1.4.1.2 Reacción De Amalgamación

La amalgamación o cristalización de la amalgama ocurre cuando las limaduras o partículas de plata-estaño son trituradas con mercurio. La reacción es la siguiente en las composiciones de bajo contenido en cobre y empleadas hasta 1960:



Estas interacciones producen dos nuevas fases intermetálicas, γ_1 y γ_2 . La fase γ_1 , más dura y fuerte (Ag-Hg), afecta la disposición de la fase γ_2 , más débil y de formación más lenta (Sn-

Hg). Tanto en la fase γ_1 como en la fase γ_2 , la amalgama tiene una consistencia plástica y condensable.

Las siguientes composiciones, de alto contenido en cobre, incluyen la adición de una partícula de Ag-Cu₂ que da lugar a la formación de fases intermetálicas como γ_1 y Cu₆Sn₅, dejando un residuo y una cantidad pequeña de la fase γ_2 . La reducción o eliminación de la fase γ_2 y la formación de Cu₆Sn₅ mejoran las propiedades físicas del material (Celis et al., 1993; Sarkar, 1979).

1.4.1.3 Supervivencia De Las Restauraciones De Amalgama

La duración media de las restauraciones de amalgama es un indicador principal del comportamiento a largo plazo de este material. Los estudios clínicos muestran una tasa de supervivencia elevada, alcanzando un 94,4% durante un período de hasta 7 años y una tasa media de fracaso que varía entre un mínimo de 0.16% y un máximo de 2.83% (Bernardo et al., 2007).

Un estudio longitudinal retrospectivo enfocado en grandes cavidades tratadas con amalgama revela tasas de supervivencia que alcanzan un 90% después de 7 años de seguimiento, y que se mantienen por encima del 78% tras 17 años. Los resultados destacan aún más al compararlos con las tasas de supervivencia de cavidades restauradas con otros materiales, de características más conservadoras y adhesivas, subrayando la eficacia y la durabilidad de la amalgama como material restaurador para grandes cavidades (Bjertness & Sønju, 1990).

El informe de Evaluación de Tecnologías Sanitarias (HTA) realizado por Antony *et al.*, en 2008, analiza estudios longitudinales en los que se recoge que el tiempo medio de supervivencia de las restauraciones de amalgama varía entre 11.4 y 15 años para tratamientos realizados en centros de formación dental, y entre 7.1 y 44.7 años si son realizados en clínicas dentales privadas. Estos datos se comparan con la supervivencia media de otros materiales restauradores, llegando a

la conclusión de que, en general, las restauraciones de amalgama exhiben una mayor durabilidad. Además, el reporte incluye información de estudios sobre las tasas de fallo anuales, que en restauraciones de amalgama oscilan entre 0 y 7.4% en períodos de seguimiento de hasta 20 años, en contraste con las restauraciones realizadas con materiales a base de composite, cuyas tasas de fallo varían entre 0 y 9%. Estos resultados concuerdan con los publicados en otros reportes HTA, ajustados a las pautas del *NHS Centre for Reviews and Dissemination* publicados en 2001 y en colaboración con Cochrane en 1999, en los que se informa que la probabilidad de supervivencia de las restauraciones de amalgama es de un 85% después de cinco años y 80% después de diez años y que el tiempo de supervivencia varía entre 5 y 23 años respectivamente (Antony et al., 2008).

Otros autores recogen datos de supervivencia similares: 84.1% tras 5 años en dientes permanentes de acuerdo con Soncini *et al.*, 92.8 % de media en 4.5 años según Moraschini *et al.*, 92.5% tras 6 años según Hurst *et al.*, siendo la caries secundaria y la fractura del diente restaurado las principales causas de fracaso (Gómez, 2020; Hurst, 2014; Moraschini et al., 2015; Soncini et al., 2007).

La Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Federación Dental Internacional (FDI) avalan la seguridad de las amalgamas dentales para restauraciones. En la actualidad, se promueve activamente el desuso progresivo de estos restauradores, debido a los compromisos asumidos bajo el Convenio Minamata y la intención de reducir el impacto ambiental causado por el mercurio presente en su composición. En este contexto, varios países han adelantado las prohibiciones de tratamiento con amalgamas en poblaciones específicas como niños y mujeres embarazadas, mostrando un compromiso profundo con la protección de la salud y el medio ambiente. Esta

situación ha impulsado la tendencia hacia el desarrollo y la selección de alternativas restauradores libres de mercurio, como composites y ionómeros de vidrio, en sintonía con las crecientes inquietudes sobre la salud pública y la conservación ambiental («FDI policy statement on dental amalgam and the Minamata Convention on Mercury», 2020, Mjör et al., 1997; World Health Organization, 2021).

1.4.2 Ionómeros Para Restauración Odontológica

Los cementos de ionómero de vidrio son compuestos ácido-básicos originados por la reacción moderada entre ácidos poliméricos que funcionan como donantes de protones, y un polvo de vidrio de naturaleza básica que actúa como receptor de protones. Esta interacción provoca que el ácido descomponga la estructura del vidrio, liberando cationes como Al_3^+ , Ca_2^+ , Na^+ , que son capturados y quelatados por el polímero carboxilato. Esto conduce a la formación de enlaces cruzados en la matriz polimérica, en cuyo interior, las partículas de relleno no reactivas desempeñan un papel de refuerzo en la estructura del material (Mount, 2001; Sidhu & Nicholson, 2016).

Las presentaciones comerciales de estos restauradores se componen de una solución acuosa de ácido polimérico y un polvo de vidrio que permite su mezcla manual o con máquina mezcladora, para formar una pasta viscosa de fraguado rápido. Existe además otras fórmulas en las que el ácido está presente en el polvo y se le añade agua para poder realizar la mezcla (Khoroushi & Keshani, 2013; Sidhu & Nicholson, 2016).



Figura 8 *Ionómero de vidrio*. Presentación en polvo-líquido y cápsula. Tomado de Fuji Triage Radiopaque Glass Ionomer Surface Protection Material por GC Europe A.G, 2021, en <https://www.gc.dental/europe/en-GB/products/fujitriage> y Fuji Radiopaque Glass Ionomer Luting Cement por GC Europe A.G, 2020, <https://www.gc.dental/europe/es-ES/products/fuji1>

Los cementos de ionómero de vidrio tienen amplias aplicaciones en odontología y son empleados de forma directa sin precisar agentes grabadores y sistemas adhesivos para su colocación. Las variaciones en su composición permiten su aplicación en diversos procedimientos, desde restauración directa hasta cementación de prótesis y aparatos de ortodoncia. Algunas desventajas frecuentemente citadas de estos materiales incluyen: limitaciones estéticas, falta de resistencia al desgaste y solubilidad. Para ello, se han introducido los ionómeros de vidrio modificados con resina (RMGI o RMGIC por sus siglas en inglés), que contienen monómeros de bajo peso molecular y polímeros hidrófilos como el 2-hidroxietil metacrilato (HEMA) que

aumentan la resistencia del material y ofrecen mejor comportamiento frente a los ionómeros convencionales (Khoroushi & Keshani, 2013; McCabe et al., 2009, 2011).

1.4.2.1 Composición De Los Ionómeros De Vidrio

1.4.2.1.1 Composición Del Polvo.

Consiste en un compuesto de vidrio a base de aluminosilicato con fluoruro y fosfato que son capaces de reaccionar con el ácido para formar una sal. El calcio y el fluoruro se añaden para reducir la temperatura durante la reacción de fraguado. En algunas presentaciones se incluye sodio a la mezcla y en otras se puede sustituir el calcio por estroncio. La proporción alúmina- sílice ($\text{Al}_2\text{O}_3/\text{SiO}_2$) debe ser 1:2 y el contenido de flúor de un 23%. Wilson y McLean (1988, como se cita en Hengtrakool, 2001) describen que los ionómeros con gran contenido de sílice tienden a ser más translucidos mientras que los ionómeros con mayor contenido de fluoruro de calcio o alúmina tienden a ser más opacos (Hengtrakool, 2001; Sidhu & Nicholson, 2016).

1.4.2.1.2 Composición Del Líquido.

En la fórmula original, la composición consistía en una solución acuosa al 50% de ácido poliacrílico, que daba lugar a una reacción de gelificación debido a la presencia de enlaces hidrógenos intramoleculares. Se requería de un bajo peso molecular para evitar la gelificación, razón por la que se comenzaron a usar otros tipos de poliácidos, como el itacónico, maleico o tricarbóxico, consiguiendo un mayor número de grupos carboxílicos, una mayor acidez para reaccionar con las partículas de vidrio y un mejor fraguado (Hengtrakool, 2001; Khoroushi & Keshani, 2013).

Los polímeros definen las propiedades y la manipulación de los cementos de ionómero de vidrio, por ejemplo: el homopolímero de poli (ácido acrílico) (PAA), tiende a mejorar la resistencia

a la compresión del material durante las primeras seis semanas. El copolímero de ácido acrílico y ácido maleico también afecta la resistencia a la compresión, aunque esta tiende a disminuir con el tiempo. El polímero de ácido vinilfosfónico se utiliza en combinación con PAA para modificar el fraguado del material. Estas variaciones en la composición polimérica tienen un impacto significativo en las características finales del ionómero de vidrio y en sus indicaciones clínicas (Ellis et al., 1991; Sidhu & Nicholson, 2016).

1.4.2.2 Reacción De Fraguado

El cemento se forma por la reacción entre el vidrio de aluminosilicato soluble en ácido y la solución acuosa de poliácido. La superficie de las partículas del vidrio filtra los cationes metálicos Al_3^+ , Ca_2^+ y Na^+ a la matriz. Esta, se ha producido por la reacción de los iones de calcio y aluminio con los grupos ácidos de la cadena polimérica. Estructuralmente el complejo está compuesto de partículas de vidrio revestidas por un hidrogel silíceo y unidas por fase matricial que consiste en poliacrilatos hidratados de calcio y aluminio fluorados (Hengtrakool, 2001; Zainuddin et al., 2009).

Todo el proceso ocurre en 4 fases bien definidas, entre 2-3 minutos tras haberse iniciado la mezcla:

- Descomposición del polvo: Es la primera señal química de alteración en la estructura del vidrio. Las partículas del vidrio reactivo se exponen al ácido, ocasionando la liberación de cationes metálicos y la formación de una capa de gel de silicato en las superficies de las partículas.
- Gelación: A medida que los cationes liberados incrementan su concentración en la solución, se induce un aumento del pH. Esto intensifica la ionización del ácido

carboxílico presente, punto en el que empiezan a formarse estructuras de gel gracias a enlaces iónicos transitorios y puentes de hidrógeno. Los grupos carboxilo en las cadenas poliméricas ganan carga, repeliéndose mutuamente, lo que les permite extenderse y adoptar configuraciones más alargadas.

- **Endurecimiento:** La acumulación de cationes metálicos permite la formación de enlaces cruzados más estables dentro de las cadenas poliméricas. La matriz de polisal que emerge envuelve a las partículas de vidrio no reaccionadas formando un compuesto resistente.
- **Maduración:** Tras el fraguado inicial, las fuerzas de enlace intermoleculares se incrementan y la matriz se densifica. Aunque la mayor parte de la resistencia estructural se consolida en las primeras 24 horas, la difusión continuada de cationes y la progresiva formación de enlaces a lo largo del tiempo mejoran la integridad y las propiedades mecánicas del cemento (Khoroushi & Keshani, 2013; Sidhu & Nicholson, 2016).

1.4.2.3 Supervivencia De La Restauración De Ionómero De Vidrio

Desde su introducción a las opciones restauradoras, estos materiales han encontrado su lugar en diversas aplicaciones clínicas y son percibidas como soluciones semipermanentes o transitorias en odontología restauradora (Sidhu & Nicholson, 2016).

Los ionómeros de vidrio se han empleado en la restauración de cavidades clase I (una sola cara) y clase II que no soportan cargas oclusales, como sellador de fosas, fisuras y zonas retentivas de dientes anteriores y posteriores y en la restauración de cavidades cervicales no cariosas (NCCL). La percepción sobre su comportamiento a largo plazo ha evolucionado con la disminución en el

uso de la amalgama, la introducción de nuevos protocolos con un enfoque conservador y las mejoras en sus características estéticas y propiedades de resistencia (Ortega, 2010; Sidhu & Nicholson, 2016).

La evidencia en relación con la longevidad y desempeño de las restauraciones con ionómero de vidrio presenta resultados variados. En general, su estudio consiste en documentación y evaluación clínica de la adaptación marginal, cambios de color a nivel del margen, textura superficial, cambio de coloración de la restauración y signos clínicos de enfermedad periodontal en tejidos adyacentes. asignando puntuaciones específicas para cada hallazgo (Scholtanus & Huysmans, 2007).

Desde mediados de los años 90, los ionómeros de vidrio, especialmente aquellos modificados con resinas de alta viscosidad, ganan aceptación como materiales adecuados para las restauraciones directas en molares. Se prefiere emplearlos en cavidades preparadas siguiendo métodos conservadores y de manera manual, lo que evita el uso de equipos rotatorios en línea con la técnica de Tratamiento Restaurativo Atraumático (ART por sus siglas en inglés). En términos de durabilidad, se ha observado que, bajo estas condiciones, las restauraciones clase II mantienen su funcionalidad en promedio hasta por 4 años (De Amorim et al., 2012; Qvist et al., 2004; Sidhu & Nicholson, 2016).

Un estudio sobre la efectividad y comportamiento de las restauraciones a base de ionómero de vidrio, convencionales y modificados con resina, se llevó a cabo en un grupo de 168 pacientes considerados de alto riesgo de caries. Durante un periodo de seguimiento de 6 meses a 3 años se evaluaron 239 restauraciones. Al final de dicho periodo, el 95% de las restauraciones fueron juzgadas como satisfactorias. Un 4% de las restauraciones fracasaron debido a la erosión del

material lo cual condujo a la necesidad de retratamiento en solo un caso, destacando que, pese a que 43% de los pacientes fueron clasificados con un alto riesgo de caries, solo se identificó un caso de caries secundaria (van Dijken et al., 1999). Por el contrario, otra publicación sugiere que los RMGIC no parecen tener un buen rendimiento a medio plazo. El análisis a lo largo de 3 años evalúa la textura superficial y la anatomía de las restauraciones utilizando dos variantes de RMGIC, revelando una calidad inferior en comparación con las restauraciones realizadas con resinas compuestas. En este estudio, entre el 9% y 16% de las restauraciones con RMGIC alcanzaron la calificación de 'adecuadas' en cuanto a textura superficial, y entre el 35% y 39% cumplieron con los estándares en términos de su forma anatómica (Folwaczny et al., 2001).

El comportamiento a largo plazo esta influenciado tanto por la técnica seleccionada para la preparación de la cavidad como por el tipo de ionómero empleado para restaurar. Las restauraciones a base de ionómero de vidrio para cavidades clase I y clase II, tienen una tasa de supervivencia del 79% tras 2 años, si dichas cavidades han sido preparadas con técnica rotatoria convencional, y de un 73% si se aplican a cavidades preparadas con una técnica menos invasiva como la técnica ART. Materiales a base de ionómero de vidrio de alta viscosidad y modificados con resina, tienen tasas de éxito acumulado del 93% tras 2 años, en cavidades clase II de tamaño moderado (Yu et al., 2004).

Loguercio *et al.*, (2003, como se cita en Sidhu, 2010) en un estudio de 5 años, recoge que un 12.5% de las restauraciones con RMGIC sufre pérdida de la anatomía, mientras que la mayoría (87.5%) mantiene su forma de manera satisfactoria. De estas últimas, 86% experimenta un deterioro en la textura superficial observado tras concluir el periodo de estudio (Sidhu, 2010).

Otro estudio clínico retrospectivo de 6 años evalúa 116 cavidades clase II restauradas con ionómero de vidrio convencional de fraguado rápido, no encontrado problemas con la restauración durante los primeros 18 meses. La supervivencia de las obturaciones se reduce al 93% después de 3.5 años y al 60% al cabo de 6 años (Scholtanus & Huysmans, 2007).

A pesar de los beneficios asociados a su capacidad adhesiva y liberación de flúor, las propiedades biomecánicas y estéticas de los ionómeros de vidrio a menudo se consideran inferiores en comparación con otros materiales restauradores contemporáneos, específicamente en los aspectos relacionados con la resistencia al desgaste, la decoloración y la adaptación en el margen (Yip et al., 2002).

1.4.3 Composites

Los composites dentales son materiales ampliamente utilizados en la restauración directa de cavidades dentales y en la cementación de restauraciones indirectas. Se componen de partículas de relleno en una alta concentración, recubiertas con un agente que mejora la adhesión, y rodeadas por una matriz de resina que facilita la unión de las partículas entre sí, independientemente de su tamaño o forma (Bayne, 2012; Ferracane, 2011; Phillips, 1970; Zhang et al., 2016).

La resina utilizada en los actuales materiales de restauración a base de composite presenta diferencias significativas con respecto a la resina acrílica introducida en 1948. El material desarrollado por Ray L. Bowen y a menudo llamado erróneamente resina epoxi, era una mezcla de resina epoxi y partículas de cuarzo. Bowen modificó rápidamente la composición del material debido al pobre comportamiento en boca, sustituyendo la epoxi por metacrilato (Pratap et al., 2019).

Los primeros composites presentaban inconvenientes como la contracción durante la polimerización, la absorción de agua, la expansión térmica y la inestabilidad del color. A medida que el desarrollo se enfoca en la tecnología de relleno y se incorporan nuevos monómeros a la composición, estos materiales mejoran en propiedades mecánicas, consistencia, formas de polimerización y de manejo, permitiendo su uso en restauraciones extensas, con carga, de grandes requerimientos estéticos y en nuevas indicaciones clínicas (Stanford, 1971).

El composite para uso odontológico, empleado a partir de 1960, se basaba esencialmente en PMMA y representaba una alternativa a los cementos dentales a base de silicato que venían usándose como material de restauración directa (Ravi et al., 2013).

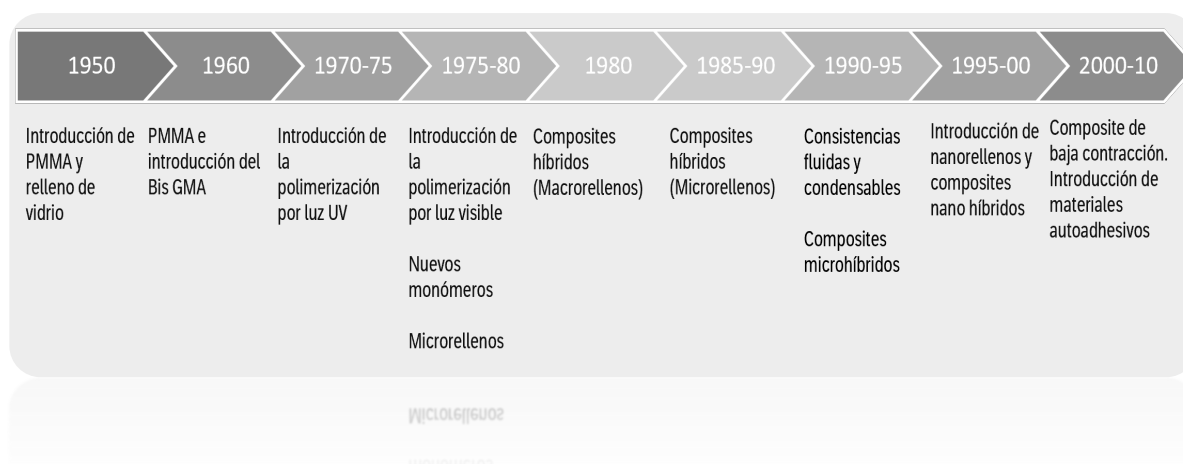


Figura 9 Evolución de los materiales de composite (Ferracane, 2011). Adaptado de Resin composite--state of the art por J. Ferracane, 2011, Dental Materials, 27, p.30. Todos los derechos reservados 2010 Academy of Dental Materials. Published by Elsevier Ltd.

En lo que respecta a la matriz orgánica, la investigación de los últimos 20 años ha estado principalmente centrada en los inconvenientes derivados de la polimerización, el posible daño a la

interfaz de unión y al aumento del riesgo a caries secundaria, por lo que se empieza a utilizar monómeros alternativos al Bis-GMA y se intenta desarrollar composites de baja contracción, con mayor carga de relleno y menor solubilidad (Cho et al., 2022).

La matriz orgánica puede presentarse en distintas consistencias: pasta, polvo o líquido, que endurecen tras un proceso de polimerización. Los rellenos inorgánicos que se encuentran en esta matriz constituyen los componentes predominantes en el material y pueden estar conformados por partículas metálicas, de vidrio, cuarzo, silicato u otros materiales y pueden tener formas esféricas, irregulares, planas, tubulares o de fibra (Cho et al., 2022; Fugolin & Pfeifer, 2017; Ravi et al., 2013).

De esta manera, los composites dentales se producen a partir de dos o más elementos con interacciones interatómicas, dando como resultado un material que tiene propiedades superiores a las ofrecidas por cada componente de manera individual. Ofrecen una estética excepcional además de un buen comportamiento mecánico y permiten preservar el máximo de tejido remanente durante la preparación de la cavidad, facilitando la aplicación de un modelo de trabajo con enfoque conservador (Fugolin & Pfeifer, 2017; Phillips, 1970; Ravi et al., 2013).

1.4.3.1 Composición De Los Composites

Estructuralmente los materiales de composite consisten en: una matriz o fase orgánica que contiene monómeros; una fase inorgánica con partículas de relleno; promotores de adhesión o agentes de acople, sistemas de iniciadores de polimerización y estabilizadores del material (Aminoroaya et al., 2021; Bourbia & Finer, 2018; von Hajmasy, 2012).

1.4.3.1.1 Matriz Orgánica.

Es el componente químico activo del material y consiste en un monómero base diluido con comonómeros para lograr un manejo clínico aceptable. Adicionalmente incluye los iniciadores de polimerización así como elementos de coiniciación y estabilización (Ravi et al., 2013). En detalle:

- El sistema de monómeros (Fig.10) es responsable del manejo, viscosidad y algunas propiedades ópticas del composite (Bourbia & Finer, 2018; Leyva del Rio & Johnston, 2022). El más utilizado es el Bis-GMA, por compatibilidad con los rellenos, baja contracción y volatilidad. Representa aproximadamente el 20% de la composición y puede utilizarse solo o en combinación con otros monómeros como el bisfenol A polietilenglicol diéter dimetacrilato (Bis-MA), bisfenol A etoxilado dimetacrilato (Bis-EMA), etilenglicol dimetacrilato (EGDMA) o el uretano dimetacrilato (UDMA). Alternativamente, es posible agregar monómeros diluyentes como el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), el decanediol dimetacrilato (D₃MA) y el HEMA, para ajustar la viscosidad de los monómeros base. Los monómeros diluyentes incluyen enlaces doble carbono (C=C) para una rápida polimerización en cadena inicial y posteriormente una mayor reticulación del polímero, otorgando propiedades de resistencia y dureza al material (Cho et al., 2022; Ravi et al., 2013).
- Los iniciadores tienen como función generar radicales libres que comiencen el proceso de polimerización, que ocurre entre el radical libre y el grupo metacrilato de la molécula de monómero. Se utiliza con frecuencia la canforoquinona (CQ), un fotoiniciador que se activa en un espectro amplio de luz visible y que requiere la adición de un coiniciador donador de electrones para producir las especies radicales (Pratap et al., 2019).

- El sistema de co iniciadores, como la amina alcalina dimetilamino etilmetacrilato (DMAEMA), el etil-4-dimetilaminobenzoato (EDMAB) o la N,N-cianoetil metilamina (CEMA), actúa sobre el iniciador donando electrones, para generar un par iónico radical, y protones para generar radicales libres (Stansbury, 2000).
- Los estabilizadores se agregan a la composición para facilitar la conservación del material durante su almacenamiento y la estabilidad tras la polimerización. Algunos ejemplos son el éter monometílico de hidroquinona y compuestos que absorben luz ultravioleta, cuya función es conseguir la estabilidad del color en el material (Hervás et al., 2006; Moradas Estrada & Álvarez López, 2017).

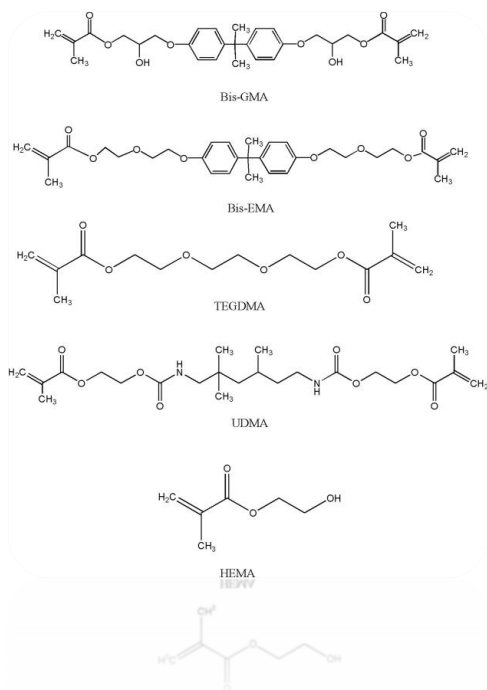


Figura 10 *Monómeros de uso odontológico.* Adaptado de Resin based restorative dental materials: characteristics and future perspectives (p. 127), B. Patrap, 2019, Japanese Dental Science Review, 55. Artículo Open access licencia CC BY-NC-ND.

La combinación de monómeros y diluyentes confiere al material las características de manejo y comportamiento biomecánico, determinando en gran medida las aplicaciones clínicas del mismo. De esta combinación surgen dos tipos de materiales: composites fluidos y composites en pasta modelable. Los primeros se pueden inyectar y tienen buena capacidad de adaptación, los segundos permiten modelado por lo que serán utilizados en situaciones en los que se precise restaurar contornos anatómicos (Cho et al., 2022).

1.4.3.1.2 Matriz Inorgánica.

Se compone de partículas de relleno y otorgan al material sus propiedades de resistencia al desgaste, flexión, compresión y fractura. Representan hasta un 79% de la composición del material y puede incluir dióxido de silicio, borosilicatos, aluminosilicatos de litio y metales pesados (como bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio), en tamaños que varían entre nanómetro y micrómetros, y que confieren características estéticas y de radiopacidad (De la Macorra, 1999; Hervás et al., 2006; Moradas Estrada & Álvarez López, 2017).

Los rellenos más utilizados son las partículas de vidrio a base de sílice. Estos permiten el paso de la luz con facilidad y la adición de pigmentos, aspectos relevantes tanto para el proceso de polimerización como para las características estéticas de la restauración final. Adicionalmente, estos rellenos son una alternativa efectiva a nivel de costes. También se emplean partículas de zirconio y de alúmina como refuerzo, en una proporción que permita su incorporación en un material de composite sin ocasionar desgaste de las piezas antagonistas. Las fibras de vidrio son otro ejemplo de refuerzo y funcionan para dar al material propiedades superiores de resistencia a

la fractura, dado que absorben el estrés de la fase polimérica y lo transfieren a la fibra de refuerzo (Cho et al., 2022; Vallittu, 2013).

1.4.3.2 Reacción De Polimerización

Consiste en una reacción química en cadena entre monómeros que forman enlaces químicos. Cada monómero en su composición contiene un enlace tipo $C=C$ que le permite unirse a otro monómero y formar un polímero. La reacción comienza cuando un iniciador se activa por luz, calor o activación química y genera un radical libre (Braga et al., 2005; Moradas Estrada & Álvarez López, 2017).

Cada radical libre generado desencadena la formación de más radicales libres en colisiones posteriores, uniéndose al enlace $C=C$, creando una pareja con uno de los electrones de la unión doble y dando como resultado un nuevo radical libre en el otro extremo del enlace doble (Moradas Estrada & Álvarez López, 2017).

Los radicales libres generados, permiten la unión covalente entre moléculas de monómero en proximidad, reduciendo la distancia entre los grupos de átomos y consiguiendo la disminución del volumen libre para formar un polímero (Braga et al., 2005). A medida que la polimerización avanza, se crean cadenas de polímeros con diferentes estructuras que otorgan propiedades de manejo, adaptabilidad, rigidez o viscosidad al material.

En la etapa de terminación, que marca el final del proceso, dos radicales libres se combinan para formar una unión intermolecular. Esto da origen a una cadena larga o la posibilidad de que se formen dos cadenas individuales, una con un enlace doble y otra saturada (Moradas Estrada & Álvarez López, 2017).

1.4.3.2.1 *Sistemas De Activación De La Polimerización.*

Hay cuatro maneras de iniciar la polimerización de materiales a base de resina: calor, activación química y dos formas de fotoactivación, luz visible y UV.

(i) Activación Térmica.

En la activación por calor interviene el peróxido de benzoílo (BPO), un compuesto con actividad oxidante y baja estabilidad térmica, que en materiales de restauración de composite se usa para generar radicales libres y activar la polimerización. Puede combinarse con otro activador, como una amina terciaria, para el mismo propósito (Hervás et al., 2006).

(ii) Fotoactivación.

La activación por luz ultravioleta se consigue empleando una fuente de irradiación a 365 nm, que excita el éter metilbenzoico, un compuesto orgánico, incoloro y soluble que se agrega a los materiales de composite y que inicia la polimerización sin necesidad de aminas terciarias. De acuerdo con Rueggeberg *et al.*, estos sistemas presentaban importantes inconvenientes como:

- Tiempo de trabajo extendido.
- Exposición de tejidos a la luz UV.
- Método de trabajo de capas incrementales y aumento del tiempo de tratamiento.
- Manejo del equipo de polimerización.
- Riesgo de lesiones oculares para el operador.
- Sensibilidad postoperatoria asociada a la insuficiente polimerización de la restauración.

Eventualmente, la activación por luz ultravioleta sería sustituida por fotoactivación en espectro de luz visible (Rueggeberg et al., 2017; Stanley, 1992).

La otra alternativa de activación consiste en usar una fuente de luz en el rango de 420 a 470 nm que excita la CQ utilizada como fotoiniciador. La molécula fotosensible alcanza un estado triplete, reacciona y acelera la polimerización siempre con otros coiniciadores como el etil-4-(dimetilamino) benzoato, N, N-dimetilaminoetil metacrilato, 2-etil-dimetilbenzoato, N,N-Dimetil-p-toluidina (DMT) y N-fenilglicina que le donan un electrón. La amina terciaria excitada actúa como radical libre y da inicio a la reacción de polimerización (Aminoroaya et al., 2021; Hervás et al., 2006; Melendez et al., 2021; Moradas Estrada & Álvarez López, 2017).

El óxido 2,4,6-trimetilbenzoil-difenilfosfina (TPO) es otro tipo de fotoiniciador y a diferencia de la CQ, no necesita amina terciaria. La reacción ocurre cuando el TPO absorbe la energía en un espectro de luz visible específico y se disocia en radicales libres. El TPO también presenta estabilidad del color, a diferencia de la CQ que tiende a amarillear con el tiempo, influenciando el color de la restauración (Aquino et al., 2022; Marcarian et al., 2019).

(iii) Activación Química.

En resinas compuestas autopolimerizables, muy utilizadas en materiales de cementación, la forma de activación es química, los radicales libres se generan mediante la incorporación de una amina aceleradora, DMT, a un iniciador como el BPO. En este proceso el peróxido se divide en dos, resultando en la generación de dos radicales libres (Hervás et al., 2006; Moradas Estrada & Álvarez López, 2017).

1.4.3.3 Supervivencia De La Restauración De Composite

Los materiales a base de composite se han establecido como opciones de restauración a largo plazo, evidenciando un comportamiento biomecánico superior en comparación con materiales similares, como las resinas acrílicas o las primeras versiones de materiales a base de ionómeros de vidrio.

Al igual que otros restauradores, los composites también presentan limitaciones bien documentadas desde que se extendiera su uso. La decoloración, la tendencia a la absorción de agua y al desgaste están asociados al tipo y tamaño de la partícula de relleno, especialmente cuando son de vidrio, ya que tienen tendencia a incrementar la rugosidad de la superficie (Phillips, 1970).

Estudios sobre restauraciones de composites aplicados a casos complejos como el desgaste severo, donde los hábitos del paciente comprometen la funcionalidad de la restauración, recogen datos de supervivencia entre el 10% y 50% a 2.5 años (Hemmings et al., 2000), 50% a los 3 años (Bartlett & Sundaram, 2006), 94% a los 2.5 años (Poyser et al., 2007) y 85% en 7 años (Al-Khayatt et al., 2013), lo que sugiere que este tipo de material tiene un éxito clínico aceptable a medio plazo con mejor comportamiento para restauraciones anteriores que posteriores.

Demarco *et al.*, realizan una revisión que recopila una década de información, analizando datos cuantitativos y cualitativos obtenidos de investigaciones clínicas longitudinales sobre la durabilidad de las restauraciones dentales de composite. Los hallazgos apuntan a una tasa general de fallos de este material que varía entre el 0.08% y el 6.3%, con una incidencia mayor en los dientes anteriores, donde el fracaso oscila entre el 1.4% y el 6.3%. En comparación, las restauraciones realizadas en los dientes posteriores presentaron una tasa de fallo más baja, situada

entre el 0.08% y el 4.9%. En cuanto a las restauraciones de composite en la zona cervical, se detectó una frecuencia de fallos comprendida entre el 2.8% y el 4.6% (Demarco et al., 2012).

Los autores destacan notables carencias en la literatura:

- La mayoría de los estudios revisados no aportan información sobre el tiempo efectivo de supervivencia de las restauraciones y destaca la falta de reporte hasta en 51.5% de las publicaciones.
- La mayoría de los estudios no refleja datos sobre las tasas de éxito y se omite dicha información en un 72.7% de las publicaciones.
- Gran variabilidad de los datos. La información publicada sobre la supervivencia de las restauraciones fluctúa entre un 23% y un 97.7%, mientras que la tasa de éxito varía entre un 43.4% a 98.7%.

En cuanto a las razones detrás del fracaso de las restauraciones dentales y su comportamiento a largo plazo, se ha observado que, al igual que con otros materiales utilizados, la presencia de caries secundaria y la susceptibilidad del paciente a la caries tiene un impacto negativo (Alonso et al., 2016; Lempel et al., 2019; Pallesen et al., 2014; van Dijken & Pallesen, 2016).

En particular, se observa que en las restauraciones de composite en cavidades de clase II la tasa anual de fracaso que varía entre el 1% y el 3%, tiene como causa principal de estos fallos la caries secundaria (Moraschini et al., 2015).

1.4.4 Cementos Dentales

Una pérdida extensa de tejido dental representa un reto significativo para la restauración directa. El resultado de la preparación de cavidades, incluso siguiendo protocolos conservadores, desaconseja en ciertas circunstancias aplicar materiales como los composites o ionómeros de vidrio. En tales situaciones, se opta por técnicas de restauración indirecta, cuyo proceso culmina con la cementación sobre la estructura dental remanente. Este paso supone la utilización de un agente cementante que no solo sella de manera eficiente el espacio entre la preparación dental y la restauración indirecta —ya sea esta unitaria o múltiple— sino que también promueve una unión fuerte y cohesiva entre ambas superficies, garantizando la estabilidad y la integridad de la restauración a largo plazo.

Un cemento dental es un material que se endurece para actuar como una base, revestimiento, material de relleno o adhesivo para unir prótesis o elementos protésicos entre sí a la estructura dental (Meer et al., 2016).

La selección de los materiales de cementación se hace teniendo en cuenta factores de retención, condiciones del sustrato, composición de los materiales de la restauración indirecta, localización del pilar a restaurar, posibilidad de aislamiento, requerimientos estéticos y funcionales.

Existe una amplia gama de materiales de cementación disponibles para prótesis dentales, cuya clasificación y características principales se resumen en la Tabla 1. Se dispone de opciones tradicionales como cementos a base de ionómero de vidrio, fosfato de zinc y policarboxilato, así como cementos a base de resina, relevante en los casos poco retentivos o de gran demanda estética. La preferencia por los cementos de resina se debe a su favorable comportamiento biomecánico, su elevada resistencia al desgaste, y su capacidad de adherirse químicamente tanto a los tejidos

dentales como a una variedad de materiales de restauración indirecta, desde los metálicos tradicionales hasta las más modernas cerámicas híbridas (Pegararo et al., 2007).

Tabla 1 *Materiales de cementación y propiedades*

Cemento	Fraguado o polimerización (min)	Fuerza (MPa)		Solubilidad (peso en % a las 24 hrs)	Módulo de elasticidad (GPa)	Adhesión a estructura (esmalte o dentina)	Liberación de Flúor
		Compresiva	Tensión				
Fosfato de Zinc	5-9	96-133	3.1-4.5	0.2 max	13	No	-
Policarboxilato de zinc	7-9	57-99	3.6-6.3	0.06	5-6	Poca	-
Ionómero de vidrio	6-8	93-226	4.2-5.3	1	7-8	Química	+
Ionómero de vidrio modificado con resina	5-6	85-126	13-24	0.4-0.7	2.5-7.8	Química	+
Resina	4+	180-265	34-37	0.05	4-6	Química y micromecánica	-
Resina adhesiva	20 s +	52-224	37-41	-	1.2-10.7	Química y micromecánica	-

De acuerdo con el modo de polimerización los cementos pueden ser quimiopolimerizables, fotopolimerizables, de polimerización dual y en función de su estrategia adhesiva se denominan adhesivos y autoadhesivos. El uso de los cementos de polimerización química garantiza la polimerización sin ninguna limitación en áreas en las que no llega la luz de alta intensidad.

Es posible simplificar la clasificación de los materiales actuales de cementación en función de sus aplicaciones clínicas, de esta manera tendremos cementos convencionales, aplicados en situaciones con pilares retentivos y cementos adhesivos a base de resina, indicados en situaciones donde la geometría de los pilares no es favorable y por tanto se hace necesaria la unión química empleando agentes de acople y sistemas adhesivos en los que soportar el proceso de cementación.

Al igual que los materiales de restauración, los cementos deben ser biocompatibles, resistentes al desgaste, a la acción bacteriana, tolerantes al entorno oral y sus condiciones de humedad, además de facilitar el sellado entre el sustrato y la restauración en capas finas. También se prefieren con cierto efecto antibacteriano y anticaries (Heboyan et al., 2023).

1.4.4.1 Cementos Dentales A Base De Ionómeros

Están indicados para procedimientos de cementación de prótesis principalmente porque pueden ser usados sin necesidad de aplicar sistemas de adhesivos, que generalmente son menos tolerantes a la humedad y más sensibles a la técnica del operador. La química de estos materiales de cementación es la misma que el de los restauradores a base de ionómero de vidrio. La diferencia radica en el tamaño de las partículas de vidrio, en un rango entre 4-15 micrómetros, lo que permite alcanzar el espesor de una capa de cemento no superior a las 20 micras (Khoroushi & Keshani, 2013; Mount, 2001).

Los cementos de ionómero de vidrio no poseen memoria elástica y no es necesario mantener una presión durante la inserción de la prótesis en boca, mientras se usa el material. Están caracterizados por su contenido de partículas finas y se benefician de una reacción dinámica y un rápido fraguado que mejora su aplicación (Mount, 2001).

Se presentan en versiones polvo-líquido y pasta, requiriendo una menor cantidad de polvo para conseguir una consistencia fluida. Sus propiedades biomecánicas pueden no ser tan robustas como en otras composiciones, sin embargo, no se busca que el cemento tenga el comportamiento de un restaurador, sino más bien proporcionar un sellado efectivo y rellenar cualquier espacio entre la restauración y el diente. Esta barrera protectora es fundamental para prevenir la infiltración de

bacterias y sustancias que podrían comprometer la integridad del diente o la restauración (Mount, 2001).

1.4.4.1.1 Composición Química De Los Cementos A Base De Ionómero.

La fórmula original del ionómero se conoce como 45S5 incluye un 45% de SiO_2 , aproximadamente un 24% de Na_2O y CaO y 6% de P_2O_5 . Las fórmulas se pueden modificar agregando o eliminando iones, permitiendo su aplicación en indicaciones extendidas o confiriendo propiedades mejoradas al material. Un ejemplo de ello son los iones de zinc, con características antimicrobianas y antiinflamatorias o el flúor, que promueve la remineralización de los tejidos y la inhibición de enzimas bacterianas (Ali et al., 2014; Kobayashi et al., 2010).

Las versiones más actualizadas de estos materiales incorporan monómeros y polímeros como el HEMA para mejorar las propiedades de manejo y las propiedades físicas. El proceso de polimerización en estos materiales puede ser fotoactivado y los radicales libres del HEMA permiten el establecimiento de enlaces cruzados entre las cadenas de ácido poliacrílico. Estas modificaciones han facilitado el desarrollo de los RMGI para cementación, que presentan valores de resistencia y de fuerza superior frente a los ionómeros de vidrio convencionales (McCabe, 2008; Xie et al., 2000; Yli-Urpo et al., 2005).

1.4.4.1.2 Reacción De Fraguado.

El proceso de fraguado de los cementos de ionómero de vidrio transcurre a través de cuatro etapas claramente definidas, siguiendo un mecanismo similar al de los materiales restauradores a base de ionómero. La secuencia se inicia con una reacción ácido-base, en la que el polvo de vidrio interactúa con el líquido compuesto esencialmente por una solución acuosa de ácido poliacrílico (Sidhu & Nicholson, 2016).

La primera etapa se caracteriza por la disolución del ácido poliacrílico en la superficie de las partículas de vidrio, lo que ocasiona la liberación de iones metálicos tales como Al_3^+ y Ca_2^+ desde la capa más externa del vidrio. Seguidamente, durante la gelación, se produce la reticulación de iones de calcio con los grupos carboxilato del políácido, dando lugar a la conformación de la matriz de poliacrilato de calcio.

La fase final de maduración se manifiesta por la reticulación de los iones de aluminio con los grupos carboxilato del políácido, consolidando así la estructura de la matriz de poliacrilato de aluminio. Este proceso otorga al cemento su resistencia característica y requiere aproximadamente 24 horas para completarse, aunque la resistencia del cemento continúa incrementándose gradualmente con el tiempo (Saran et al., 2020).

1.4.4.1.3 Supervivencia Del Cemento A Base De Ionómero De Vidrio.

Si bien es cierto que los materiales a base de ionómero de vidrio para restauración están más cuestionados en relación con sus propiedades y comportamiento a largo plazo, están mejor aceptados cuando se aplican para la cementación de prótesis. Los cementos a base de ionómero se utilizan en la fijación de restauraciones esencialmente metálicas o con contenido de metal. Modificados con resina, estos materiales pueden usarse en indicaciones más amplias y se dispone de referencias de estas aplicaciones desde la década de los 70 del siglo pasado. En un estudio se evaluaron 1.230 restauraciones cementadas con ionómero de vidrio y tras 8 años de seguimiento observaron que solo el 1% de las estructuras necesitó ser cementada nuevamente. Otro punto importante es la relación con lesiones de caries secundarias, no encontrando casos con signos de pérdida de sustancia calcificada en pilares con prótesis cementadas con ionómeros de vidrio (Metz & Brackett, 1994).

La introducción de los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina ha ampliado las opciones disponibles para el clínico. La modificación de la química tradicional del ionómero de vidrio con la adición de grupos metacrilato o monómeros polimerizables ha producido un material con los beneficios de los cementos tradicionales de ionómero de vidrio, como la adhesión química al tejido calcificado, junto con los beneficios de los composites, como una mayor resistencia a la fractura y al desgaste.

1.4.4.2 Cementos Dentales A Base De Resina

Los cementos a base de resina revolucionaron el campo de las restauraciones dentales por sus características estéticas y propiedades adhesivas, que les permiten ser utilizadas en situaciones de poca retención mecánica y con restauraciones de poco espesor, como inlays, onlays o carillas, en adición a las tradicionales coronas y puentes. Tienen capacidad de adhesión a la estructura dental, proporcionando un excelente sellado y unión a los tejidos del diente a largo plazo (Maravić et al., 2023).

Ofrecen ventajas significativas en comparación con los cementos dentales tradicionales, incluyendo una solubilidad reducida, una resistencia superior y propiedades estéticas mejoradas; no obstante, su éxito depende críticamente de la precisión en la técnica adhesiva utilizada. Problemas como la polimerización incompleta del cemento o la calidad deficiente del adhesivo pueden llevar a una absorción de agua, solubilidad y disminución de la resistencia de adhesión así como manifestaciones clínicas de descementación, fracturas y caries secundarias (Mazzitelli et al., 2022).

1.4.4.2.1 Clasificación De Los Cementos A Base De Resina.

Los cementos de resina pueden ser clasificados según su modo de polimerización y ser agrupados de acuerdo con su protocolo de aplicación, como se detalla en la Tabla 2.

Los cementos de resina autopolimerizables son un tipo de material que no requiere un adhesivo por separado ni la aplicación de un ácido grabador (Radovic et al., 2008). Se polimerizan gracias a una reacción química que inicia con peróxido y todos los agentes adhesivos están incorporados en el cemento, razón por la que son fáciles de usar y no requieren de un protocolo de múltiples pasos. Sin embargo, tienen una fuerza de adhesión menor que otros tipos de cementos de resina y no están indicados en situaciones de alta estética o baja retención mecánica (Da Silva et al., 2011).

Los cementos de resina de polimerización dual son un tipo de cemento cuya reacción de polimerización ocurre con luz y mediante métodos químicos, siendo estos últimos los más dominantes. Estos cementos son útiles en situaciones en las que no es posible el paso de la luz para polimerizar el material, bien por la opacidad de la restauración o por la profundidad de la preparación. Los cementos de resina de polimerización dual proporcionan una excelente adhesión a la estructura dental y tienen una elevada fuerza de adhesión.

Los cementos de resina fotoactivados son un tipo de material que se polimeriza mediante una fuente de luz. Estos cementos proporcionan una excelente adhesión a la estructura dental y tienen una gran fuerza de adhesión. Adicionalmente, son fáciles de usar y ofrecen excelentes propiedades estéticas (Heboyan et al., 2023; Maravić et al., 2023; Mazzitelli et al., 2022). A diferencia de los cementos autoadhesivos duales, los cementos adhesivos fotopolimerizables y de polimerización dual, suelen formar parte de sistemas de múltiples pasos en los que se acondiciona

tanto la restauración como el pilar, con agentes grabadores e imprimadores y se selecciona la forma de polimerización en función del paso de la luz y el número de restauraciones a fijar.

Tabla 2 Clasificación de cementos de resina según uso y polimerización

FABRICANTE	CEMENTOS ADHESIVOS	CEMENTOS AUTOADHESIVOS	POLIMERIZACION		
			DUAL	FOTOPOLIMERIZABLE	AUTOPOLIMERIZABLE
Kuraray Noritake	Panavia V5	Panavia SA Universal	X		
	Panavia Veneer LC			X	
	Panavia F 2.0		X		
	Panavia Z1		X		
	Panavia SA Universal		X		
Shofu	ResiCem	BeautyCem SA	X		
Tokuyama	Estecem II Plus				X
Ultradent	PermaFlo DC		X		
	PermaShade LC			X	
3M ESPE	RelyX Ultimate	RelyX Universal	X		
	RelyX Veneer Cement			X	
	RelyX Universal		X		
Bisco	Duo-Link Universal	TheraCem	X		
	Choice 2			X	
	eCement		X	X	
Coltene/Whaledent		BisCem	X		
	ParaCore	ParaCore	X		
	DuoCem	SoloCem	X		
	SoloCem		X		
Dentsply Sirona	Calibra Ceram	Calibra Universal	X		
DMG	Calibra Veneer			X	
	PermaCem Universal	PermaCem 2.0	X		
	PermaCem		X		
	Vitique			X	
GC	G-Cem Linkforce	G-Cem Capsule	X		
	G-Cem ONE	G-Cem ONE	X		
	G-Cem Veneer			X	
Heraeus Kulzer		iCEM	X		
Ivoclar	Variolink Esthetic		X	X	
	Multilink Automix	SpeedCEM Plus	X		
Kerr	Nexus Universal	Maxcem Elite	X		
		Maxcem Elite Chroma	X		

1.4.4.2 Composición Química De Los Cementos A Base De Resina.

Los cementos de resina, que comparten una estructura similar a los restauradores de composite, se componen de una matriz de resina y partículas de relleno inorgánico. La principal diferencia radica en su consistencia más fluida, obtenida mediante el uso de partículas ultrafinas o a través de un contenido de relleno reducido en la formulación (Heboyan et al., 2023).

La matriz generalmente incluye monómeros convencionales Bis-GMA, oligómeros de uretano de Bis-GMA, UDMA, HEMA, GDMA, TEGDMA y trimetilolpropano trimetacrilato (TMPTMA). Adicionalmente contienen monómeros metacrilatos con grupos carboxílicos, como 4-META y el glicerol dimetacrilato de pirómélico (PMGDM), o con grupos de ácido fosfórico como el fosfato de hidrógeno fenil metacriloxietilo (Phenyl-P), el fosfato de dihidrógeno de metacriloxidecilo (MDP), el ácido bis (2-metacriloxietilo) fosfato (BMP) y el monofosfato de pentaacrilato de dipentaeritritol (Penta-P), que se utilizan para desmineralizar los tejidos dentales (Ferracane et al., 2011; Heboyan et al., 2023; Matinlinna et al., 2018).

El relleno de estos materiales se compone principalmente de partículas ultrafinas de vidrio o cerámica, incluyendo fluoroaluminoborosilicato de bario, vidrio de aluminosilicato de estroncio y calcio, cuarzo, sílice coloidal y fluoruro de iterbio, constituyendo entre el 60% y el 75% del peso total. La disolución superficial y parcial de estas partículas actúa neutralizando la acidez de la resina y facilitando la liberación de iones de sodio, calcio, silicato y fluoruro. Estos iones pueden participar activamente en la reacción de polimerización del material o ser liberados para mejorar sus propiedades (Chávez Lozada, 2016; Ferracane et al., 2011). Otras composiciones se presentan en la Tabla 3.

Tabla 3 Composición de cementos a base de resina (Radovic et al., 2008)

Cemento	Presentación	Matriz	Rellenos
BISCem (Bisco, Schaumburg, IL, USA)	Pasta/pasta	Bis-GMA, metacrilato de tetrahidrofurfurilo (THFMA), DMA	Rellenos de vidrio, SiO ₂
G-Cem (GC, Tokio, Japón)	Cápsulas	4-MET, ácido fosfórico metacrílico, HEMA, DMA	Fluoruro de aluminosilicato de vidrio, fluorosilicato de vidrio, óxido de zirconio, sílice
Maxcem Elite (Kerr, Orange, CA, USA)	Pasta/pasta	Glicidil metacrilato de dimetacrilato de dietilenglicol (DPM o EGDMA), Bis-fenol A diglicidil metacrilato de éter (BADGE o DGEBA)	Sílice tratada con aminopropil silano, sílice de bario, fluorosilicato de bario vidrio.
Multilink Sprint (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Pasta/pasta	DMMA	Bario; partículas de vidrio.
RelyX Unicem (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)	Cápsulas	MMA	Sílice de vidrio, aluminio, óxido de zirconio, sílice,

Nota. Adaptado de Self-adhesive Resin Cements: A Literature Review por I. Radovic, 2008, *The Journal of Adhesive Dentistry*, 10 (4), p. 253. Derechos reservados Quintessence.

Para optimizar la adhesión entre la matriz de resina y el material de relleno, se utiliza un agente de acoplamiento o primer que actúa como promotor de la adhesión, siendo el silano el más comúnmente empleado (Heboyan et al., 2023; Matinlinna et al., 2018).

El desarrollo y la formulación de cementos a base de resina depende significativamente del modo de polimerización elegido. En los cementos autopolimerizables y duales, se incorporan iniciadores redox para facilitar la polimerización a través de radicales libres. Por otro lado, en los

cementos activados por luz, se utilizan fotoiniciadores que reaccionan bajo la exposición a ciertas longitudes de onda. En el caso de los cementos duales, que combinan características tanto de los sistemas autopolimerizables como de los activados por luz, se añaden aminas terciarias a la fórmula. Estas, cumplen una doble función: inhiben los fotoiniciadores presentes en la mezcla, evitando así la polimerización prematura del material bajo luz ambiental y también previenen la polimerización espontánea del mismo, efectos cruciales para mantener la estabilidad y la vida útil del cemento antes de su uso (Ferracane et al., 2011).

1.4.4.2.3 *Reacción De Polimerización.*

Tal y como sucede con los materiales de restauración, los cementos a base de MMA o de Bis-GMA utilizan sistemas de polimerización CQ/Amina (véase *Sistemas de Activación de la Polimerización*, pág. 63-64), o sistemas de polimerización redox combinando el BPO y DMT u otra amina terciaria. En estos, el BPO se disocia en dos radicales libres para iniciar el proceso de polimerización, tan pronto entra contacto con la amina terciaria (Sánchez & Monroy, 2009).

1.4.4.2.4 *Supervivencia Del Cemento A Base De Resina.*

Los cementos a base de resina permiten establecer unión química con el sustrato dental y con el material de restauración. Tanto el tejido como los materiales se pueden acondicionar y activar químicamente, por lo que es posible fijar restauraciones en condiciones en las que la preparación del pilar protésico no es retentiva.

En relación con su comportamiento a largo plazo, un estudio clínico evaluó restauraciones fijadas con siete tipos de cemento a base de resina, reportando tasas de fallo de hasta el 16% en un total de 469 restauraciones indirectas de composite. Las razones de fracaso documentadas son la fractura de la restauración, la descementación y la caries secundaria. Los autores discriminan entre

los cementos de resina (duales, autoadhesivos y fotopolimerizables) de los cementos a base de composite (material de restauración utilizado como agente cementante) y encuentran que estos últimos presentan mejor comportamiento clínico con un 87.2% de éxito que los cementos a base de resina con un 72.7%, durante 4 años (Staněk et al., 2022).

Una revisión sistemática a 5 y 10 años reporta tasas de supervivencia de 83.6% y de 64.9% respectivamente, en prótesis fijadas con cementos a base de resina. La descementación y la fractura de la restauración son las causas principales de fracaso, seguido de caries, pérdida del muñón debido a periodontitis, reabsorción radicular y rotación de la prótesis (Balasubramaniam, 2017).

Puentes adhesivos en sector posterior, a base de metal y cementados sobre ranuras con materiales a base de resina, presentan tasas de éxito de 83% tras 6.3 años, con la fractura de la cerámica y el desprendimiento del revestimiento del retenedor como causa principal de fracaso (Izgi et al., 2013).

Los cementos de resina son una opción frecuentemente utilizada para adherir restauraciones dentales sobre pilares preparados de forma conservadora o con mínimo desgaste, tales como carillas, puentes adhesivos tipo Maryland e incrustaciones, así como en casos de restauraciones en extremos libres o cantiléver. Estas técnicas de preparación y restauración están diseñadas para minimizar el estrés mecánico asociado con las prótesis fijas y beneficiar la integridad de la estructura dental subyacente. Sin embargo, también complican el comportamiento a medio plazo de la prótesis, debido a problemas biomecánicos relacionados con el diseño y la composición del material de elegido para restaurar. Aun así, la cementación con materiales a base de resina de este tipo de restauraciones muestra tasas de éxito positivas, de 95.4% a los 10 años y

del 81.8% a los 18 años, de acuerdo con un estudio de longevidad de puentes en cantiléver, para reponer incisivos laterales tanto en el maxilar como en la mandíbula (Kern, 2017).

1.5 La Odontología Mínimamente Invasiva

La caries dental es un padecimiento de interés desde tiempos antiguos, sin embargo, el desarrollo de técnicas y materiales adecuados para su tratamiento es un avance relativamente moderno. En 1867 se documenta por primera vez la presencia de microorganismos en la superficie dental, en dentina dañada por caries y en los túbulos dentinarios, lo cual inició la conceptualización de la caries como una enfermedad infecciosa (Czarnetzki & Ehrhardt, 1990; Dammaschke, 2008).

El tratamiento tradicional de caries implica la extirpación de tejido infectado y su posterior restauración con un material sustitutivo. De acuerdo con Fejerskov (2004, como se cita en Innes *et al.*, 2019) este enfoque convencional ha demostrado ser insuficiente y da paso al ciclo de restauración repetitiva comentado por Elderton (1990, como se cita en Innes *et al.*, 2019) y considerado actualmente más problemático que beneficioso. El desarrollo de materiales de restauración adhesivos permitió a los dentistas realizar tratamientos, eliminando por primera vez solo el tejido dañado por acción bacteriana, en vez de realizar amplias preparaciones por requerimiento del material de restauración (Innes *et al.*, 2019).

De esta forma, se llega al enfoque más moderno en el manejo de la caries dental, caracterizado por el empleo de técnicas restauradoras especialmente conservadoras con el tejido remanente (Moradi *et al.*, 2021; Murdoch-Kinch & McLean, 2003).

1.5.1 Objetivo De La Odontología De Mínima Intervención

La Odontología Mínimamente Invasiva u Odontología de Mínima Intervención (OMI), se desarrolla bajo principios orientados a la prevención y el manejo cuidadoso de los procesos de desmineralización y remineralización dental. Ello implica una comprensión más profunda de la etiología multifactorial de la enfermedad bucodental, y el reconocimiento de que las lesiones

cariosas son el resultado de un desequilibrio mineral que ocurre en la estructura dental y que está provocado por el metabolismo bacteriano de los azúcares presentes en la dieta.

Este enfoque pone especial énfasis en mejorar los hábitos del paciente, adaptando el tratamiento a los riesgos individuales y procurando una intervención lo más conservadora posible en términos operativos, eliminando exclusivamente el tejido infectado, preservando al máximo el tejido sano circundante (Gil & Manuel, 2016; Innes et al., 2019; Murdoch-Kinch & McLean, 2003; Schwendicke, 2018).

El conocimiento sobre la interacción entre las especies bacterianas, su forma de comunicación, las matrices extracelulares, así como las condiciones ambientales necesarias para su crecimiento y metabolismo, ha facilitado el desarrollo de tecnologías innovadoras para identificación de la placa dental y la detección temprana de la caries; con estas herramientas se busca modular la composición del biofilm y actuar de forma precoz para prevenir la desmineralización del tejido calcificado (Innes et al., 2019; Kolenbrander et al., 2010; Marsh, 2005; Xiao et al., 2012).

La eficacia de una estrategia centrada en la gestión de lesiones en sus etapas iniciales (Fig.11), se manifiesta claramente en la reducción significativa de la incidencia de caries en niños en la mayoría de los países desarrollados (Lagerweij & van Loveren, 2015).

Por otra parte, es altamente valorada por un número creciente de especialistas quienes reconocen que cumple con los estándares de atención para el tratamiento, reflejando un consenso en cuanto a su efectividad y relevancia en la práctica dental moderna (Kumar et al., 2021).

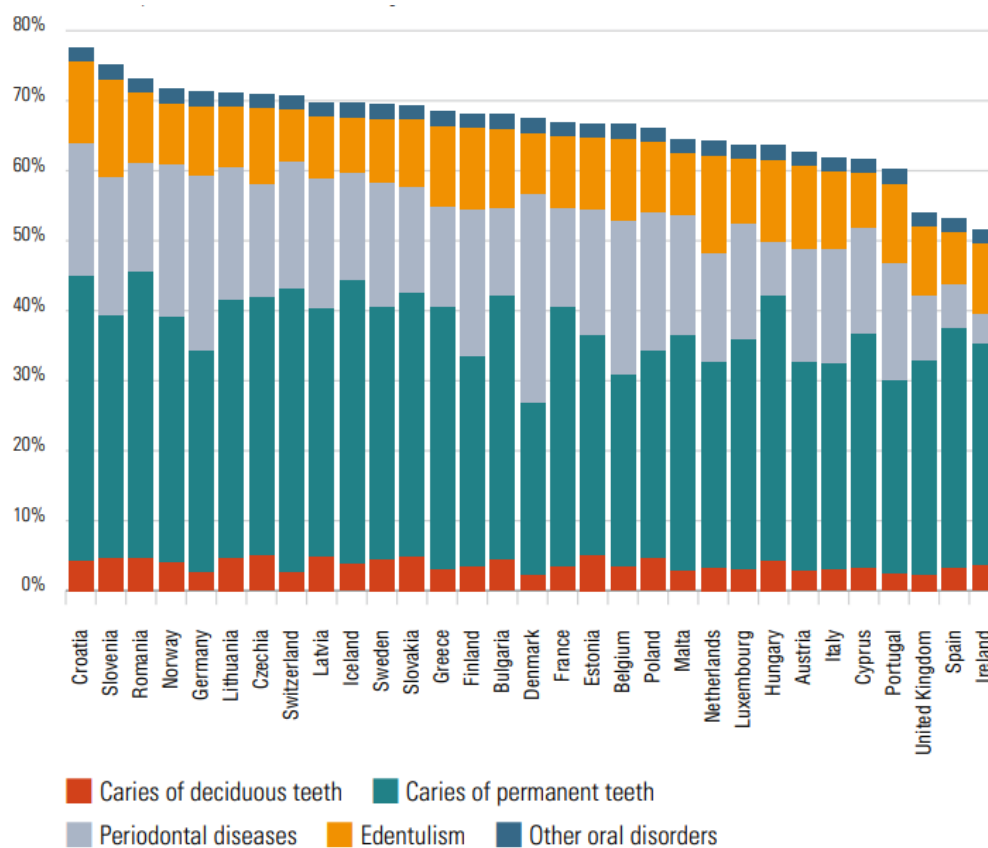


Figura 11 *Prevalencia de las enfermedades orales en Europa, 2019.* La prevalencia más baja de enfermedades bucodentales, según el gráfico, se observa en las caries de dientes deciduos, en comparación con otras condiciones como las caries de dientes permanentes y las enfermedades periodontales. Adaptado de IHME (Instituto de Métricas y Evaluación de la Salud) de 2022, basado en el estudio de la Carga Global de Enfermedades de 2019, como se cita en Winkelmann et al., 2022.

1.5.2 Resultados De La Odontología De Mínima Intervención

La evidencia respalda la aplicación de las estrategias incluidas en el protocolo OMI con resultados exitosos. El uso generalizado de fluoruro, por ejemplo, especialmente en pastas dentales, es efectiva en la prevención de la caries dental y en la retraso de la progresión de lesiones existentes (Marinho et al., 2013; Walsh et al., 2019; Wong et al., 2011). El hábito de cepillado diario con pasta de dientes fluorada ha sido identificado como el factor más significativo en la disminución de la prevalencia y severidad de la caries dental (Bratthall et al. 1996).

De acuerdo con Sbaraini *et al.*, se dispone de 12 metaanálisis sistemáticos publicados sobre estudios clínicos que apoyan el uso de fosfato cálcico amorfo y el fosfopéptido de la caseína (CPP-ACP) para reducir el riesgo de caries (Sbaraini et al., 2021). Estudios realizados sobre lesiones activas tratadas con este compuesto, en concentraciones que varían entre 10 y 18.8 mg, han revelado indicios de remineralización en comparación con lesiones que no recibieron dicho tratamiento (Yengopal & Mickenautsch, 2009).

Estudios realizados con radiografía digital a una muestra de 2.720 pacientes bajo tratamiento con CPP-ACP durante un periodo de 24 meses, evalúan la progresión y regresión de caries dentales. Los resultados del estudio indicaron una reducción significativa, del 18%, en la progresión de las lesiones en aquellos sometidos al tratamiento con CPP-ACP (Morgan et al., 2008).

La experiencia del paciente antes y después de los tratamientos OMI también ha sido evaluada. Sujetos en estudio bajo tratamiento mínimamente invasivo se perciben a sí mismos como agentes activos en el mantenimiento de su salud bucodental, un estado que valoran profundamente; experimentan un positivo estado emocional, sintiéndose en control de ciertas acciones que pueden

realizar desde casa para preservar y promover su bienestar bucal. Esta sensación de autonomía y responsabilidad personal contribuye a su salud general y a su calidad de vida (Sbaraini et al., 2021).

1.5.3 Plan De Tratamiento En La Odontología De Mínima Intervención

Consiste en un enfoque integral y conservador, cuyo protocolo de trabajo se centra en el manejo efectivo del biofilm y en la modificación de los procesos que impactan los tejidos mineralizados del diente. Las estrategias abarcan:

- Detección Temprana de Caries: identificación precoz de las caries para permitir tratamientos mínimamente invasivos.
- Clasificación Precisa de la Gravedad de las Caries: evaluación detallada del desarrollo de las caries para un tratamiento individualizado.
- Evaluación del Riesgo Individual de Caries: análisis de factores personales del paciente, como historial dental y hábitos.
- Reducción de Bacterias Cariogénicas: implementación de estrategias para disminuir las bacterias causantes de caries.
- Detención de Lesiones Activas: tratamiento de caries activas para prevenir su progresión.
- Remineralización de Lesiones No Cavitadas: reparación de áreas afectadas por caries incipientes para evitar tratamientos invasivos.
- Restauración con Diseño Mínimo de Cavidad: realización de restauraciones dentales con el menor sacrificio tisular.
- Reparación en Lugar de Reemplazo de Restauraciones Defectuosas: preferencia por la reparación de restauraciones existentes en lugar de su reemplazo completo, manteniendo la integridad estructural del diente.

- Seguimiento Regular: Evaluaciones periódicas para monitorear el éxito del tratamiento y realizar ajustes según sea necesario (Gaton et al., 2017; Gutiérrez & Planells, 2010; Tyas et al., 2000).

El plan de tratamiento se estructura en torno a cuatro estrategias fundamentales: identificación, remineralización, restauración mínimamente invasiva y mantenimiento. Estas estrategias engloban una serie de intervenciones personalizadas y continuas a lo largo de la vida del paciente. El plan está meticulosamente diseñado para incluir diversas fases de cuidado: atención temprana, atención activa, mantenimiento regular y cuidados especializados para pacientes con necesidades específicas; en cada una de estas fases se emplean herramientas y protocolos detallados, adaptados para abordar de manera efectiva las necesidades únicas de cada etapa del tratamiento y del paciente (Gaton et al., 2017).

1.5.3.1.1 Identificación

Esta estrategia se basa en la detección precoz de superficies propensas a la caries dental y lesiones en sus etapas incipientes, además de considerar factores de riesgo individuales, como la dieta, los hábitos, la acumulación de placa y la función de la saliva (Banerjee & Doméjean, 2013; Gatón et al., 2017).

(i) Prueba Visuales.

Los métodos tradicionales de detección de caries, como las pruebas táctiles, visuales y radiográficas, han demostrado ser limitados en la identificación de lesiones en sus fases iniciales. Los protocolos recomendados para OMI sugieren la utilización de herramientas de magnificación, transiluminación, fluorescencia de luz y láser, corriente eléctrica/impedancia e imágenes

tomográficas. El propósito de estas técnicas es proporcionar un diagnóstico más preciso en etapas en las que el tratamiento antimicrobiano y los procedimientos de remineralización pueden ser efectivos para detener la progresión de la lesión (Lussi, 1991; Rechmann et al., 2012).

La mayoría de las herramientas fluorescentes para la detección de caries tienen la capacidad de diferenciar entre el tejido sano y afectado. Estas tecnologías se basan en el principio de fluorescencia, donde se puede apreciar el contraste en tejidos con menor contenido mineral. Como resultado, se han desarrollado dispositivos con tecnología de diodo emisor de luz (LED) que combinan magnificación y fluorescencia, lámparas de polimerización con modos de detección, así como instrumentos evaluadores de fluorescencia inducida por luz para diagnóstico dental (Tassery et al., 2013).

Estos equipos utilizan longitudes de onda que van desde los 290 nm hasta los 655 nm para generar una respuesta de los componentes orgánicos de los dientes en forma de fluorescencia, pudiendo ser medida por el propio instrumento o detectada por el operador (Angmar-Månsson & Ten Bosch, 1987; Tassery et al., 2013) .

Los sistemas basados en láser pueden medir dos fenómenos: la absorción de la luz láser y, como resultado, la generación de calor, proporcionando información sobre la presencia y la extensión de las caries dentales antes de que sean evidentes en las radiografías dentales convencionales (Tassery et al., 2013).

(ii) Pruebas De Saliva.

En el contexto de identificación, es fundamental llevar a cabo una evaluación exhaustiva de los hábitos del paciente y su función salival en la consulta. Las pruebas salivales, pueden realizarse tanto en un laboratorio especializado como en el gabinete. Ofrecen información esencial

acerca del funcionamiento de las glándulas salivales, el flujo de saliva en estado de reposo y estimulado, la acidez y la capacidad de la saliva para contrarrestar cambios en el pH (Gaton et al., 2017).

Estos datos permiten prever el desarrollo de lesiones dentales incipientes en pacientes con predisposición, dado que un pH en reposo más bajo podría estar vinculado a un mayor riesgo de desarrollar este tipo de afecciones. Por otro lado, en lo que respecta a la actividad de las lesiones dentales, se ha constatado que la capacidad de la saliva para neutralizar las fluctuaciones en el pH bucal podría desempeñar un papel valioso en la predicción de la actividad de las lesiones en la dentina (Varma et al., 2008).

1.5.4 Remineralización

La técnica mínimamente invasiva ha permitido el estudio y desarrollo de estrategias no quirúrgicas diseñadas para evitar que las lesiones cariosas en el esmalte dental avancen hasta el punto de requerir tratamiento restaurador. La terapia más ampliamente investigada para controlar las lesiones cariosas en el esmalte consiste en uso de fluoruro en distintas presentaciones y con suficiente evidencia sobre su eficacia (Frencken, 2017).

1.5.4.1 Flúor.

Es un compuesto reconocido por clínicos e instituciones como agente preventivo y de tratamiento para la caries (Berg et al., 2011; Carey, 2014; Horowitz, 2003). Actúa en la superficie del diente y en las lesiones incipientes que afectan a dientes erupcionados, al reducir la pérdida de minerales del esmalte cuando el entorno oral se torna ácido. Además, promueve la formación de minerales en el diente al unirse al calcio y fosfato disponibles en la boca después de que los dientes se desmineralicen debido a la ingesta de alimentos y bebidas (Castellanos et al., 2013). Su fácil

acceso a través productos de higiene o de la dieta permite mantener niveles elevados en la boca durante el ciclo natural de desmineralización/remineralización que ocurre después de comer. Su presentación en forma de barnices dentales proporciona una capa adicional de fluoruro en la superficie del esmalte y en lesiones cariosas iniciales, brindando una protección extra contra la progresión de las lesiones (Marinho et al., 2013).

La fluorización se extendió al público general a partir de 1945 a través de agua fluorada, dentífricos, enjuagues bucales, tabletas y sales, siendo efectiva en detener la progresión de las lesiones en los tejidos dentales (Jullien, 2021; ten Cate & Featherstone, 1991). Varios informes dan cuenta de la relación entre la presencia de flúor en placa dental y la baja prevalencia de caries en poblaciones expuestas al agente través de las aguas (Agus et al., 1976; Gaugler & Bruton, 1982; Stangvaltaite-Mouhat et al., 2021; Whelton et al., 2019).

En 1948, la revista *Public Health Reports* publicó los resultados de un estudio sobre los efectos del fluoruro aplicado directamente en pacientes con diagnóstico de caries dental. El ensayo incluyó pruebas con diversas sustancias, como fluoruro de sodio o cloruro de calcio, y evaluó las aplicaciones a lo largo de un periodo prolongado, así como el uso de soluciones con diferentes concentraciones de fluoruro, determinando su efectividad en la inhibición de la caries dental. Sus resultados coincidieron con estudios previos en los que la aplicación de una solución al 2% de fluoruro de sodio hasta en cuatro ocasiones, luego de una profilaxis dental, redujo la incidencia de caries en un notable 40% (Galagan & Knutson, 1948).

Los programas en Estados Unidos y Canadá sobre la fluorización del agua mostraron que dosis inferiores al límite de fluorosis ofrecían beneficios significativos en la prevención de caries, manteniendo su efecto en la adultez. El modelo se adoptó progresivamente en varios países y para

1958 estaba en práctica en Australia (2 comunidades), Bélgica (1), Brasil (3), Canadá (10), Chile (1), Colombia (1), El Salvador (1), Alemania (1), Gran Bretaña (4), Japón (1), Malasia (1), Países Bajos (1), Nueva Zelanda (1), Panamá (2), Suecia (1) y Venezuela (1), con el respaldo de la Organización Mundial de la Salud; sin embargo, la OMS destacó en su informe que una única estrategia no es suficiente para controlar completamente la progresión de la enfermedad dental (World Health Organization, 1958).

En la actualidad son muchos los materiales odontológicos que contienen flúor en su composición o que esencialmente están desarrollados a base de este elemento. Las presentaciones tópicas en formato gel facilitan la aplicación directamente sobre la estructura dental y suelen contener fluoruro de sodio o fluoruro de estaño, compuestos muy efectivos en la prevención de pérdida de sustancia mineral y en el refuerzo de esta. Los barnices de flúor son otra forma de administración tópica y se utilizan comúnmente en la odontología pediátrica y preventiva, dada su fácil aplicación y capacidad de adherirse a la superficie de los dientes, liberando flúor lentamente y ofreciendo una protección prolongada frente a la caries. Son especialmente útiles en la prevención de caries en áreas de difícil acceso, como surcos y fisuras en las superficies oclusales y además ofrecen ventajas para pacientes con alto riesgo de caries, incluidos usuarios de ortodoncia, pacientes con flujo salival disminuido, pacientes adultos mayores y pacientes con necesidades especiales.

En el ámbito de la odontología restauradora, los materiales que liberan flúor han adquirido una notable relevancia por su efecto remineralizador local (Wiegand et al., 2007) y por la moderación de algunas especies bacterianas, reduciendo además la concentración de ácidos responsables de la desmineralización (Nicholson et al., 2023).

Los restauradores como los ionómeros de vidrio, modificados o no con resina, liberan iones de fluoruro por difusión en dos etapas; una etapa temprana, puede tomar unos días o semanas y en la que se libera la mayor cantidad de flúor en complejos o en forma de iones libres, y una fase continuada, que depende del pH del área, y en la que se liberan iones de manera constante a baja concentración (Nicholson et al., 2023). Ciertos composites, adhesivos dentales, materiales de cementación e incluso productos de higiene bucal contienen partículas de ionómero de vidrio prereactivas en superficie (S-PRG, por sus siglas en inglés) con una fase de ionómero de vidrio, que permite la liberación de fluoruro, sodio, borato, aluminio, silicato y estroncio (Nomura et al., 2018).

1.5.4.1.1 Estabilización Del Flúor En Boca.

El flúor en solución acuosa tiene gran afinidad por el esmalte y se puede incorporar a este a través intercambio iónico o de una solución rica en iones de fosfato y calcio, formando dos compuestos distintos: fluorapatita y fluoruro de calcio (Øgaard, 1990).

La formación de fluorapatita conlleva una alteración de la estructura cristalina del esmalte dental, en la que se sustituye un grupo carboxilo de la hidroxiapatita por el flúor. Este cambio aumenta la resistencia a la disolución y hace al esmalte menos susceptible a los efectos de los ácidos (Epple et al., 2022) y puede ocurrir de puede ocurrir de dos maneras: (a) por una reacción en estado sólido dentro de la estructura ya existente del esmalte, (b) por la precipitación de fluorapatita directamente desde el fluido oral sobre los cristales de hidroxiapatita presentes, resultando en un esmalte modificado que es más resistente a la disolución en entornos ácidos (ten Cate & Featherstone, 1991).

El fluoruro de calcio o fluorita mineral (CaF_2), según Lagerlöf (1988, como se cita en ten Cate & Featherstone, 1991) actúa como un depósito que en condiciones de pH por encima de 5.0, se mantiene estable, pero puede liberar flúor en respuesta a la acidificación del entorno oral (ten Cate & Featherstone, 1991).

El fluoruro de calcio es el mayor producto derivado del tratamiento con fluoruros, aunque soluble en la saliva y el líquido de la placa dental, se estabiliza mediante interacciones con fosfatos y proteínas en la boca, manteniéndose relativamente inerte hasta que se requiera su disolución. Su estabilidad y lenta disolución son importantes en la dinámica del pH oral, especialmente en condiciones ácidas donde la liberación de flúor se acelera, facilitando la remineralización del esmalte dental al crear una condición de sobresaturación en favor de la fluorapatita (Kanaya et al., 1983; Sudjalim et al., 2007).

1.5.4.1.2 Efecto del Flúor En La Estructura Dental.

Se le atribuye un efecto protector asociado al cambio de la hidroxiapatita a fluorapatita, modificando la estructura del esmalte (Finkelstein & Nancollas, 1980). Varios estudios refieren un incremento de los valores de dureza y contenido mineral del esmalte expuesto a tratamientos con flúor en varias condiciones experimentales: esmalte bovino sometido a ciclos de desmineralización y tratado con dentífricos fluorados, siendo estos los que muestran menor desmineralización (Delbem et al., 2009); esmalte humano tratado con dentífricos fluorados y sometidos a ciclos de desmineralización, observando la remineralización y el depósito de flúor en zonas con ausencia de mineral (Casals et al., 2007); esmalte humano sometido a ciclos de desmineralización con pH entre 4.4 y 7 y tratado con varios compuestos fluorados, registrando valores de remineralización por encima del 70% en todos los grupos (Barrera-Ortega et al., 2020).

1.5.4.1.3 Efecto del Flúor En Las Bacterias

Se le asocia un efecto antimicrobiano principalmente a su capacidad para inhibir la glicólisis. El flúor interfiere con el metabolismo de los carbohidratos en las biopelículas dentales establecidas, específicamente inhibiendo la enolasa, que en la ruta glucolítica cataliza la producción de fosfoenolpiruvato (PEP), esencial en la generación de energía para el ciclo del ácido cítrico y la respiración celular (Hamilton, 1990; Hayashi et al., 2022).

La acción del flúor sobre la enolasa tiene dos efectos principales: (a) la reducción de los niveles de ATP, fundamental en numerosos procesos celulares, y (b) la disminución del transporte de azúcares a través del sistema de fosfotransferasas, debido a la escasez de PEP disponible (Epple et al., 2022; Hamilton, 1990; Marquis, 1995).

1.5.4.2 Fosfopéptido De Caseína Y Fosfato Cálculo Amorfo: CPP-ACP.

El compuesto derivado de la proteína de la leche bovina tiene la capacidad de entregar grandes cantidades de iones de fosfato y calcio, mantenerlos en la superficie del diente y ayudar en la deposición de minerales. En concreto, fosfopéptidos de caseína (CPP), una secuencia especial de aminoácidos -Ser(P)-Ser(P)-Ser(P)-Glu-Glu-, confiere la capacidad de interactuar con el fosfato de calcio amorfo (ACP), estabilizando el ACP en una solución que no se cristaliza hasta el punto precipitarse, favoreciendo las condiciones para la remineralización (Shen et al., 2001).

La combinación de CPP-ACP constituye un reservorio de calcio y fosfato tanto en la placa dental como en la superficie del diente. Este mecanismo previene de la desmineralización del esmalte, ya que los nano-complejos de CPP-ACP actúan como tampones para los iones de calcio y fosfato presentes en la placa dental, manteniendo un estado de sobresaturación de ACP con respecto al mineral del esmalte. Además, el CPP-ACP puede integrarse en la placa dental,

uniéndose a superficies de las células bacterianas, a componentes de la matriz intercelular de la placa y a macromoléculas adsorbidas en las superficies de los dientes, contribuyendo a la formación de una placa dental menos cariogénica (Sudjalim et al., 2007).

1.5.5 La Restauración En La Odontología Mínimamente Invasiva

Los procedimientos de restauración en OMI se caracterizan por su enfoque conservador en la preparación de las cavidades, preservando al máximo el tejido dental remanente, incorporando técnicas de remoción selectiva de la caries dental donde se elimina únicamente el tejido infectado. Después de una adecuada limpieza y desinfección utilizando agentes antimicrobianos o acondicionadores de cavidad, se procede al sellado la misma y de las fosas y fisuras adyacentes. Este sellado se lleva a cabo mediante instrumentos manuales y ionómero de vidrio de alta viscosidad (HVGIC), tal y como recoge la técnica ART (Frencken, 2017).

Los GI reforzados con la adición de monómeros adicionales, a diferencia de las composiciones tradicionales de GI, además de conseguir unión química con la estructura, pueden ser utilizados en situaciones clínicas de gran complejidad en los que el aislamiento de fluidos no es posible o la calidad del tejido remanente no es la más alta, bien por defectos del desarrollo o por el uso de la técnica ART, permitiendo el contacto con compuestos fluorados que ofrecen protección frente a la desmineralización de tejidos y la corrosión del material (Mackenzie & Banerjee, 2017; Wiegand et al., 2007).

La evidencia respalda estas observaciones y subrayan los beneficios de combinar materiales de restauración que liberan flúor con enjuagues bucales y dentífricos fluorados. El contacto con un agente fluorado externo parece potenciar las ventajas frente la desmineralización, aumentando la concentración de flúor en el material, reduciendo la proporción de especies

cariogénicas y la concentración de ácidos en el ambiente, lo que dificulta la formación de biofilms dominantes en estos microorganismos (Donly & Liu, 2018; Hayashi et al., 2022; Padovani et al., 2015).

1.6 Biofilm Oral

El biofilm oral es una estructura compleja de microorganismos organizados en colonias y unidos a un sustrato: dientes, materiales dentales y tejidos blandos orales (Fig.12). Está compuesto de:

- Un 5% de microorganismos en forma de células plantónicas o dentro del biofilm como colonias.
- Una matriz extracelular producida por los microorganismos cuyo contenido de agua es de 91%, 2% material genético y otro 2% de proteínas (Berger et al., 2018; Nadell et al., 2009).

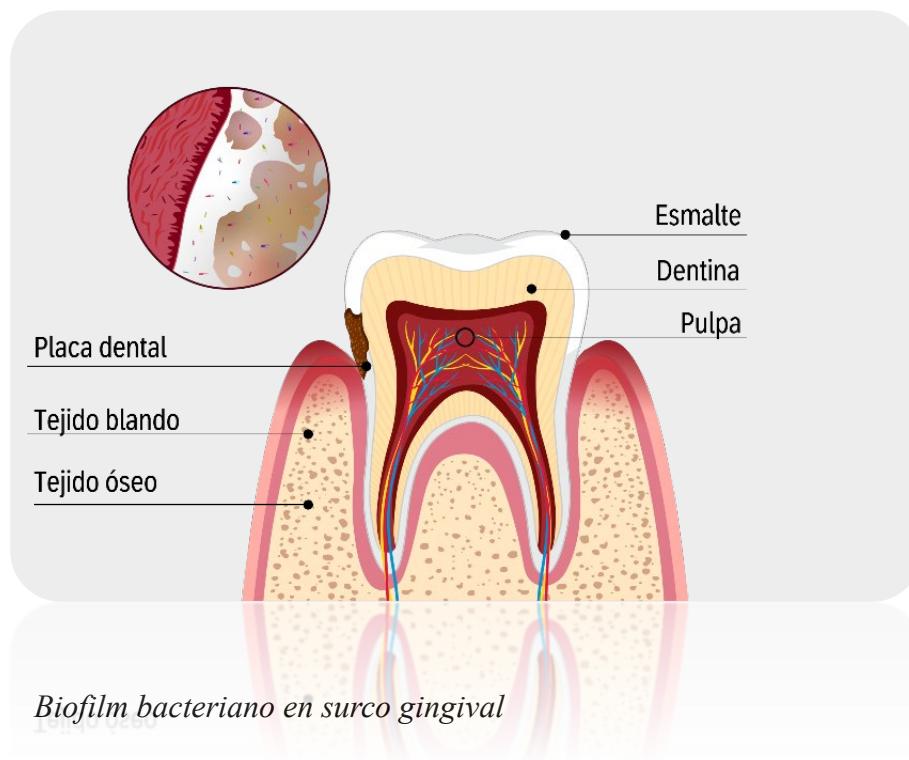


Figura 12 *Biofilm bacteriano en surco gingival*

La matriz define las características del biofilm, facilitando una superficie para la adherencia de los microorganismos y una estructura de protección frente a cambios ambientales (Nadell et al.,

2009), de esta manera, permite la supervivencia y el establecimiento de una comunidad polimicrobiana más virulenta (Belibasakis & Mylonakis, 2015; Souza et al., 2016).

1.6.1 Desarrollo Del Biofilm

Constituye un proceso dinámico donde las células en fase plantónica, libre en flotación, se adhieren a una superficie, interactuando con esta y con otros microorganismos para formar una estructura más compleja. El desarrollo culmina en una fase de dispersión en las que las células bacterianas se separan del biofilm hacia el medio (Hall-Stoodley & Stoodley, 2002).

Las diversas etapas del desarrollo del biofilm incluyen una serie de interacciones complejas entre la matriz y las bacterias. Inicialmente, estas son de naturaleza débil, basadas en fenómenos fisicoquímicos y en la capacidad de movimiento de las bacterias, lo que implica la participación de estructuras como flagelos, pilis y fimbrias. Los microorganismos no motiles también pueden formar biofilms con facilidad a través de adhesinas o a través de la división binaria de las células ya adheridas (Bowen & Koo, 2011; Costerton et al., 2005; Hall-Stoodley & Stoodley, 2002; Zijng et al., 2010).

Las células bacterianas se comunican con otras a través de un mecanismo de señales, determinando su comportamiento, motilidad y adhesión al biofilm. Se conoce como *quorum sensing* y es la forma de regulación de la expresión genética de las bacterias en respuesta a la concentración bacteriana (Miller & Bassler, 2001; Tamargo Díaz-Faes, 2020). En este mecanismo la secreción de moléculas autoinducidas constituye un indicador de la densidad bacteriana durante la fase de crecimiento, un monitor de difusión y flujo de las bacterias en su microambiente (Fuqua et al., 1994; Nadell et al., 2009).

El biofilm es una parte esencial de la microbiota oral y, en condiciones normales, coexiste en armonía con el huésped gracias a la homeostasis microbiana. La saliva desempeña un rol clave en mantener este equilibrio, regulando la película formada por la fermentación de azúcares en la boca. No obstante, factores como el estrés, cambios en la dieta, hábitos de higiene bucal inadecuados, tratamientos médicos o enfermedades que suprimen el sistema inmunológico pueden alterar este balance. Estas situaciones de disbiosis pueden provocar un crecimiento descontrolado de microorganismos, modificando la estructura del biofilm y favoreciendo la proliferación de especies bacterianas más virulentas (Marcano et al., 2021; Tamargo Díaz-Faes, 2020).

1.6.2 Composición Del Biofilm Oral

La composición de un biofilm varía dependiendo del tipo de microorganismos presentes y del entorno, pero en términos generales, incluye los siguientes:

- **Células Microbianas:** las células bacterianas son el componente principal del biofilm. Además de las bacterias, el biofilm puede contener otros microorganismos como hongos, algas y protozoos.
- **Matriz Extracelular:** este es el componente que distingue al biofilm de una simple colección de células microbianas. La matriz extracelular es una red densa compuesta por diversos polímeros que incluye:
 - **Exopolisacáridos (EPS):** son polímeros de azúcares que forman una gran parte de la matriz y contribuyen a la estructura y protección del biofilm. Los EPS pueden ser neutros o cargados negativamente, y su composición varía ampliamente.
 - **Proteínas:** incluyen enzimas, adhesinas (que ayudan en la adhesión de las células a las superficies y entre sí) y otras proteínas estructurales.

- Ácidos Nucleicos: principalmente ácido desoxirribonucleico (ADN) y ácido ribonucleico (ARN), que pueden provenir de las células microbianas o ser liberados durante la lisis celular.
- Lípidos: aunque en menor proporción, los lípidos también pueden ser parte de la matriz.
- Agua y Solutos: la matriz está altamente hidratada, conteniendo agua y solutos disueltos que pueden incluir nutrientes, productos de desecho, iones y otras moléculas pequeñas.
- Sustancias Inorgánicas: pueden incluir cristales de sales minerales y partículas de corrosión y sedimentación.
- Componentes de los Huéspedes: células inmunes, fragmentos de tejido y componentes sanguíneos (Marsh, 2009; Tamargo Díaz-Faes, 2020).

1.6.3 Formación Del Biofilm Oral

Inicia con el depósito de proteínas y glicoproteínas salivales, de forma selectiva, en las superficies dentales y de materiales de restauración dando origen a una capa delgada y acelular de película adquirida. Células plantónicas o agregados celulares se adhieren a esta película a través de interacciones fisicoquímicas, gracias a las adhesinas de la superficie de la célula bacteriana, que son capaces de reconocer la película de proteínas (Souza et al., 2016; Zijngge et al., 2010).

1.6.3.1 La Adherencia Y Colonización Microbiana En La Cavidad Oral

La cavidad oral es un ecosistema dinámico y abierto donde los microorganismos y nutrientes son introducidos y eliminados continuamente. En este entorno, procesos naturales como la producción de saliva, el flujo gingival, la renovación de células mucosas, la masticación y las

prácticas de higiene contribuyen a la remoción de bacterias. Para adaptarse, algunos microorganismos desarrollan mecanismos específicos de adherencia a superficies bucales, mientras otros, situados en áreas menos accesibles como surcos y fosas, pueden persistir sin necesidad de una adherencia. Las interacciones fisicoquímicas entre las superficies bacterianas, superficies bucales y la saliva determinan el comportamiento de la microbiota oral, la dinámica de colonización y supervivencia de las bacterias en este ecosistema complejo (Tamargo Díaz-Faes, 2020).

1.6.3.2 Fuerzas E Interacciones Microbianas Con Las Superficies Dentales.

La adherencia bacteriana a la superficie dentaria es un proceso complejo influenciado por un conjunto de interacciones que incluyen fuerzas electrostáticas, de van der Waals, dipolo-dipolo, covalentes, puentes de hidrógeno, y fuerzas electrostáticas, iónicas e hidrofóbicas. Estas fuerzas se clasifican según la distancia sobre la que actúan, con las de largo alcance ocurriendo entre moléculas separadas por 50 a 100 nm, las de alcance medio entre 10 a 50 nm, y las de corto alcance a menos de 5 nm. Inicialmente, la carga negativa de la superficie dental repele a las células bacterianas, pero las fuerzas de van der Waals superan esta repulsión, determinando la distancia específica a la que las bacterias se mantienen. Esta distancia puede variar con cambios en la concentración de cationes o el pH (Hojo et al., 2009; Huang et al., 2011).

La glucocálix, una extensión hidrofílica de las bacterias, facilita la adherencia a través de interacciones como pares iónicos, uniones de hidrógeno e interacciones dipolo-dipolo. Además, las superficies bucales están cubiertas por mucinas salivales que forman una película hidrófila y gelatinosa, afectando la adherencia microbiana y proporcionando lubricación y protección contra

el agua y los cambios osmóticos, especialmente en zonas dentogingivales, donde las bacterias se adhieren firmemente a pesar de la alta renovación epitelial (Tamargo Díaz-Faes, 2020).

Con el tiempo, las fuerzas electrostáticas y uniones físicas son reemplazadas por interacciones químicas gracias a la secreción de la sustancia polimérica extracelular (SPE). Los enlaces de hidrógeno, puentes de calcio, fuerzas de van der Waals e interacciones ácido-base permiten a las especies primarias, como estreptococos y actinomicetos, ocupar espacio y conferirles ventajas en la competencia con otras especies durante las fases de maduración y dispersión de células del biofilm (Marsh, 2009; Tamargo Díaz-Faes, 2020).

A las bacterias primarias que están adheridas al sustrato dental se unen colonizadores secundarios. En ocasiones, esta unión se facilita mediante la intervención de especies que actúan como puentes entre los colonizadores primarios y secundarios. Sin embargo, estas especies por sí solas no podrían adherirse a la película (Hojo et al., 2009; Huang et al., 2011; O'Toole et al., 2000).

El mecanismo fundamental de agregación es posible gracias al reconocimiento de polisacáridos entre bacterias, permitiendo no solo la interacción fisicoquímica sino también el intercambio genético y la comunicación metabólica con la célula bacteriana más próxima (Chalmers et al., 2008; O'Toole et al., 2000).

1.6.3.3 Características Adhesivas De Las Bacterias Orales

Las bacterias se adhieren a las estructuras dentales usando estructuras como flagelos, fimbrias o pilis, que son comunes en especies como *Actinomyces naeslundii* (*A. naeslundii*), *Porphyromonas gingivalis* (*P. gingivalis*) y varios tipos de estreptococos, incluyendo *Streptococcus salivarius* (*S. salivarius*), *Streptococcus parasanguinis* (*S. parasanguinis*) y miembros del grupo *Streptococcus mitis* (*S. mitis*). Además, estas bacterias utilizan adhesinas, unas

moléculas especiales en los pilis o fimbrias, que se unen a receptores específicos presentes en la saliva (Ábalos, 2005; Jakubovics & Kolenbrander, 2010; Marsh, 2009; Tamargo Díaz-Faes, 2020).

Especies como *Streptococcus viridans* (*S. viridans*) y *Streptococcus sanguinis* (*S. sanguinis*) disponen de un gran número de adhesinas en su superficie que facilitan su adhesión a los dientes y la formación del biofilm. Otro elemento clave en este proceso es el polisacárido de adhesión intercelular (PIA), encontrado en ciertos estafilococos, que ayuda en la formación del biofilm y a la cohesión de las bacterias dentro de este (Jakubovics & Kolenbrander, 2010).

Las proteínas del antígeno I/II (AgI/II), presentes en estreptococos orales como *S. gordonii*, *Streptococcus oralis* (*S. oralis*) y *S. sanguinis*, así como en *S. mutans* y *Streptococcus sobrinus* (*S. sobrinus*), son importantes para la adhesión bacteriana. Estas proteínas permiten que las bacterias se unan a ciertas proteínas en la saliva y facilitan la agrupación con otras bacterias (Busscher et al., 2008; Marsh, 2009).

Específicamente *S. gordonii*, produce dos variantes de estas proteínas, que le permiten interactuar con diferentes bacterias y proteínas en la matriz extracelular, ampliando su capacidad para formar biofilm y unirse a otros microorganismos en la boca (Jakubovics & Kolenbrander, 2010; Tamargo Díaz-Faes, 2020).

1.6.3.4 Comunicación Metabólica Y Supervivencia En El Biofilm Oral: Interacciones Y Adaptaciones Bacterianas

Varios factores confluyen en la comunicación metabólica de las bacterias orales. Por una parte, la saliva, el fluido crevicular, los restos de alimentos, azúcares y productos de otras bacterias constituyen nutrientes para las bacterias orales, permitiendo la descomposición de sustratos y la excreción de metabolitos que también son utilizados como nutrientes, constituyendo además una forma de comunicación metabólica.

Algunos autores explican ejemplos de hidrólisis de glicoproteínas y el uso de los monosacáridos liberados tras este proceso por otras especies, destacando la importancia para la supervivencia de las mismas, o bien la desialilación de inmunoglobulinas por microorganismos Gram-positivos, que facilita la actividad proteolítica de las bacterias orales y por tanto impacta la supervivencia de las mismas (Hojo et al., 2009).

La SPE es susceptible tanto a la degradación por microorganismos como a la biosíntesis, procesos que la convierten en un vector esencial para la señalización y comunicación entre bacterias. Esta matriz es un conglomerado de biomoléculas que incluye EPS, proteínas, ADN y lípidos. Cumple una función crítica en la arquitectura del biofilm de dos maneras: (a) proporcionando un soporte físico para la adhesión bacteriana a diferentes superficies y (b) facilitando la cohesión y la integridad interna del biofilm. Esto permite soportar influencias mecánicas y químicas del entorno, subsistiendo incluso en situaciones de intervenciones antibióticas y respuestas inmunes (Flemming & Wingender, 2010; Hojo et al., 2009).

La SPE varía significativamente localización en respuesta a factores como el crecimiento bacteriano y la naturaleza del sustrato disponible. Desempeña varias funciones como la formación de una barrera que impide el paso de sustancias perjudiciales que podrían comprometer la integridad del biofilm; atrapar nutrientes del medio y enzimas extracelulares que desarrollan la biosíntesis del sustrato; influir en el intercambio de hierro y controlar las características hidrofílicas o hidrofóbicas del propio biofilm; adaptarse a los nutrientes y especies bacterianas e influir en el intercambio de hierro (Hojo et al., 2009).

Otro factor destacable al que se refieren los autores es el metabolismo del oxígeno y el intercambio dentro del biofilm entre diferentes especies aeróbicas y anaeróbicas, algunas de las cuales sirven de puente y son de especial importancia para la supervivencia de los anaerobios

obligados. Las especies aeróbicas consumen oxígeno del medio ambiente, reduciendo su concentración y derivando en una gradación de potencial redox que facilita las condiciones anaeróbicas locales y compromete la supervivencia de especies aeróbicas obligadas. La existencia de microorganismos que funcionan como puente permite la agregación tanto de bacterias aeróbicas como anaeróbicas permitiendo la coexistencia de ambas (Hojo et al., 2009).

Un ejemplo es *F. nucleatum*, sin su intervención, el número de bacterias aeróbicas disminuiría drásticamente. El equilibrio del pH también se ve modificado por la acción bacteriana y tiene su efecto en la comunicación metabólica. Un ejemplo comentado por Takahashi *et al.*, 2003 lo constituyen el *F. nucleatum* y *Prevotella intermedia* (*P.intermedia*) que sobreviven en un pH de 5 a 7, mientras que *P. gingivalis* es muy susceptible a un pH inferior a 6,5. Sin embargo, *P. intermedia* y *F. nucleatum* producen amoníaco, glutamato y aspartato, que neutraliza el ambiente haciéndolo más adecuado para *P. gingivalis* y otras especies bacterianas sensibles a los ácidos (Hojo et al., 2009; Takahashi, 2003).

1.6.4 Colonizadores Primarios

Más de 700 especies diferentes forman parte de la microflora oral y forman depósitos bacterianos iniciales en dientes, lengua, mucosa oral, paladar duro, bolsas periodontales, lesiones de tejidos duros y materiales de restauración. En este proceso, la saliva humana y los fluidos creviculares proporcionan una fuente de azúcares y proteínas para los microorganismos, que permite el recubrimiento de superficies duras y la transición de una placa fundamentalmente Gram-positiva y sacrolítica a una placa Gram-negativa y proteolítica, y que morfológicamente puede asemejarse a la placa propia de zonas subgingivales (Huang et al., 2011).

La composición del biofilm oral incluye especies como *Actinomyces spp.*, *Streptococcus spp.*, *Lactobacillus spp.*, y *Veionella spp.*, que evolucionan a través de un proceso de co-agregación bacteriana. El detalle de las especies se presenta en la Tabla 4.

Dentro de este ecosistema complejo, *S. mutans* se distingue por su capacidad para unirse firmemente a las superficies dentales, un fenómeno propiciado por las enzimas glucosiltransferasas (GTF). Las GTF están presentes en la saliva, en las superficies de los dientes y también son producidas por diversas especies bacterianas como *Streptococcus spp.*, *Actinomyces spp.* y *Lactobacillus spp.* Expuestas a la sacarosa, sintetizan glucanos lo que permite producir una matriz que las mantiene unidas a la superficie dental (Ahn et al., 2008; Bowen & Koo, 2011; Munson et al., 2004).

La formación de la placa se ve influenciada por diversas características de superficie, como la carga, textura, capacidad de humectación, energía superficial y la rigidez del material o sustrato. En particular, las superficies bucales con mayor textura, carga positiva y mayor energía superficial tienden a ser más propensas a su desarrollo (Sang et al., 2020). De esta manera, el biofilm oral puede localizarse en condiciones ambientales diversas y no necesariamente favorables, donde la disponibilidad de nutrientes puede verse limitada y donde ocurren fenómenos de transición de ambientes aeróbicos y anaeróbicos además de cambios en el pH. Por otra parte, como entidad, queda expuesto a remoción mecánica por cepillado, así como agentes antimicrobianos que intervienen en su regulación (O'Toole et al., 2000).

Tabla 4 Especies de la microflora asociadas a la Caries Dental (Munson *et al.*, 2004).

Proteobacteria	Actinobacteria	Firmicutes	Bacteroidetes	Synergistetes	Fusobacteria	Spirochaetes
Acinetobacter	Actinomyces	Bulleidia moorei	Capnocytophaga	Synergistes	Fusobacterium	Treponema
<i>Acinetobacter C1</i>	<i>Actinomyces C1</i>	Centipeda periodontii	<i>Capnocytophaga C1</i>	<i>Synergistes C1</i>	<i>Fusobacterium C1</i>	<i>Treponema denticola</i>
<i>Acinetobacter junii</i>	<i>Actinomyces C2</i>	Lachnospiraceae C1	Flavobacteriaceae		<i>Fusobacterium C2</i>	
Escherichia	<i>Actinomyces A15</i>	Lactobacillus	<i>Flavobacteriaceae C1</i>		Leptotrichia	
<i>Escherichia coli</i>	<i>Actinomyces georgiae</i>	<i>Lactobacillus C1</i>	<i>Prevotella</i>		<i>Leptotrichia C1</i>	
Neisseria	<i>Actinomyces israelii</i>	<i>Lactobacillus C2</i>	<i>Prevotella C1</i>			
<i>Neisseria mucosa</i>	<i>Actinomyces naeslundii</i>	<i>Lactobacillus buchneri</i>	<i>Prevotella C2</i>			
<i>Neisseria subflava</i>	<i>Actinomyces odontolyticus</i>	<i>Lactobacillus casei</i>	<i>Prevotella denticola</i>			
Pseudomonas spp.	Atopobium	<i>Lactobacillus colehominis</i>	<i>Prevotella intermedia</i>			
	<i>Atopobium parvulum</i>	<i>Lactobacillus crispatus</i>	<i>Prevotella oris</i>			
	<i>Atopobium rimaie</i>	<i>Lactobacillus fermentum</i>	<i>Prevotella oulorum</i>			
	Bifidobacteriaceae	<i>Lactobacillus gasseri/johnsonii</i>	<i>Prevotella veroralis</i>			
	<i>Bifidobacteriaceae C1</i>	<i>Lactobacillus oris</i>				
	<i>Bifidobacterium dentium</i>	<i>Lactobacillus pentosus/plantarum</i>				
	Brachybacterium	<i>Lactobacillus reuteri/panis</i>				
	<i>Brachybacterium muris</i>	<i>Lactobacillus rhamnosus</i>				
	Corynebacterium	<i>Lactobacillus salivarius</i>				
	<i>Corynebacterium matruchotii</i>	<i>Lactobacillus vaginalis</i>				
	Kocuria	Megasphaera C1				
	<i>Kocuria kristinae</i>	Micrococcus luteus				
	Olsenella	Peptostreptococcus				
	<i>Olsenella C1</i>	<i>Peptostreptococcus P4</i>				
	<i>Olsenella profusa</i>	<i>Peptostreptococcus micros</i>				
	<i>Olsenella uli</i>	Selenomonas				
	Parascardovia	<i>Selenomonas C1</i>				
	<i>Parascardovia denticolens</i>	<i>Selenomonas C2</i>				
	Propionibacterium	<i>Selenomonas noxia</i>				
	<i>Propionibacterium acnes</i>	<i>Selenomonas sputigena</i>				
	<i>Propionibacterium FMA5</i>	Shuttleworthia satelles				
	Rothia	Staphylococcus				
	<i>Rothia dentocariosa</i>	<i>Staphylococcus epidermidis</i>				
	Scardovia	<i>Staphylococcus haemolyticus</i>				
	<i>Scardovia C1</i>	<i>Staphylococcus hominis</i>				
	<i>Scardovia inopinata</i>	<i>Staphylococcus warneri</i>				
		Streptococcus				
		<i>Streptococcus anginosus</i>				
		<i>Streptococcus C1</i>				
		<i>Streptococcus C2</i>				
		<i>Streptococcus C3</i>				
		<i>Streptococcus C4</i>				
		<i>Streptococcus C5</i>				
		<i>Streptococcus C6</i>				
		<i>Streptococcus C7</i>				
		<i>Streptococcus C8</i>				
		<i>Streptococcus constellatus</i>				
		<i>Streptococcus cristatus</i>				
		<i>Streptococcus gordonii</i>				
		<i>Streptococcus intermedius</i>				
		<i>Streptococcus mitis/oralis</i>				
		<i>Streptococcus mutans</i>				
		<i>Streptococcus parasanguis</i>				
		<i>Streptococcus salivarius</i>				
		<i>Streptococcus sanguinis</i>				
		<i>Streptococcus sobrinus</i>				
		Veillonella				
		<i>Veillonella atypica</i>				
		<i>Veillonella dispar</i>				
		<i>Veillonella parvula</i>				

1.7 Biofilm Oral Y Patologías Asociadas

Una vez establecido el biofilm, tras la adhesión y crecimiento bacteriano, ocurren interacciones entre las bacterias, las matrices extracelulares y otras especies en proximidad. Las sinergias y antagonismos bacterianos determinan las funciones de la microbiota oral y la integridad del biofilm. Este equilibrio es crucial para la salud bucal; su desestabilización puede conducir al desarrollo de caries dental y enfermedades periodontales. Factores como la textura de las superficies dentales, el gradiente de oxígeno y nutrientes, y la cercanía a las glándulas salivales, son determinantes en la composición de estas comunidades microbianas que, aunque dispersas por la saliva, se concentran sus respectivos nichos (Baker et al., 2023; Sang et al., 2020).

La influencia de los complejos de microorganismos y sus asociaciones trasciende el ámbito local; se ha identificado la presencia de microorganismos en lesiones tumorales y correlacionado con ciertos tipos y subtipos de cáncer, incluidos el colorrectal, de esófago, de páncreas, además del cáncer oral (Nejman et al., 2020; Peng et al., 2022; Yu et al., 2017).

Las especies gramnegativas pueden aumentar el riesgo de desarrollar patologías sistémicas debido a la liberación de lipopolisacáridos (LPS), endotoxinas presentes en la membrana bacteriana. Estos LPS no solo permiten a los microorganismos resistir acciones antimicrobianas, el estrés ambiental y favorecer un estado de disbiosis, sino que también influyen en la evolución de diversas enfermedades sistémicas (Raetz & Whitfield, 2002; Zhang et al., 2021).

Los LPS se liberan de dos maneras: (a) por secreción tras la muerte celular, en vesículas formadas en la membrana bacteriana durante la fase de crecimiento, o (b) cuando la célula microbiana se altera químicamente para eliminar su glicolípido (Schwechheimer & Kuehn, 2015). En ambos casos, los factores de virulencia contenidos en estas vesículas son expuestos a los tejidos

orales y pueden ser transportados vía circulación a otros tejidos, desencadenando procesos inflamatorios e influyendo en patologías articulares, disfunciones circulatorias, alteraciones hepáticas y enfermedades neurodegenerativas y otros procesos sistémicos (Marcano et al., 2021).

1.7.1.1 Caries Dental

La caries dental (CD) es una enfermedad progresiva de etiología infecciosa cuya evolución e incidencia se reduce a partir de la aplicación de estrategias de prevención (Belibasakis & Mylonakis, 2015). Está causada por la disbiosis entre la microbiota oral y factores del huésped, incluyendo cambios en la dieta, hábitos de higiene y función salival (Cai & Kim, 2023). Su principal patógeno es el *S. mutans*, con propiedades acidogénicas que favorecen la pérdida de minerales del esmalte, el primer signo clínico de la CD (Ahn et al., 2008; Baker et al., 2023; Khan et al., 2011; Krzyściak et al., 2014; Wen et al., 2010).

La desmineralización del esmalte ocurre cuando los cristales de hidroxiapatita pierden calcio (Ca^{2+}) y fosfato (PO_4^{3-}) en respuesta a un ambiente ácido en la boca. De acuerdo con Castellanos *et al.*, (2013), los iones de hidrógeno (H^+), producto del metabolismo bacteriano, se propagan a través de la placa dental y saliva hacia el esmalte, reaccionando con iones fosfato (PO_4^{3-}) e hidroxilo (OH^-) presentes en la estructura dental. Esta interacción resulta en la formación de fosfatos dihidrogenados (H_2PO_4^-) y fosfatos monohidrogenados (HPO_4^{2-}), así como en la producción de ácido fosfórico y agua. A medida que disminuye la concentración de PO_4^{3-} y OH^- , el esmalte entra en un estado de subsaturación, perdiendo iones de su estructura cristalina para neutralizar el medio. Si el proceso continúa, se establece el defecto de estructura que concluye como una lesión de caries visible (Castellanos et al., 2013).

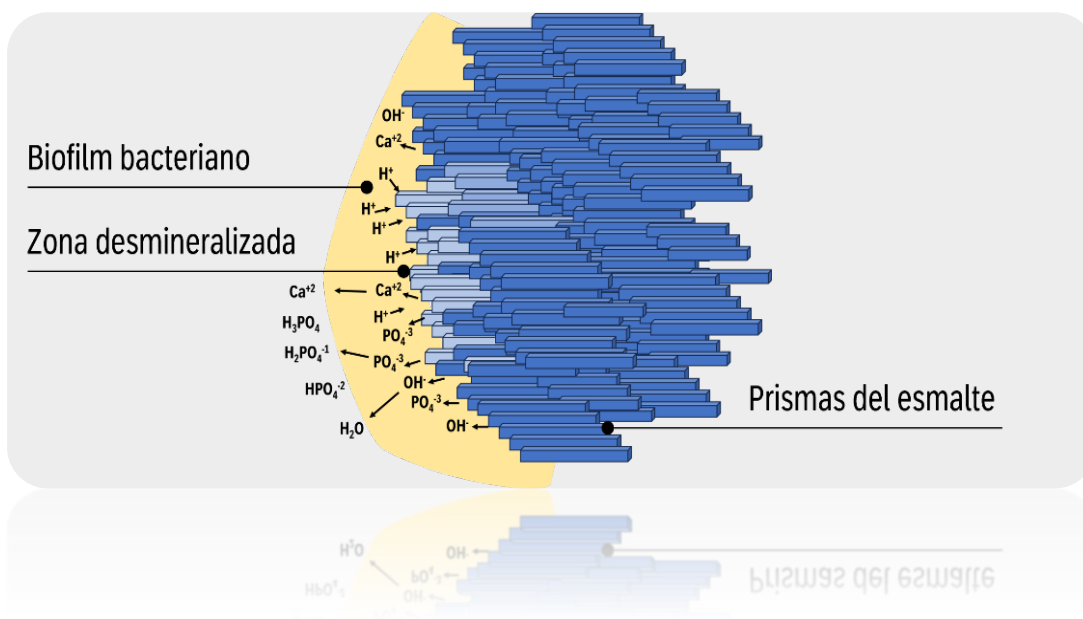


Figura 13 *Desmineralización y caries incipiente.* En contacto con el esmalte superficial, el biofilm bacteriano (indicado en amarillo) interactúa con los prismas del esmalte (en azul). El metabolismo bacteriano produce hidrogeniones, lo que reduce el pH del entorno y desencadena el proceso de desmineralización. Esto resulta en la liberación de iones de calcio, flúor y fosfato del tejido adamantino en un intento por neutralizar la acidez. Este proceso crea un defecto en la estructura del esmalte, que se vuelve más susceptible a la acumulación de placa, ataques ácidos adicionales y la consiguiente progresión de la pérdida mineral. Sin intervención, el defecto puede avanzar hacia capas más profundas, comprometiendo la dentina y eventualmente afectando la pulpa dental.

Su progresión al espacio de la dentina, también con contenido mineral, y a la pulpa derivando en patologías pulpares y radiculares, que sin tratamiento puede dar origen a necrosis de los tejidos involucrados. Una extensión de la infección más allá del conducto radicular puede afectar los tejidos periapicales y dar lugar a la formación de quistes o granulomas (Nair, 2004).

La caries primaria y secundaria comparten etiología e involucran biofilms con los mismos microorganismos cariogénicos. Sin embargo, el proceso de infección secundario tiende a afectar los márgenes gingivales de dientes previamente restaurados. Por esta razón debe destacarse como factor agravante la higiene del paciente más que el fallo de la restauración o del sistema adhesivo, dado que la placa dental es un elemento fuertemente adherido a la superficie de un diente y que no puede ser retirado con un chorro de agua. Las superficies con textura, como ocurre en caso de un material de restauración facilitan el desarrollo del biofilm (Cenci et al., 2008; Gibbons, 1964; Lima et al., 2009).

1.7.1.2 Enfermedad Periodontal

La enfermedad periodontal (EP) es considerada una afección crónica inflamatoria que compromete el periodonto. Abarca dos tipos de patologías inflamatorias infecciosas que afectan tanto al tejido gingival superficial como al ligamento periodontal y al hueso alveolar circundante, lo que puede conducir eventualmente a la pérdida dental (Nazir, 2017). La alta vascularización de los tejidos y el flujo constante y positivo de fluido crevicular gingival, con contenido en neutrófilos y otros tipos de células inmunitarias, ayuda a mantener el equilibrio entre los microorganismos subgingivales en constante crecimiento y las respuestas innatas y adaptativas del huésped (Baker et al., 2023).

La gingivitis es la manifestación inicial de la EP, resultado de la disbiosis, y se caracteriza por signos inflamatorios incipientes que incluyen cambios en el color y textura de las encías, pérdida de queratinización y presencia de fluido gingival. Según la literatura, esta inflamación inicial es un estado reversible, que en ausencia de tratamiento puede progresar y convertirse en periodontitis, afectando los tejidos de soporte más profundos. Manifestaciones clínicas similares también pueden observarse en los tejidos que rodean a los implantes dentales (Ivanovski & Lee, 2018; Lang et al., 2009).

Los tejidos de soporte periodontales y periimplantarios comparten rasgos histológicos similares. Su integridad es clave para la homeostasis y el mantenimiento de las estructuras dentales naturales incluidos el cemento y el ligamento periodontal y mantenimiento de la osteointegración en el caso de las rehabilitaciones sobre implantes. El contacto de estos microorganismos con los materiales de cementación utilizados para fijar de forma temporal o definitiva, tanto restauraciones como dispositivos orales, sobre implantes o dientes naturales, puede favorecer la formación de biofilm, lo que puede llevar a la evolución de patologías inflamatorias y a la pérdida ósea (Bosshardt & Lang, 2005; Klinge et al., 2006; Korsch et al., 2018).

Se ha estudiado la adhesión de cultivos polimicrobianos sobre materiales de cementación de uso temporal, observando, con independencia de la composición del material, la presencia tanto de colonizadores primarios, como *S. mutans* y *S. sobrinus*, como de colonizadores secundarios, incluidos *P. gingivalis* y *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (*A. actinomycetemcomitans*), estos últimos relacionados con la respuesta inflamatoria de los tejidos blandos (An et al., 2017).

Otras parejas estudiadas de colonizadores primarios en EP son las formadas por *S. oralis* y *S. mitis*, junto con *S. gordonii* y *S. oralis*, con intervención de *Streptococcus sanguis* (*S. sanguis*),

que una vez establecidas facilitan el complejo proceso de agregación de bacterias con la inclusión de *F. nucleatum* y participación de *Treponema denticola*, permitiendo la adhesión tardía de *P. gingivalis*, microorganismo que, en particular, desempeña un rol fundamental en la EP. Este microorganismo del complejo rojo se acumula tras el cepillado y penetra con facilidad en los tejidos blandos (Zhang et al., 2021), reduce rápidamente el nivel de oxígeno en los tejidos debido a sus procesos metabólicos y favorece un estado inflamatorio crónico local, que constituye un ambiente propicio para su desarrollo y el de otras especies gramnegativas, eventualmente conduciendo a un estado de disbiosis (Marcano et al., 2021; Zhang et al., 2021).

P. gingivalis puede producir varios factores de virulencia que le permiten evadir el sistema de defensa del hospedero y eventualmente causar daño y progresión de la enfermedad periodontal, como proteasa, colagenasa, lectinas y superóxido dismutasa (SOD) y LPS. Además, estos productos pueden entrar al torrente sanguíneo a través de tejido periodontal inflamado y vasos linfáticos o vía saliva hacia el tracto gastrointestinal, desde procedimientos ocasionales como la práctica dental o desde rutinas diarias como el cepillado de dientes, llevando a bacteremia o endotoxemia (Marcano et al., 2021).

Las vesículas localizadas en su membrana son vehículos para los LPS y otros factores de virulencia, que elevan el potencial inflamatorio de la comunidad microbiana incluso más que la propia bacteria (Mantri et al., 2015). Durante el estado inflamatorio se activan interleuquinas, factor de necrosis tumoral, prostaglandinas, factor XII de coagulación y factor de complemento, lo que aumenta la permeabilidad vascular, la quimiotaxis y la liberación de lizosimas y linfoquinas. Esto conduce a un aumento del volumen de los tejidos y a una pérdida ósea (Fig.14). Además, se liberan proteínas y lípidos bioactivos que regulan la respuesta inmune y la inflamación, asociados

con patologías articulares, cardiovasculares, respiratorias, cognitivas, entre otras (Marcano et al., 2021).

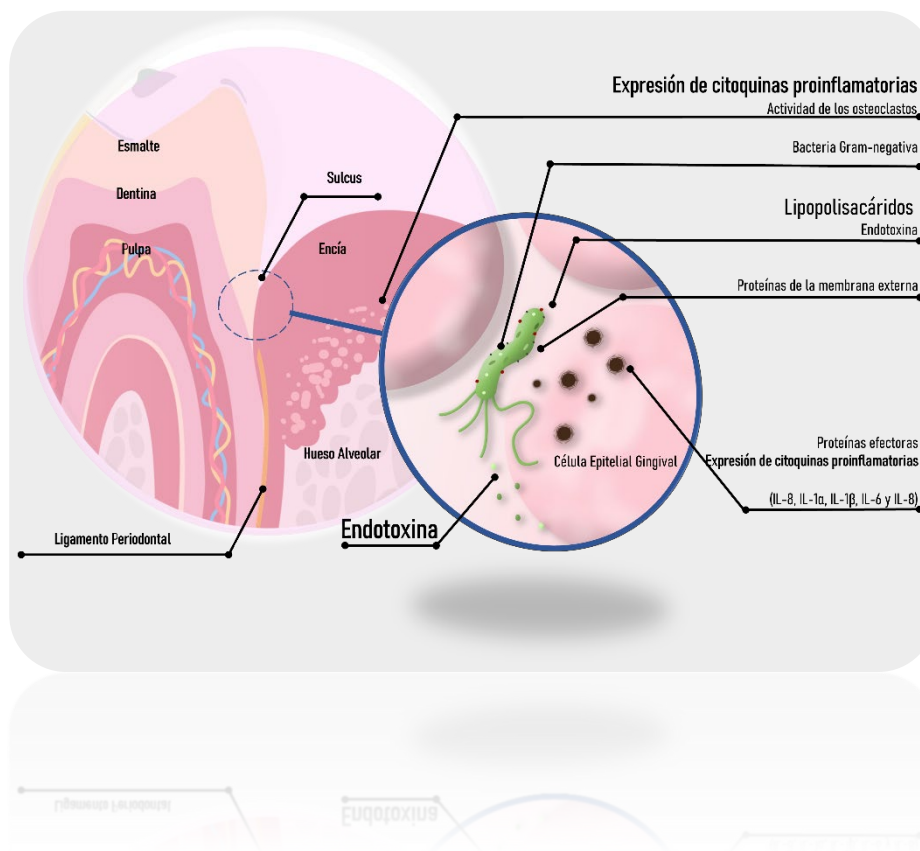


Figura 14 *Endotoxinas induciendo la liberación de citoquinas proinflamatorias.* Adaptado de “Pathological and Therapeutic Approach to Endotoxin-Secreting Bacteria Involved in Periodontal Disease” (p. 6), por Marcano et al., 2021, *Toxins*,13,533.

1.7.1.3 Caries Secundaria

La caries secundaria está documentada como causa principal de fracaso de las restauraciones dentales, junto con la fractura de la estructura o del material (Brouwer et al., 2016; Gibbons, 1964; Mjör & Toffenetti, 2000; Ørstavik & Ørstavik, 1981; Selwitz et al., 2007).

Se define como una enfermedad crónica que comparte la misma etiología de la caries primaria, incluido el componente bacteriano, y que puede desarrollarse tanto en las coronas como en las raíces de los dientes, en áreas próximas al margen de una restauración (Brouwer et al., 2016; Selwitz et al., 2007). Presenta signos clínicos como cambios en coloración de los tejidos involucrados, cambios en textura, pérdida de sustancia calcificada (véase *Caries Dental*, pág.108), signos de filtración e imágenes radiolúcidas. Incluye factores físicos, biológicos, ambientales, de comportamiento y estilo de vida, así como un elevado número de bacterias cariogénicas, un flujo salival disminuido, una exposición insuficiente a métodos auxiliares de prevención e higiene y una alimentación inadecuada (Brouwer et al., 2016; Mjör & Toffenetti, 2000; Selwitz et al., 2007).

1.7.1.4 Fracaso De Las Restauraciones Por Etiología Infecciosa

Los materiales de restauración colocados en la cavidad bucal y que son necesarios para el restablecimiento de la salud y función, están constantemente bajo la acción de bacterias que en algunos casos, comprometen la integridad marginal, derivando en la progresión de patologías periodontales y caries secundaria (Li et al., 2014).

Una revisión sistemática y metaanálisis sobre el comportamiento a largo plazo de restauraciones directas e indirectas a base de composite destaca una supervivencia de entre 5 y 11 años, con un éxito máximo que oscila entre el 93% y el 95% para restauraciones directas e

indirectas, recogiendo entre las causas más frecuentes de fracaso el desarrollo de caries secundaria (Angeletaki et al., 2016).

Otra publicación con datos anuales relacionados con el fracaso de restauraciones indirectas y materiales de restauración sugiere que hasta el 7,9% de los casos están asociados a etiología infecciosa y fallos mecánicos (Hao et al., 2018).

La caries secundaria continúa siendo una de las razones fundamentales de fracaso a lo largo de las interfaces diente-restauración y justifica el reemplazo o la reparación de las restauraciones (Demarco et al., 2012). Así lo explican Deligeorgi *et al.*, (2001), y Eltahlah *et al.*, (2018), realizando una revisión de estudios con información sobre 86.720 restauraciones en el mundo y un seguimiento de más de dos décadas. El 59% de las restauraciones tuvieron que ser reemplazadas debido a caries secundaria. Se observó una tendencia creciente en el uso de composites, así como una continuidad en las causas de fracaso ya documentadas (Deligeorgi et al., 2001; Eltahlah et al., 2018).

Un estudio prospectivo recoge que la caries secundaria representa en un 88% la causa de fracaso de restauraciones posteriores de composite de clase I, seguida de la fractura de la restauración (Pallesen et al., 2014). Un ensayo clínico sobre la supervivencia y las razones de fallo de las restauraciones de clase II durante 4 y 5 años, observa en 73,9% de los casos que la caries secundaria era la principal causa de fracaso (Bernardo et al., 2007).

Las bacterias productoras de ácidos como *S. mutans* degradan la estructura mineralizada y deterioran la interfase de restauración, contribuyendo a la progresión de la lesión y su alcance al tejido dentinario y pulpar (Delaviz et al., 2014; Kopperud et al., 2012). Dado que esta zona es particularmente susceptible, existe un debate sobre si la caries secundaria es el resultado de una

lesión residual no tratada o si es una lesión primaria que se desarrolla en un área previamente restaurada, como ocurre en las restauraciones indirectas. Sin embargo, en lo que sí coinciden los autores es que en que estas lesiones suelen aparecer en las zonas marginales de las cavidades o defectos restaurados, con una mayor prevalencia en las áreas gingivales, interproximales y en las cavidades cervicales (clase II y V) (Ferracane, 2017; Kozmos et al., 2021)

La etiología infecciosa, aunque en menor medida, también es una causa de fracaso de las restauraciones indirectas. Revisiones sistemáticas de publicaciones con datos clínicos hasta el 2003 y que incluyen información sobre fallos y complicaciones, concluyen que esta afecta entre el 7% y el 18% de los casos, con caries y decoloración como signos clínicos característicos (Goodacre et al., 2003). La relación entre las restauraciones defectuosas y la caries secundaria se asocia tradicionalmente con la presencia de espacios o fisuras en el material restaurador. Estos pueden darse por un mal manejo del material o por una capacidad de amortiguación reducida del mismo, que en cualquiera de los casos facilitaría el paso de fluidos y la formación de biofilm en la interfaz diente-restauración. Las bacterias reunidas en este defecto producirán ácidos resultando en una pérdida de sustancia mineral y desarrollo de caries secundaria (Askar et al., 2020; Brouwer et al., 2016; Cenci et al., 2008).

En pacientes adultos, el riesgo de fracaso por etiología infecciosa guarda relación con la enfermedad periodontal, la disfunción de la saliva, la fatiga de los materiales y el desgaste severo. Específicamente, el sangrado y el sondaje profundo en pacientes con bolsas periodontales compromete la supervivencia de las restauraciones cervicales (Demarco et al., 2012), observando que el deterioro de los materiales por envejecimiento en estas áreas cercanas al tejido gingival resulta en la acumulación de placa e inflamación persistente de los tejidos (Kim et al., 2017).

1.8 Biofilm Y Superficies De Los Materiales Odontológicos

Una observación frecuente en estudios sobre superficies de restauración es que aquellas con texturas más pronunciadas tienden a favorecer la adhesión y proliferación del biofilm bacteriano. En contraste, las superficies pulidas son preferibles para prevenir la acumulación de patógenos (Anami et al., 2012; Aykent et al., 2010; Glauser et al., 2017; Kawai et al., 2000; Mansour et al., 2006). De hecho, una parte importante del tratamiento restaurador se centra lograr una textura superficial óptima de los materiales para reducir la susceptibilidad a la formación de biofilm y la proliferación patógenos responsables de la caries y la enfermedad periodontal (Bollen et al., 1997; Teughels et al., 2006).

Un ejemplo de esto son las investigaciones sobre las propiedades fisicoquímicas de la superficie de los composites y la formación de biofilms de *S. mutans*, empleando técnicas de profilometría, microscopía de fuerza atómica y espectroscopía. En éstas, se determina que los materiales con texturas más pronunciadas y un mayor contenido de relleno tienden a favorecer la acumulación de biofilm incluso después de realizar secuencias de pulido (Ionescu et al., 2012). Revisiones sistemáticas observan que restauraciones con un mal acabado, características hidrofílicas y alta energía superficial promueven la formación de biofilm, permitiendo el desarrollo de nichos bacterianos que se depositan en defectos ocasionados por la pérdida de rellenos y envejecimiento del material restaurador, y no pueden ser removidos por la acción de la saliva, los movimientos musculares o el cepillado (Dutra et al., 2018).

En los composites y materiales de cementación a base de resinas, las partículas de relleno desempeñan un papel crucial tanto en las propiedades mecánicas como en las estéticas. Estas partículas confieren resistencia al desgaste, flexión y compresión, además de proporcionar un

efecto camaleónico que facilita una mejor integración del color del material con la estructura del diente. Mantener estas propiedades depende de las características superficiales del material y, en gran medida, de la acumulación y actividad bacteriana sobre este, lo que favorece el desgaste, la absorción de fluidos, la decoloración y provoca cambios en los tejidos blandos y mineralizados de la cavidad oral (Ozel et al., 2008).

El proceso de pulido reduce la protrusión de rellenos a la cavidad, aumentando la comodidad del paciente y mejorando la integración de las partículas en la matriz de resina dentro del material restaurativo. Esto hace que el material sea menos susceptible a la absorción de agua y otros fluidos; sin embargo, la durabilidad de este efecto no es permanente, y con el tiempo, la superficie experimentará cambios que favorecerán el aumento de la textura, la decoloración y la acumulación bacteriana (Heintze et al., 2006).

Protocolos de pulido de múltiples pasos y técnicas como la silanización y el uso de zirconatos y titanatos para mejorar la conversión y adhesión de los rellenos a las matrices de resina, se han propuesto como alternativas para conseguir una matriz más homogénea, menos porosa y mejor acabada (Heintze et al., 2006; Jandt & Sigusch, 2009).

Los materiales restaurativos basados en ionómero de vidrio también incorporan partículas de relleno que contribuyen a su textura. A diferencia de otros materiales, no requieren un protocolo de pulido, ya que suele recomendarse la aplicación de barnices a base de metacrilato para darles el acabado final y sellar la restauración. El mejor acabado de este material se consigue con matrices de Mylar, aunque puede resultar insuficiente dada la necesidad de realizar ajustes de oclusión o eliminación de excesos una vez ha fraguado el material. El uso de instrumentos rotatorios con fresas abrasivas si tiene efecto sobre la textura del material y puede propiciar la acumulación

bacteriana, aunque los valores parecen ser menores en comparación con materiales de mayor contenido orgánico o menor energía superficial (Ismail et al., 2020).

Estos materiales son ampliamente utilizados en restauraciones directas y como cementos para prótesis fijas debido a su capacidad de adherirse químicamente al esmalte y la dentina, lo cual es altamente apreciado en la práctica clínica. Sin embargo, a diferencia de los composites, su uso generalizado se debe principalmente a la liberación de flúor, la cual tiene un impacto negativo en la adhesión bacteriana y la posibilidad establecer unión química con los tejidos mineralizados (Berg, 2002; Gibbons, 1964).

Heys y Fitzgerald realizaron un estudio para observar el comportamiento bacteriano en cavidades de Clase V que fueron restauradas utilizando ZOE, *Barniz Copalite* más *Base de Cemento de Fosfato de Zinc (V+ZP)*, y GI. Después de cinco semanas de seguimiento, se observó que las cavidades tratadas con ZOE y GI no mostraban crecimiento bacteriano positivo. Después de dieciséis semanas, solo el 11% de las restauraciones con ZOE y el 6.25% de las cavidades restauradas con GI presentaban crecimiento bacteriano. Estos hallazgos sugieren que la capacidad de exclusión bacteriana se mantiene a lo largo del tiempo en las muestras tratadas con GI (Heys & Fitzgerald, 1991).

Otros estudios, tanto *in vitro* como clínicos han investigado la adhesión de microorganismos a distintos tipos de cementos dentales. Se han sometido a condiciones de la cavidad oral materiales como el ionómero de vidrio, los policarboxilatos, el óxido de zinc y el fosfato de zinc para evaluar el crecimiento bacteriano (Ørstavik & Ørstavik, 1981). Los cementos a base de metacrilato exhiben una mayor propensión a la colonización bacteriana en comparación

con otros cementos convencionales, incluso aquellos a base de óxido de zinc (Korsch et al., 2018; Raval et al., 2015; Velazquez-Enriquez et al., 2012; Winkler et al., 2014).

II. Justificación,

Hipótesis Y Objetivos

El experimento tiene dos propósitos, a menudo independiente el uno del otro: permite la observación de nuevos hechos hasta entonces insospechados o aún no bien definidos; y determina si una hipótesis de trabajo se ajusta al mundo de hechos observables

René Dubos

2. Justificación, Hipótesis Y Objetivos

2.1 Justificación

Se estima que las enfermedades orales impactan a casi 3.5 mil millones de personas en todo el mundo a lo largo de sus vidas. Pese a ser en gran medida prevenibles, su prevalencia sigue en aumento impulsada por los cambios en los estilos de vida y la urbanización creciente. Estas afecciones comparten factores de riesgo modificables como la dieta alta en azúcares y carbohidratos, los hábitos de higiene bucal, la exposición a acciones de prevención y el acceso a la atención dental.

El tratamiento restaurador en la práctica odontológica es esencial y ha demostrado ser efectivo y duradero; sin embargo, existe la posibilidad de que algunas restauraciones deban ser reemplazadas debido a complicaciones biológicas y biomecánicas. Estas últimas, pueden originarse a partir de la extensión de la preparación dental, el enfoque terapéutico adoptado, la calidad del tejido dental remanente, el criterio empleado en la elección del material restaurador y las expectativas de carga oclusal que el diente restaurado deberá soportar dentro del ambiente oral.

Las complicaciones biológicas, por otro lado, están relacionadas con la acumulación de placa bacteriana, influenciada, entre otros factores, por las características superficiales de los materiales restauradores. Esto puede llevar a la aparición de caries secundarias en dientes tratados, así como al desarrollo de patologías periodontales o periimplantarias y a la persistencia de signos clínicos inflamatorios, causados por endotoxinas liberadas por bacterias orales y que se asocian con múltiples patologías sistémicas.

Para combatir estos problemas, se han realizado mejoras en el desarrollo de los materiales de restauración, que buscan influir negativamente en la acumulación de placa bacteriana. Esto se

ha logrado mediante el empleo de estrategias variadas como la integración de rellenos ultrafinos, la silanización de partículas, el empleo de agentes que mejoran la adhesión entre partículas de rellenos y matrices, o la aplicación de barnices especiales diseñados para reducir la probabilidad de adhesión y proliferación bacteriana, a la vez que optimizar el acabado de la restauración.

Sin embargo, la durabilidad sigue siendo una cuestión de relevancia. Las restauraciones directas muestran desgaste a medio y largo plazo, las tasas de supervivencia disminuyen significativamente a partir de los 5 años y las complicaciones derivadas de la restauración directa incluyen el desarrollo de la caries secundaria o de la patología periodontal. En pacientes que ya han experimentado complicaciones dentales, las estrategias preventivas se orientan a disminuir la posibilidad de lesiones futuras y la recurrencia de condiciones previamente tratadas. Consecuentemente, la prevención ha tomado un rol central en la atención odontológica y en la gestión integral del tratamiento, cuyo objetivo es mantener una cavidad oral sana y funcional a largo plazo, reduciendo la necesidad de intervenciones restauradoras y fomentando un ambiente bucal más resistente al desarrollo de patógenos y a estados de disbiosis.

2.2 Hipótesis

La aplicación de agentes fluorados sobre superficies de materiales de restauración dental reduce significativamente la adhesión y proliferación bacteriana en comparación con superficies de materiales sin tratamiento, contribuyendo así a una mayor durabilidad de las restauraciones y una disminución en la recurrencia de caries secundarias y patologías periodontales.

2.3 Objetivo De La Investigación

El objetivo de esta investigación es evaluar específicamente si la aplicación de una estrategia preventiva, en este caso, el uso de un agente con contenido de flúor puede desempeñar

un papel en la moderación de la adhesión bacteriana sobre materiales odontológicos empleados habitualmente en tratamientos de restauración y cementación.

La investigación se centrará en:

- Realizar una revisión de la literatura sobre las complicaciones locales y sistémicas asociadas con la disbiosis en la cavidad oral, vinculadas a la presencia de materiales de restauración dental.
- Aplicar un modelo *in vitro* para valorar el comportamiento de las bacterias en superficies de materiales odontológicos pulidos o barnizados, en condiciones similares a la saliva humana.
- Estudiar el comportamiento de diferentes microorganismos sobre superficies de materiales odontológicos tratados con agentes fluorados.
- Evaluar si la exposición agente fluorados influye en la viabilidad de colonizadores a superficies de materiales de restauración.

III. Materiales Y Métodos

Aquellos de nosotros afligidos por la procrastinación eterna podríamos considerar el voto de Macbeth: "El propósito volátil nunca se cumple a menos que la acción lo acompañe: Desde este momento, lo primero de mi corazón será lo primero de mi mano"

William Cornelius

3. Materiales Y Métodos

3.1 Bacterias Y Medio De Cultivo

3.1.1 Cepas Bacterianas

A pesar de la complejidad inherente del microbiota oral y su relación con diversas enfermedades orales, un número significativo de patógenos ha sido identificado como agentes etiológicos de la caries dental. Las técnicas moleculares avanzadas han revelado que en lesiones cariosas el biofilm está dominado por bacterias grampositivas, especialmente de los géneros *Actinomyces*, *Lactobacillus*, y *Streptococcus* (Munson et al., 2004).

3.1.1.1 Cepas Bacterianas Bajo Estudio.

Se seleccionaron tres cepas bacterianas para realizar los ensayos en función de los géneros frecuentemente identificados en el desarrollo de la caries dental (Shivakumar et al., 2009; Zhang, 2013). Fueron adquiridas tras realizar una solicitud formal a la Colección Española de Cultivos Tipo (CECT), conforme a un acuerdo de transferencia establecido. A continuación, se presenta la información pertinente para cada una de las cepas obtenida:

- *S. mutans* (Cepa DSM 20523)
 - CETC 479T
 - Medio de cultivo: Brain Heart Infusion (BHI). Sigma-Aldrich Química S.A.
 - Tiempo de incubación: 24 h.
 - Condiciones de cultivo: aeróbicas a 37°C.
- *A. viscosus* (Cepa DSM 43327)
 - CETC 488T

- Medio de cultivo: Brain Heart Infusion casein-starch (BHI casein-starch). Sigma-Aldrich Química S.A.
- Tiempo de incubación: 72 h
- Condiciones de cultivo: anaeróbicas a 37°C.
- *L. acidophilus* (Cepa NCIB 8116)
 - CETC 362
 - Medio de cultivo: Man Rogosa Sharpe (MRS). Condalab.
 - Tiempo de incubación: 48-72 h.
 - Condiciones de cultivo: anaeróbicas a 37°C.

3.1.1.2 Técnica De Conservación.

La técnica empleada para preservar la viabilidad de los cultivos a lo largo del tiempo consistió en el subcultivo seriado. Este proceso implica la resiembra periódica de cada microorganismo y posterior almacenaje en nevera a 4°C, lo que ayuda a ralentizar el metabolismo bacteriano. Para lograr condiciones de anaerobiosis, se utilizó una jarra de anaerobiosis de la marca Oxoid, proporcionada por ThermoFisher en España.

3.1.1.3 Preparación De Medios De Cultivo.

La preparación de los medios de cultivo MRS y BHI, así como la variante BHI con caseína y almidón, se realiza siguiendo los procedimientos detallados a continuación. Las composiciones específicas de cada medio se encuentran detallada en la Tabla 5.

- MRS: se disolvieron 62 gramos del medio MRS en un litro de agua destilada. Durante el proceso, la solución se mezcló y disolvió mientras se calentaba. Al alcanzar el punto de ebullición, la mezcla se mantuvo hirviendo durante un minuto

hasta disolverse por completo. La solución se distribuyó en recipientes adecuados y luego se esterilizó en autoclave a 121 °C durante 12 minutos a una atmósfera de presión.

- Preparación de BHI: se disolvieron 37 gramos del medio en un litro de agua destilada. Esta solución se esterilizó en autoclave a 121 °C durante 15 minutos a una atmósfera de presión.
- Preparación de BHI con caseína y almidón (BHI – Casein Starch): en este caso, la preparación se realizó disolviendo 37 gramos del medio BHI, 1 gramo de almidón y 10 gramos de hidrolizado de caseína en un litro de agua bidestilada. La solución resultante se esterilizó durante 15 min en autoclave a 120 °C y a una atmósfera de presión.

3.1.2 Características De Superficies De Los Microorganismos

Para examinar las propiedades superficiales de las bacterias, se utiliza la técnica *Microbial Adhesion to Solvents* (MATS), como fue descrita por Bellon-Fontaine *et al.*, (1996), y colaboradores, para obtener información detallada sobre la carga superficial y la hidrofobicidad relativa de las bacterias. La prueba MATS se basa en la comparación de la afinidad de las células microbianas hacia un solvente monopolar y otro apolar. Esta comparación permite evaluar cómo interactúan las bacterias con diferentes entornos para comprender su adhesión y colonización en superficies (Bellon-Fontaine *et al.*, 1996; Mabboux *et al.*, 2004; Rodríguez Hernández, 2009).

Tabla 5 *Medios de cultivo*

Medio	Contenido	g/L
MRS	Agar bacteriológico	10
	Dextrosa	20
	Sulfato magnésico	0,2
	Extracto de carne	8
	Tween 80	1
	Citrato amónico	2
	Peptona bacteriológica	10
	Fosfato dipotásico	2
	Sulfato de manganeso	0,05
	Acetato de sodio	5
BIH	Extracto de levadura	4
	Infusión de cerebros de ternera (a partir de 200g)	12,5
	Infusión de corazón de res (a partir de 250g)	5
	Peptona	10
	Cloruro de sodio	5
	D(+)-Glucosa	2
BIH-CS	Fosfato de hidrógeno disódico	2
	Infusión de cerebros de ternera (a partir de 200g)	12,5
	Infusión de corazón de res (a partir de 250g)	5
	Peptona	10
	Cloruro de sodio	5
	D(+)-Glucosa	2
	Fosfato de hidrógeno disódico	2
	Hidrolizado de caseína	10
Almidon soluble	1	

3.2 Ensayo De La Adhesión

3.2.1 Preparación

El procedimiento seleccionado para la preparación de la suspensión bacteriana y el estudio de la adhesión a superficies corresponde a la adaptación de la técnica MATS. Las bacterias bajo estudio fueron recolectadas durante su fase de crecimiento exponencial, específicamente cuando alcanzaron una dominancia o densidad óptica (D.O.) de 0.8 nm a 550 nm. Este proceso se llevó a cabo mediante centrifugación a 6400 rpm durante 15 minutos a una temperatura de 4 °C.

Posteriormente, las bacterias se lavaron dos veces con PBS, compuesto por 100 mM de NaCl y 10 mM de fosfato de sodio (pH = 7.5).

Cada suspensión bacteriana resultante se homogeneizó cuidadosamente usando un vortex para asegurar una mezcla uniforme. Finalmente, las células bacterianas se resuspendieron en el mismo tampón hasta alcanzar una densidad óptica de 0.8 a 550 nm (A_0), lo que equivale aproximadamente a una densidad celular de $\sim 3 \times 10^8$ UFC/mL, medida con el espectrofotómetro Thermo Fisher Nanodrop One.

Se realizaron 3 ensayos independientes con las bacterias *S. mutans*, *L. acidophilus* y *A. viscosus*. Adicionalmente y para completar el estudio de la adhesión se preparó la mezcla de los microorganismos, con el fin de determinar su grado de colaboración en la generación de las biopelículas, manteniendo constante en cada uno de los ensayos la concentración bacteriana presente en las soluciones.

3.2.2 Ensayo De La Adhesión

Se realiza el ensayo de adhesión a solventes preparando 10 alícuotas de 2.5 ml de la suspensión bacteriana y se transfirieron a tubos de ensayo de vidrio con un diámetro de 10 mm. A cada tubo, se añadió cuidadosamente un volumen de 333 μ l de un solvente específico, hexano, cloroformo o dietil éter (Sigma Chemical CO). Los tubos se preincubaron a temperatura ambiente dentro de una campana de extracción de gases durante 10 minutos para evitar la contaminación y asegurar una adecuada ventilación.

Después de la incubación, se mezclaron vigorosamente durante 60 segundos usando un vortex y posteriormente se dejaron en reposo durante 15 minutos, permitiendo la separación de las fases, para medir la densidad óptica a 550 nm (A_1), procedimiento que permite una cuantificación

precisa de la interacción bacteriana con los distintos solventes. Se utilizó como blanco una concentración de PBS en lugar la suspensión bacteriana.

Para calcular el porcentaje de adhesión a cada solvente se utilizó la ecuación, tal y como recogen los protocolos descritos por Rodríguez Hernández, (2009):

$$(1 - A_1 / A_0) \times 100$$

En la que A_1 es la fase acuosa separada después de la mezcla con el solvente y A_0 es la densidad óptica del PBS, ambos a 550 nm (Bellon-Fontaine et al., 1996; Mabboux et al., 2004; Rodríguez Hernández, 2009).

3.3 Adhesión Bacteriana A Materiales Odontológicos

Este estudio implica la evaluación de la adherencia bacteriana a dos tipos de materiales dentales usados en tratamientos de restauración directa, que posteriormente fueron cubiertos de un agente fluorado con contenido de CPP-ACP.

3.3.1 Preparación De Los Materiales Odontológicos

Para la preparación de los materiales de prueba, se conformaron placas de 17 mm de largo y 2 mm de espesor, de un restaurador a base de vidrio híbrido (EQUIA Forte HT; EFHT. GC Tokio, Japón) y de cemento autoadhesivo base de resina (G-CEM One; GC1. GC Tokio, Japón). La composición de los materiales se presenta en la Tabla 6.

Este proceso se basó en una adaptación de la metodología descrita por Hahnel *et al.*, (2017), utilizando una cantidad normalizada de material en un molde específico de silicona. Se llevó a cabo la condensación mediante el empleo de una placa de vidrio y un separador de lietileno de baja densidad hasta la polimerización o el fraguado de material (Hahnel et al., 2017).

Tabla 6 *Composición de los materiales de restauración y cementación*

Material	Formato	Composición	
		Polvo	Líquido
EFHT GC Tokio, Japan	Capsula	Vidrio de fluoroaminosilicato	Ácido poliacrílico
		Polvo de ácido poliacrílico	Ácido carboxílico polibásico
		Pigmento	Agua destilada
GC1 GC Tokio, Japan	Jeringa	Pasta A	Pasta B
		Vidrio de fluoroaluminosilicato	Dióxido de silicio
		Uretanodimetacrilato	Uretanodimetacrilato
		Dimetacrilato	Dimetacrilato
		Dióxido de silicio	Monómero de éster de ácido fosfórico
		Iniciador	Iniciador
Inhibidor	Inhibidor		
		Pigmento	

Todas las muestras se prepararon bajo campana de flujo laminar y se manipularon con instrumentos de acero inoxidable autoclavados de acuerdo con las instrucciones presentadas en la Tabla 7 y la Tabla 8.

Tabla 7 *Instrucciones de preparación EFHT*

EFHT	
Proporción Polvo/Líquido	0.40 gramos de polvo por 0.13 gramos de líquido
Tiempo de mezcla	10 segundos
Tiempo de trabajo	1 minuto y 30 segundos
Tiempo neto de fraguado	2 minutos y 30 segundos
Tiempo para comenzar el acabado final	2 minutos
Tiempo de polimerizado de la capa EFHT Coat	10 segundos
Temperatura de trabajo	23°C

Nota: EFHT viene presentado en cápsulas dosificadas y se activan en vibrador Capsule Mixer CM-II o Silver Mix. RPM 4000 aproximadamente. Además, se necesita un aplicador de acero inoxidable para extraer el material de la cápsula.

Tabla 8 Instrucciones de preparación GC1

GC1	
Proporción Pasta/Pasta	1:1
Tiempo de mezcla	10 segundos
Tiempo de trabajo	2 minutos y 45 segundos
Tiempo neto de fraguado	4 minutos
Tiempo para comenzar el acabado final	4 minutos
Tiempo de polimerizado de la capa G-CEM One	10 segundos
Temperatura de trabajo	23°C

Nota: GC1 se presenta en jeringa pasta-pasta. Precisa punta de mezcla roscada con espiral interno.

Las muestras de EFHT no precisan secuencia de pulido debido a que el material incluye un barniz a base de resina que cumple esta función y que debe aplicarse sobre el mismo con un microcepillo. El barniz sella las porosidades del material y debe ser fotopolimerizado durante 10 segundos en programa de 1200-1400 mW/cm² para completar la preparación del material.

En cuanto a las muestras de GC1, estas se sometieron a un proceso de pulido posterior a una polimerización de 10 segundos bajo modo de 1400 mW/cm². Para ello, se utilizó el sistema DIACOMP® PLUS RA - Set RA 342, acoplado a un contraángulo.

El procedimiento se llevó a cabo sin irrigación, y se mantuvo una velocidad de rotación controlada entre 3000 y 6000 rpm para lograr un acabado óptimo. Tras el pulido, las muestras se almacenaron en un ambiente protegido de la luz para preservar sus propiedades. Finalizada esta etapa de preparación, se procedió a la aplicación de agentes fluorados tópicos. Estos fueron aplicados cuidadosamente con microcepillos, asegurando una cobertura uniforme sobre la superficie de cada muestra.

3.3.1.1 Acondicionamiento Con Agentes Fluorados

Se seleccionaron dos variantes de agentes fluorados para uso tópico, ambos enriquecidos con calcio y fosfato. La composición específica de estos agentes, así como sus métodos de aplicación y sus presentaciones, se detallan en la Tabla 9. El procedimiento de aplicación de estos tratamientos se llevó a cabo en un entorno controlado bajo campana extractora, utilizando microcepillos para aplicar los productos sobre las placas que habían sido previamente acabados y pulidos.

El agente en presentación de gel y el de barniz se aplicaron sobre las placas con pinceladas para cubrir cada una de las superficies, evitando la saturación excesiva del material con el gel o el barniz, con el fin de imitar la aplicación clínica en la cavidad oral. Posteriormente, las muestras tratadas no se lavaron ni se limpiaron antes de su colocación en las cápsulas de Petri, las cuales ya habían sido preparadas con los microorganismos correspondientes y el medio de cultivo.

Tabla 9 *Composición de los agentes fluorados*

Material	Formato	Composición	Contenido de Flúor
MIP	Tubo/gel	Agua pura	950 ppm
		Glicerol	
		Fosfopéptido de caseína - fosfato de calcio amorfo (CPP-ACP)	
		D-sorbitol	
		Dióxido de silicio	
		CMC-Na (Carboximetilcelulosa sódica)	
		Propilenglicol	
MIV	Capsula/barniz	Dióxido de titanio	22.200 ppm
		Xilitol	
		Fluoruro de sodio	
		Acetato de polivinilo	
		Etol	
		Resina de colofonia hidrogenada	
		Fosfopéptido de caseína - fosfato de calcio amorfo (CPP-ACP)	
Fluoruro de sodio			
Dióxido de silicio			
Saborizante			

3.3.1.2 Preparación Para Ensayos De Adhesión A Materiales Odontológicos

Los distintos grupos de muestra, cuya preparación se detalla en la Tabla 10, fueron inmersos en suspensiones bacterianas, uno por cada cepa de estudio con las bacterias: *S. mutans*, *L. acidophilus* y *A. viscosus* y un grupo adicional polimicrobiano con la mezcla de las 3 bacterias. Posteriormente, se sometieron a agitación orbital a una velocidad de 120 rpm durante 2 horas a una temperatura de 37 °C. Tras este proceso, las superficies de las placas se lavaron cuidadosamente dos veces con tampón PBS, compuesto por 0.1 M de NaCl y 10 mM de fosfato de sodio (pH 7.5), durante un periodo de 10 minutos cada uno. Este procedimiento asegura una limpieza eficiente y elimina los excesos de bacterias adheridas a las placas.

Tabla 10 *Muestras para ensayo, tratamiento aplicado y cultivo*

Material	Tratamiento Aplicado	Incubación con Microorganismo
EFHT	Ninguno	1. <i>S. mutans</i> 2. <i>L. acidophilus</i> 3. <i>A. viscosus</i> 4. Cultivo polimicrobiano
EFHT	MIP	1.2.3 y 4
EFHT	MIV	1.2.3 y 4
GC1	Ninguno	1.2.3 y 4
GC1	MIP	1.2.3 y 4
GC1	MIV	1.2.3 y 4

Nota. EFHT= vidrio híbrido, GC1=cemento a base de resina, MIP= gel de flúor con CPP-ACP, MIV= barniz de flúor con CPP-ACP, Cultivo polimicrobiano= mezcla de los microorganismos 1,2,3. Cada grupo de muestra contiene tres unidades.

3.3.2 *Ensayo De la Adhesión Bacteriana A Materiales Odontológicos*

Se recogen las bacterias en su fase de crecimiento exponencial, específicamente cuando la D.O. a 550 nm alcanzaba valores entre 0.8 y 1 nm. Este procedimiento garantiza que las células estén en un estado de alta actividad metabólica para su análisis posterior. La recolección se realizó mediante centrifugación a 6400 rpm por 15 minutos a una temperatura controlada de 4 °C. Posteriormente, las células se lavaron dos veces en solución de PBS que contenía 100 mM de NaCl y 10 mM de fosfato de sodio, ajustado a un pH de 7.5.

Después del lavado, se homogeneizó la suspensión bacteriana mediante agitación vigorosa en un vortex, asegurando así una distribución uniforme de las células. La suspensión resultante se ajustó a una densidad óptica específica, entre 0.7 y 0.8 nm a 550 nm, correspondiente a aproximadamente 10^8 Unidades Formadoras de Colonias por mililitro (UFC/mL). Se empleó un espectrofotómetro Thermo Fisher Nanodrop One y las UFC/mL se observaron paralelamente en placa Petri para completar su cuantificación.

3 ml de cada suspensión bacteriana individual y la mezcla de las 3 bacterias se añadió en placas Petri donde previamente fueron colocaron las placas del material de restauración EFHT y el material de cementación GC1 para su incubación a 37 °C y 75 rpm durante 4 horas.

3.4 *Viabilidad De Las Bacterias Adheridas*

Para determinar la viabilidad bacteriana de las bacterias adheridas a los materiales dentales, se utilizó el método de conteo de Unidades Formadoras de Colonia (UFC). Se seleccionaron dos placas de cada grupo identificado en la Tabla 10 (véase pág. 135) y se sumergieron en 2.5 ml de solución de PBS. Posteriormente, se procedió a agitar estas muestras utilizando un vortex durante

3 minutos. Este proceso tiene como objetivo desalojar las bacterias adheridas de las placas y suspenderlas en la solución.

Tras la agitación, se tomó una muestra de la suspensión celular resultante, en un volumen que oscila entre 75 y 150 microlitros. Esta muestra se incubó en una placa de Petri invertida a 37°C bajo condiciones adecuadas para cada tipo de bacteria: condiciones aeróbicas para *S. mutans*, y condiciones anaeróbicas para *L. acidophilus* y *A. viscosus*. Las condiciones de anaerobiosis fueron generadas a través de una jarra de anaerobiosis (Oxoid™ AnaeroJar™ de 2,5 l, Thermo Scientific™).

3.4.1 Detección Del Crecimiento Bacteriano

Los métodos más reproducidos para evaluar la adhesión bacteriana a superficies son los de observación directa. Técnicas avanzadas de visualización, como la Microscopía De Fluorescencia, Microscopía Electrónica De Barrido (MEB), Microscopía De Contraste, Microscopía Laser Confocal De Barrido (MLCB), y ensayos radiométricos son herramientas ampliamente utilizadas en estudios, por su fiabilidad y aceptación. Otra alternativa consiste en realizar un conteo directo con colorantes como el diacetato de fluoresceína (FDA) o el 3,6-bis-dimetil-amino cloruro de acridina (Naranja De Acridina) para Microscopía Óptica De Epifluorescencia (MOE) (Rodríguez Hernández, 2009). Este método no solo permite la observación detallada de las bacterias, sino que también facilita su cuantificación al permitir un buen contraste entre la bacteria y el material de fondo (Albarado & Flores, 2008a).

3.4.1.1 Naranja De Acridina

Permite teñir el ácido desoxirribonucleico (ADN) y el ácido ribonucleico (ARN) de las bacterias, logrando un contraste entre estas y el fondo. Para esta prueba, se preparó un solución de

100 mL, disolviendo 0.05 gramos de naranja de acridina doble sal hemi (cloruro de zinc) en 100 mL de buffer de acetato a pH 4,0. El buffer se obtiene mezclando 82 mL de ácido acético (0.2 mol/l) con 18 mL de acetato de sodio (0.2 mol/l) (Albarado & Flores, 2008b).

En este ensayo, se aplicó el protocolo de Mabboux et al., (2004, como se cita en Rodríguez Hernández, 2009) para la observación de bacterias en superficies. Las placas de prueba de EFHT y GC1, a las que se aplicó un tratamiento con flúor, se incubaron en un medio con bacterias durante su fase exponencial por 2 horas a 37°C, lavando posteriormente con solución de PBS 1X. Luego se añadió naranja de acridina al 1% a temperatura ambiente durante 20 minutos, y después se fijaron con glutaraldehído al 2.5% durante 30 minutos. Se realizó una primera observación, y finalmente las muestras se montaron en portamuestras de vidrio para su análisis en el microscopio de fluorescencia Zeiss AXIOPHOT, equipado para campo claro (transmitido y reflejado), contraste de fase, polarización transmitida y reflejada, y microscopía de contraste de interferencia diferencial de Nomarski, en una longitud de onda 450-480nm (Rodríguez Hernández, 2009).

Las pruebas se repitieron siguiendo el mismo protocolo, pero variando las concentraciones de naranja de acridina a 0.5% y 0.05%, manteniendo la incubación durante 20 minutos en buffer de acetato. Posteriormente, las muestras se lavaron con agua corriente y se decoloraron con una mezcla de alcohol-acetona (1:1) durante 10 segundos. Seguidamente, se realiza un lavado tras el que se aplica 0.002% de fluoresceína de sodio diluida en acetato pH 4.6, y se lavaron nuevamente antes de secar. Se realizó una primera observación y se montaron las muestras para su análisis en el MF.

3.4.1.2 DAPI

El dihidrocloruro de 4',6-diamidino-2-fenilindol (DAPI) es una sustancia fluorescente que exhibe varios modos de unión al ADN y ha sido empleado para la visualización de material cromosómico bacteriano. Se une a regiones ricas en AT del ADN y su fluorescencia aumenta aproximadamente 20 veces cuando se encuentra unido al ADN de doble cadena. Puede usarse en células fijadas y es permeable a la célula en altas concentraciones, proporcionando una tinción celular efectiva. Se informa que es más fotoestable que el Hoechst 33342 (Cat. No. 5117). Los valores de emisión y excitación son de 350/470 nm respectivamente (Albarado & Flores, 2008b; Ocarino et al., 2008).

Las placas de muestras tratadas con agentes fluorados, fijadas en formaldehído al 4% (Sigma-Aldrich) durante 1 hora a 4°C y lavadas tres veces durante 5 minutos con PBS, se colocaron en solución de DAPI (200 ng/ml; Sigma-Aldrich) durante 10 minutos a temperatura ambiente y se enjuagaron con NaCl al 0.9% siguiendo el protocolo de Glauser. Posteriormente, las placas se colocaron en 10 µl de solución de montaje Mowiol (Sigma-Aldrich) y se almacenaron en la oscuridad durante al menos 6 horas a temperatura ambiente para su posterior observación en microscopio de fluorescencia Zeiss AXIOPHOT a una longitud de onda de 365 nm (Glauser et al., 2017).

IV. Resultados

La rigurosa fórmula de los artículos científicos (introducción, métodos, resultados, discusión) tiene orígenes venerables. Los elementos de la oratoria de Aristóteles eran introducción, narración, prueba y epílogo.

No muy diferente, creo.

Perry Clees

4. Resultados

4.1 Adhesión Bacteriana A Solventes

La adhesión de microorganismos a superficies sólidas juega un papel crucial en el incremento del riesgo de infecciones orales, como caries y enfermedades periodontales, especialmente en pacientes con antecedentes de restauraciones dentales. Además, esta adhesión es esencial en la formación de biofilms.

La técnica de MATS permite entender este fenómeno, analizando la carga y la hidrofobicidad relativa de las bacterias. De esta manera, es posible conocer la tendencia de las bacterias a adherirse a superficies de materiales de restauración y cementación, que suelen presentar características hidrofóbicas. Con esta técnica se observa la afinidad de las células microbianas hacia solventes de diferentes polaridades, comparando su comportamiento frente a un solvente monopolar, como un ácido (receptor de electrones) o una base (donante de electrones), y un solvente apolar, como el hexano.

4.1.1 Por Cepas

Los gráficos muestran el porcentaje de adhesión de *S. mutans*, *A. viscosus*, *L. acidophilus*, con tres solventes distintos: hexano, cloroformo y éter. La respuesta de cada cepa se evalúa para entender las preferencias de adhesión y las propiedades de superficie bacteriana.

4.1.1.1 *S. mutans*.

La mayor afinidad se observa con el cloroformo (89,61%), seguida por el hexano (73,79%), mientras que la afinidad por el éter es considerablemente más baja (9,07%). Esta tendencia sugiere que la estructura molecular de *S. mutans* favorece la interacción con solventes apolares o de polaridad moderada (Tabla 11) (Fig.15).

La interacción predominante con el cloroformo indica una afinidad por solventes que permiten establecer interacciones dipolo-dipolo y en menor medida puentes de hidrógeno. Por otro lado, el éter, siendo un solvente polar, facilita la interacción mediante puentes de hidrógeno, sin embargo, *S. mutans* muestra menos afinidad a este tipo de enlace.

Tabla 11 *Densidad óptica de fase acuosa separada de S. mutans*

Microorganismo	Hexano	Cloroformo	Éter
	0,233	0,075	0,757
	0,288	0,077	0,697
	0,176	0,072	0,746
	0,279	0,074	0,809
S. mutans (A1 550 nm)	0,205	0,074	0,692
	0,218	0,08	0,761
	0,186	0,088	0,727
	0,167	0,088	0,762
	0,179	0,108	0,765
	0,192	0,105	0,652

Nota. a 550 nm (A1)

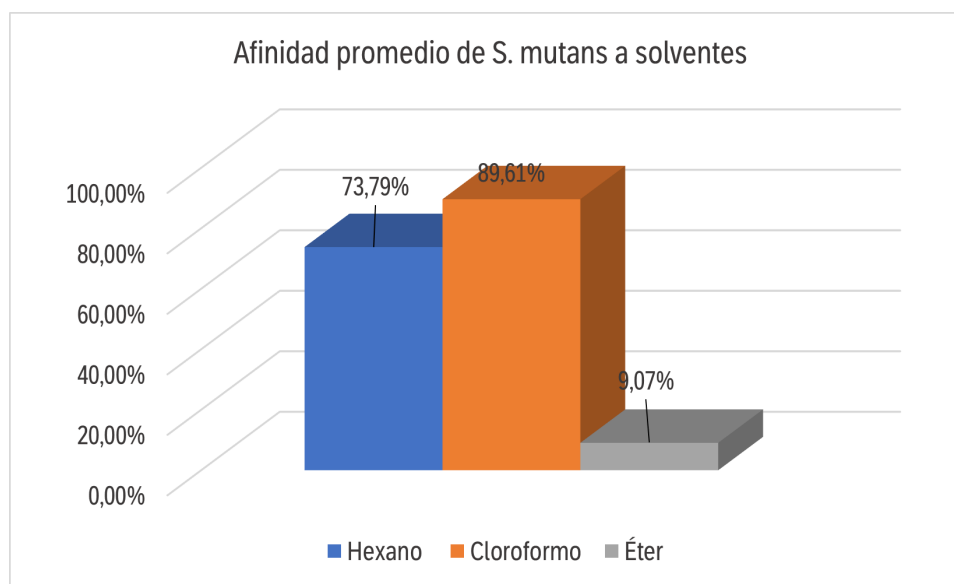


Figura 15 Afinidad de *S. mutans* a solventes. Promedio de afinidad de *S. mutans* por solventes de diversa polaridad.

4.1.1.2 *A. viscosus*.

Las mediciones de D.O. de *A. viscosus* con los tres solventes se detallan en la Tabla 12. En el gráfico (Fig.16) se observa que *A. viscosus* tiene la mayor afinidad por el cloroformo (54,45%), siendo esta significativamente menor por el hexano y aún menor por el éter, con valores cercanos cero o por debajo de este. *A. viscosus* también interactúa más favorablemente con solventes apolares o de polaridad moderada, como el cloroformo. Esta bacteria tiene menor afinidad por el hexano (28,88%), que es un solvente apolar, y muy poca afinidad por el éter (-2,02%) que es un solvente polar. La alta afinidad por el cloroformo podría indicar una preferencia por las interacciones dipolo-dipolo sobre las interacciones de tipo puente de hidrógeno, las cuales serían más probables con solventes polares.

Tabla 12 *Densidad óptica de fase acuosa separada de A. viscosus*

Microorganismo	Hexano	Cloroformo	Éter
A. viscosus (A1 550 nm)	0,643	0,326	1,054
	0,623	0,22	0,769
	0,655	0,33	0,991
	0,533	0,297	0,724
	0,608	0,384	1,004
	0,623	0,471	0,718
	0,554	0,463	0,968
	0,636	0,421	0,712
	0,577	0,485	1,002
	0,593	0,389	0,73

Nota. A 550 nm (A1)

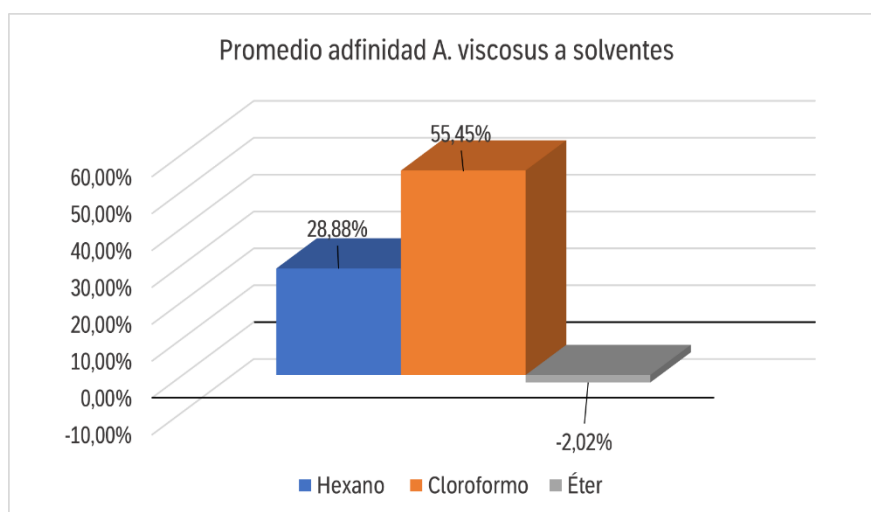


Figura 16 *Promedio de afinidad de A. viscosus por solventes*

4.1.1.3 *L. acidophilus*.

Las mediciones de D.O. de *L. acidophilus* con los tres solventes se recogen en la Tabla 13. *L. acidophilus* presenta una afinidad alta tanto por el cloroformo (94,63%) como por el hexano (84,66%), mientras que la afinidad por el éter es la más baja de todo el ensayo (12,91%) (Fig. 17).

Estos resultados sugieren que *L. acidophilus* tiene una estructura que permite una interacción favorable tanto con solventes apolares como con solventes de polaridad moderada. Dado que tanto el cloroformo como el hexano son menos polares que el éter, *L. acidophilus* favorece las interacciones hidrofóbicas o dipolo-dipolo, lo que resulta en una mayor afinidad por estos tipos de solventes. La baja afinidad por el éter, que es un solvente polar y podría interactuar a través de puentes de hidrógeno, indica que este tipo de interacción no es preferente para la adhesión de esta bacteria.

Tabla 13 Densidad óptica de fase acuosa separada de *L. acidophilus*

Microorganismo	Hexano	Cloroformo	Éter
	0,096	0,038	0,619
	0,109	0,049	0,616
	0,07	0,02	0,762
	0,098	0,023	0,62
<i>L. acidophilus</i> (A1 550 nm)	0,124	0,03	0,75
	0,188	0,04	0,668
	0,085	0,06	0,651
	0,085	0,03	0,609
	0,076	0,056	0,608
	0,166	0,04	0,627

Nota. A 550 nm (A1)

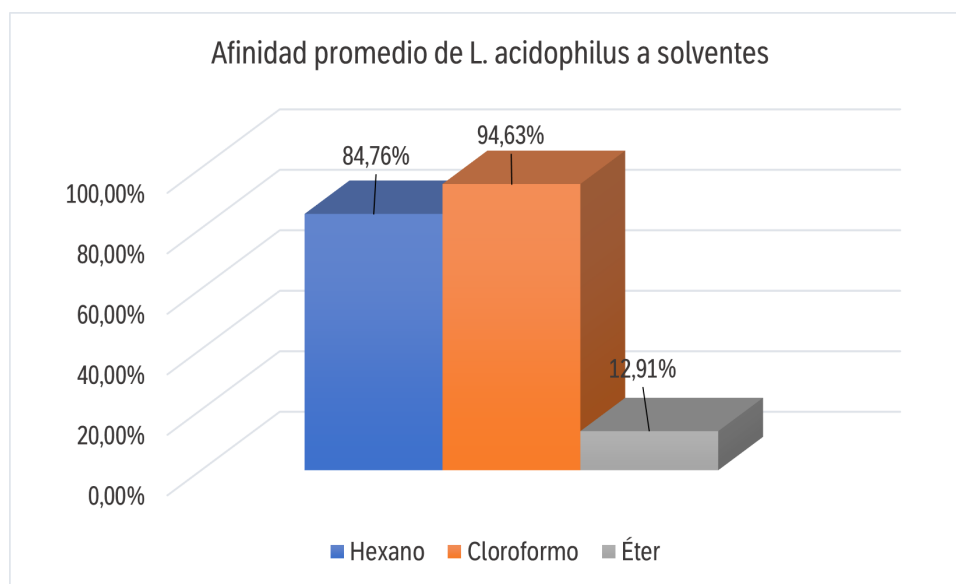


Figura 17 Promedio de afinidad de *L. acidophilus* por solventes

4.2 Adhesión Bacteriana A Material De Restauración

4.2.1 Por Cepas

Los gráficos a continuación muestran la adhesión de *S. mutans*, *A. viscosus*, *L. acidophilus*, así como de un cultivo polimicrobiano a superficies de un material de restauración a base de vidrio híbrido (EFHT) con 2 tipos de tratamientos fluorados (MIV y MIP), a través de la absorbancia a 550 nm, en tres mediciones distintas. Los grupos comparados se detallan en los resultados de cada ensayo.

4.2.1.1 *S. mutans*.

Los tratamientos fluorados comparados son: MIV (*S. mutans* EFHT MIV), MIP (*S. mutans* EFHT MIP) y un grupo sin tratamiento (*S. mutans* EFHT STTO).

Los datos del gráfico (Fig. 18) muestran que la absorbancia, un indicador de la cantidad de *S. mutans* adherida al vidrio híbrido, varía según el tratamiento aplicado. En las muestras tratadas

con MIP, la D.O. es consistentemente más baja, con valores que apenas superan los 0.25 nm en su punto máximo y descienden hasta aproximadamente 0.15 nm, indicando una menor adhesión y desprendimiento de *S. mutans* con el uso de MIP en comparación con el tratamiento MIV o con el grupo STTO, donde se observan valores máximos de D.O. cercanos a 0.3 nm y 0.35 nm. Estos resultados sugieren una adherencia bacteriana significativamente mayor en las muestras sin tratamiento y aquellas tratadas con MIV.

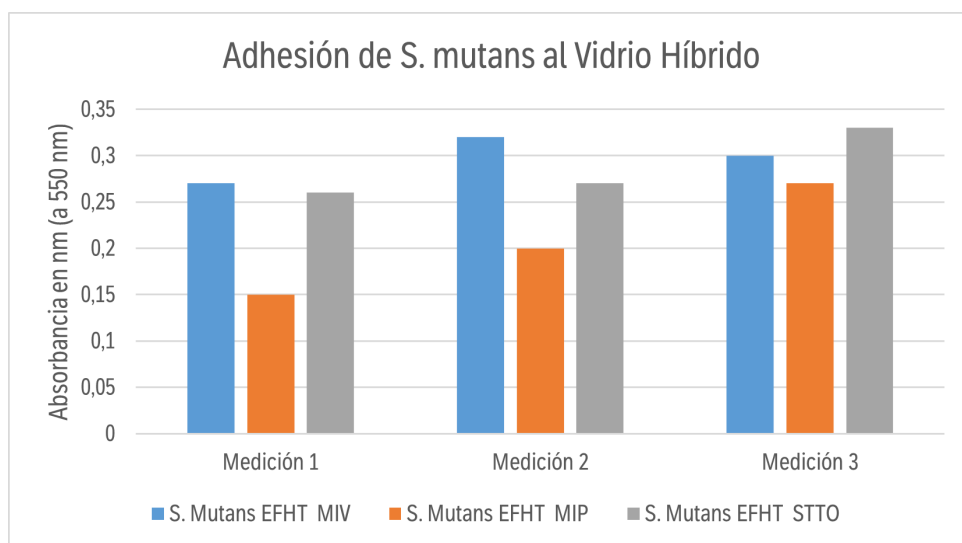


Figura 18 Adhesión de *S. mutans* a vidrio híbrido con tratamiento de flúor

4.2.1.2 *A. viscosus*.

Los datos se presentan para tres grupos: uno tratado con MIV (*A. viscosus* EFHT MIV), otro con MIP (*A. viscosus* EFHT MIP) y un grupo sin tratamiento (*A. viscosus* EFHT STTO).

La gráfica muestra que la adhesión de *A. viscosus* al vidrio híbrido varía según el tratamiento aplicado (Fig.19). Con el tratamiento MIV, D.O. alcanza su valor más alto, ligeramente por debajo de 0.9 nm, lo que indica una alta afinidad de las bacterias bajo esta condición. Por su

parte, el tratamiento MIP registra una adhesión con valores entre 0.5 nm y 0.6 nm, reflejando una cantidad menor de bacterias adheridas en comparación con el tratamiento MIV. El grupo STTO, muestra una adhesión con una variabilidad que se extiende de poco más de 0.4 nm a 0.6 nm. Estos resultados sugieren que el tratamiento MIV podría no ser el más eficaz para prevenir la adhesión de *A. viscosus* en comparación con MIP y el material sin tratamiento.

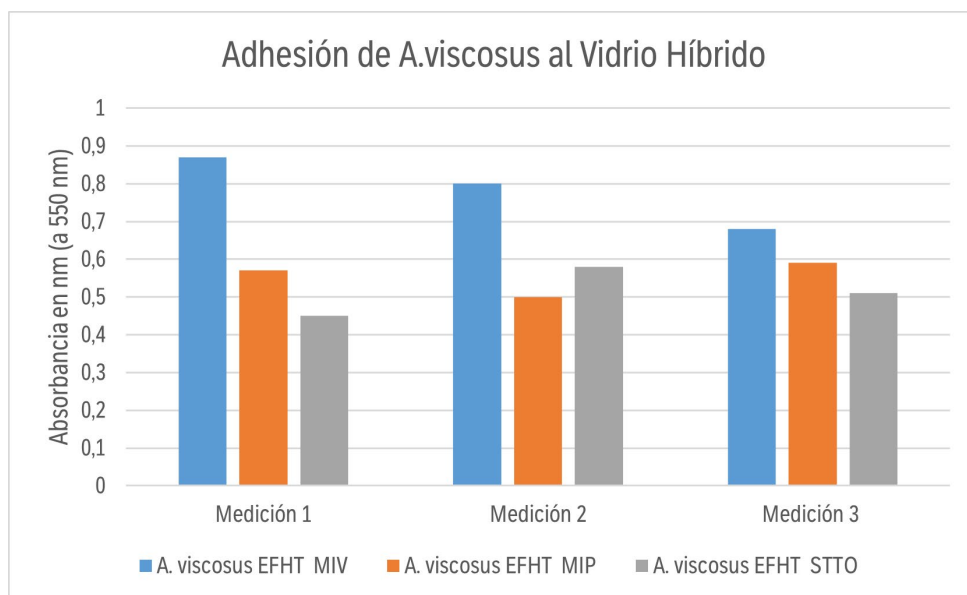


Figura 19 Adhesión de *A. viscosus* al vidrio híbrido con tratamiento de flúor

4.2.1.3 *L. acidophilus*.

Los datos se presentan para tres grupos: uno tratado con MIV (*L. acidophilus* EFHT MIV), otro con MIP (*L. acidophilus* EFHT MIP) y un grupo sin tratamiento (*L. acidophilus* EFHT STTO)

La gráfica (Fig. 20) muestra que, en el caso de *L. acidophilus* adherido al vidrio híbrido, el tratamiento MIV resulta en una D.O sobre 1 nm en todas las mediciones. Por otro lado, el tratamiento MIP muestra valores más bajos en la adhesión bacteriana, con una D.O. máxima sobre

los 0.4 nm y luego valores que se mantienen entre 0.2 nm y 0.4 nm, sugiriendo una capacidad de adhesión significativamente menor en comparación con MIV. Finalmente, el grupo STTO, presenta la menor adhesión, con valores que varían entre 0 y 0.2 nm, indicando la más baja interacción de las bacterias con la superficie del vidrio híbrido y apuntando que, en ausencia de tratamiento, *L. acidophilus* tiende a adherirse menos a este tipo de materiales (Fig. 20).

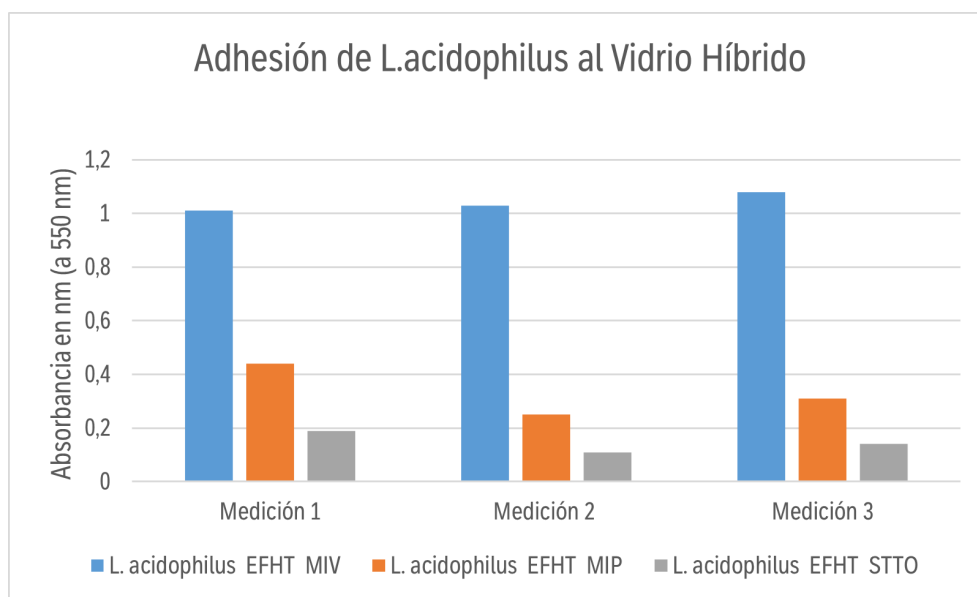


Figura 20 Adhesión de *L. acidophilus* al vidrio híbrido con tratamiento de flúor

4.2.1.4 En Cultivo Polimicrobiano.

El análisis de la adhesión del cultivo polimicrobiano al vidrio híbrido permite observar la influencia del tipo de tratamiento con flúor utilizado (Fig. 21). Con el MIV se alcanza una D.O cercana a 0.8 nm, el mayor valor del ensayo, lo que refleja una adhesión destacable a la superficie del material tratado. Por otra parte, con el tratamiento MIP se observa una adhesión considerablemente más baja, con valores de D.O consistentemente por debajo de 0.1 nm, indicando

una interacción mínima entre los microorganismos y la superficie tratada del material. En situaciones donde no se aplica tratamiento fluorado la adhesión polimicrobiana se manifiesta en un nivel intermedio, con valores fluctuantes entre 0.2 nm y poco más de 0.3 nm.

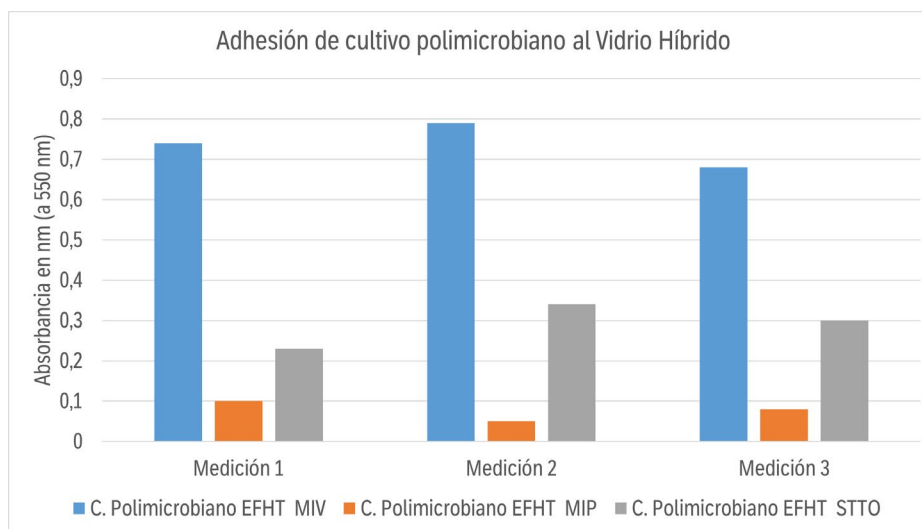


Figura 21 Adhesión polimicrobiana al vidrio híbrido con tratamiento de flúor

4.3 Afinidad Bacteriana Media

Los resultados del análisis de la adhesión bacteriana promedio a material de restauración a base de vidrio híbrido tratado con fluoruro y CPP-ACP se recogen en la Tabla 14. Las muestras STTO exhibieron en general la mayor adhesión bacteriana. Las superficies sometidas al tratamiento MIP mostraron una reducción significativa en la adhesión de *S. mutans*, con valores medios de absorbancia entre 0.1 y 0.2 nm, en contraste con las superficies sin tratar o aquellas tratadas solo con MIV.

Se observó una menor adhesión de *L. acidophilus* sobre las muestras tratadas con MIP, en comparación con los otros dos grupos, y una adhesión ligeramente superior a 0.2 nm en cultivos

polimicrobianos, constituyendo el segundo valor más bajo del ensayo. La adhesión con *A. viscosus* fue cercana a los 0.5 nm, lo que indica una menor efectividad del tratamiento MIP para este microorganismo (Fig. 22).

Por otro lado, las superficies tratadas exclusivamente con MIV solo mostraron mejores valores en la adhesión polimicrobiana, con una media cercana a 0 nm. Es destacable que el tratamiento MIV tuvo un efecto mínimo en la adhesión de *A. viscosus*, donde se registró la media más alta del ensayo, superando los 0.7 nm (Fig. 22).

Tabla 14 *Resultados de afinidad para material a base de vidrio híbrido*

Material	Tratamiento	S. mutans	A. viscosus	L. acidophilus	C. Polimicrobiano
EFHT	STTO	0,22	0,45	0,67	0,67
	MIV	0,23	0,72	0,27	0,01
	MIP	0,14	0,49	0,08	0,22

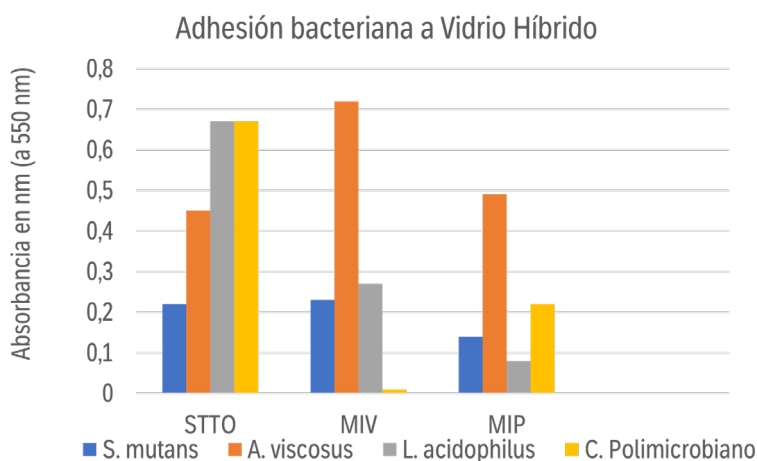


Figura 22 *Adhesión promedio a vidrio híbrido con y sin tratamiento fluorado*

4.4 Adhesión Bacteriana A Material De Cementación

4.4.1 Por Cepas

Los gráficos a continuación muestran la adhesión de *S. mutans*, *A. viscosus*, *L. acidophilus*, así como de un cultivo polimicrobiano a superficies de un material de cementación a base de resina de polimerización dual (GC1), con 2 tipos de tratamientos fluorados (MIV y MIP), a través de la absorbancia a 550 nm en tres mediciones distintas. Los grupos comparados se detallan en los resultados de cada ensayo.

4.4.1.1 *S. mutans*.

Los datos se presentan para tres grupos: uno tratado con MIV (*S. mutans* a GC1 MIV), otro con MIP (*S. mutans* a GC1 MIP) y un grupo sin tratamiento (*S. mutans* a GC1 STTO).

De las muestras tratadas, las que recibieron el agente MIP registraron la D.O más alta con un pico de 0.04 nm, lo que señala la adhesión más pronunciada entre los tratamientos evaluados. Las muestras tratadas con MIV mostraron una adhesión menor, con una D.O máxima de 0.02 nm y una mínima de 0.01 nm. El grupo sin tratamiento presentó los valores más consistentes y bajos de D.O con una media aproximada de 0.01 nm (Fig. 23).

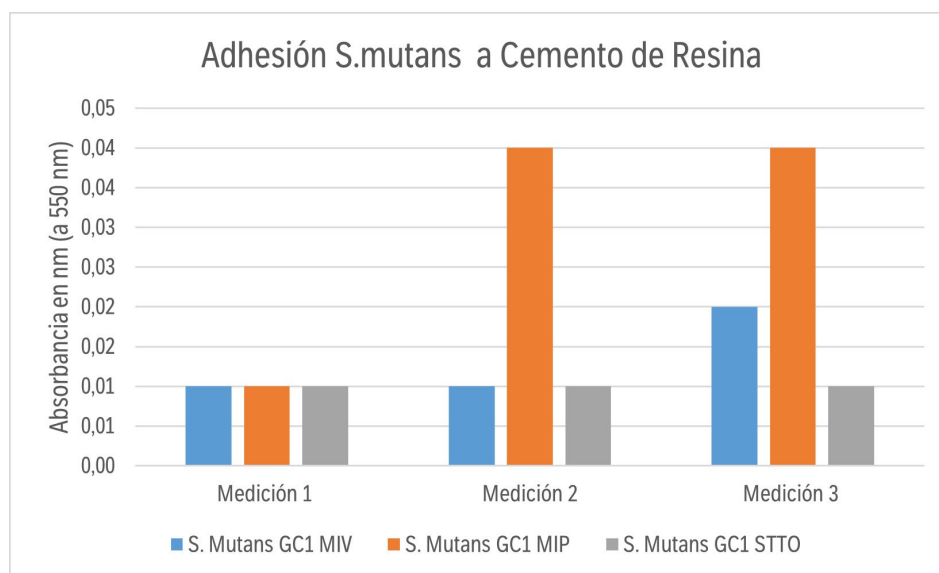


Figura 23 Adhesión de *S. mutans* a cemento de resina con tratamiento de flúor

4.4.1.2 *A. viscosus*.

Los datos se presentan para tres grupos: uno tratado con MIV (*A. viscosus* a GC1 MIV), otro con MIP (*A. viscosus* a GC1 MIP) y un grupo sin tratamiento (*A. viscosus* a GC1 STTO).

Los resultados de adhesión de *A. viscosus* en superficies tratadas con dos agentes fluorados muestran valores inferiores a 0.06 nm (Fig.24). En contraste, las muestras tratadas con el agente MIP muestran valores variables en los que se destaca una D.O máxima en 0.06 nm y una D.O mínima de 0.02 nm, indicando la mayor adhesión observada para esta cepa. Por otro lado, las mediciones realizadas con el tratamiento MIV arrojan un valor máximo de 0.03 nm y valores mínimos similares a los de STTO, que no recibió ningún tratamiento. Este grupo mantuvo los valores más bajos de D.O a lo largo del ensayo, con una media de aproximadamente 0.01 nm.

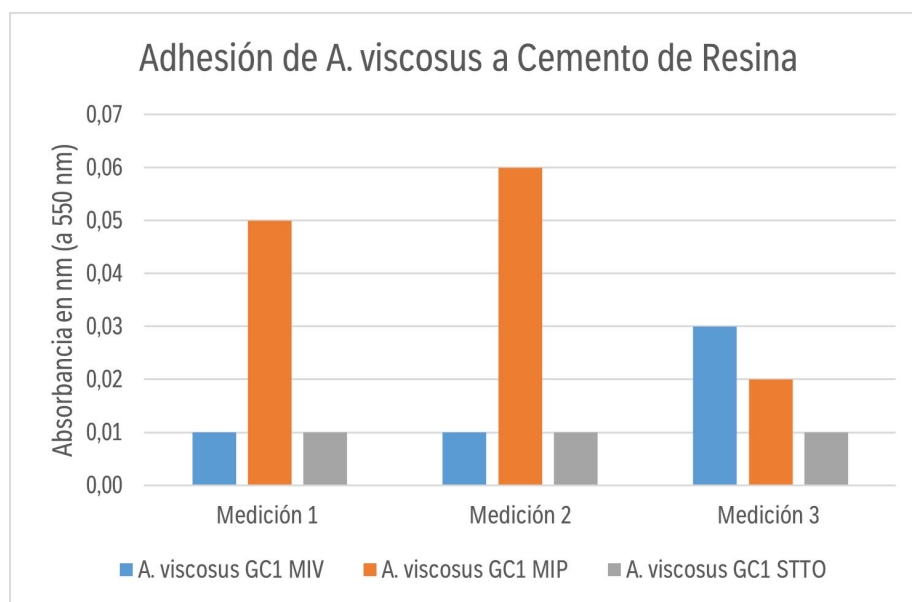


Figura 24 Adhesión de *A. viscosus* a cemento de resina con tratamiento de flúor

4.4.1.3 *L. acidophilus*.

Los datos se presentan para tres grupos: uno tratado con MIV (*L. acidophilus* a GC1 MIV), otro con MIP (*L. acidophilus* a GC1 MIP) y un grupo sin tratamiento (*L. acidophilus* a GC1 STTO)

En el ensayo de adhesión sobre las muestras tratadas con MIP se observan valores consistentemente altos de 0.09 nm en todas las mediciones, lo que destaca la adhesión de *L. acidophilus* incluso bajo tratamiento, tal como se recoge en el grafico (Fig.25). En contraste, las observaciones realizadas con el tratamiento MIV muestran valores que varían entre 0.04 nm y 0.02 nm, siendo este último el valor más bajo registrado en todo el ensayo. Por último, el grupo sin tratamiento exhibe una adhesión constante con valores de 0.03 nm.

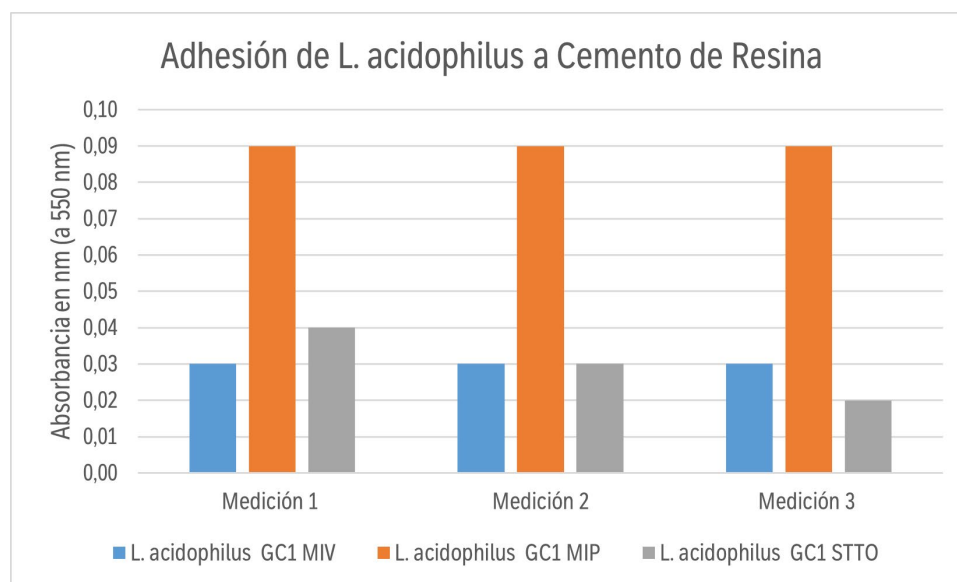


Figura 25 *Adhesión de L. acidophilus a cemento de resina con tratamiento de flúor*

4.4.1.4 En Cultivo Polimicrobiano.

La adhesión del cultivo polimicrobiano a la superficie del material de cementación presenta variaciones según el tipo de tratamiento fluorado aplicado, aunque el comportamiento es similar tanto en los grupos de prueba como en el grupo sin tratamiento, tal y como se aprecia en el gráfico (Fig.26).

Para el tratamiento con MIV, los valores de absorbancia van desde ligeramente superiores a 0.06 nm, alcanzando un máximo por encima de los 0.10 nm o cercanos al 0.10 nm. En el caso del tratamiento con MIP los valores de adhesión fluctúan de la misma manera que con el tratamiento de MIV, presentando absorbancia máxima de 0.10 nm, media en 0.08 y la más baja en 0.06 nm. En STTO se observaron valores de D.O por encima de los 0.10 nm, en 0.10 nm y una lectura mínima en 0.06 nm.

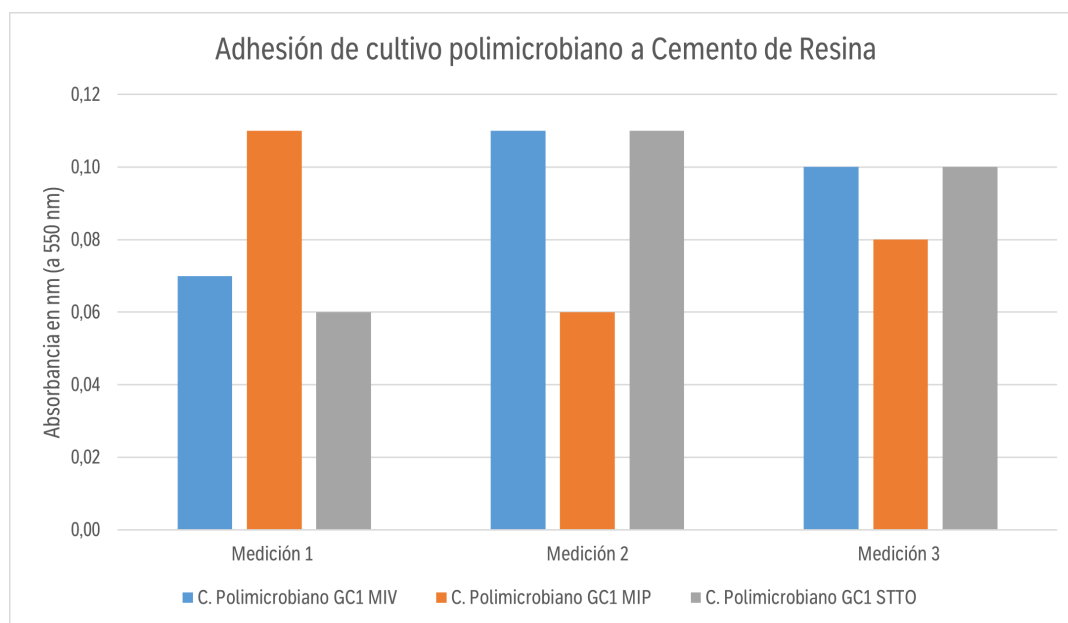


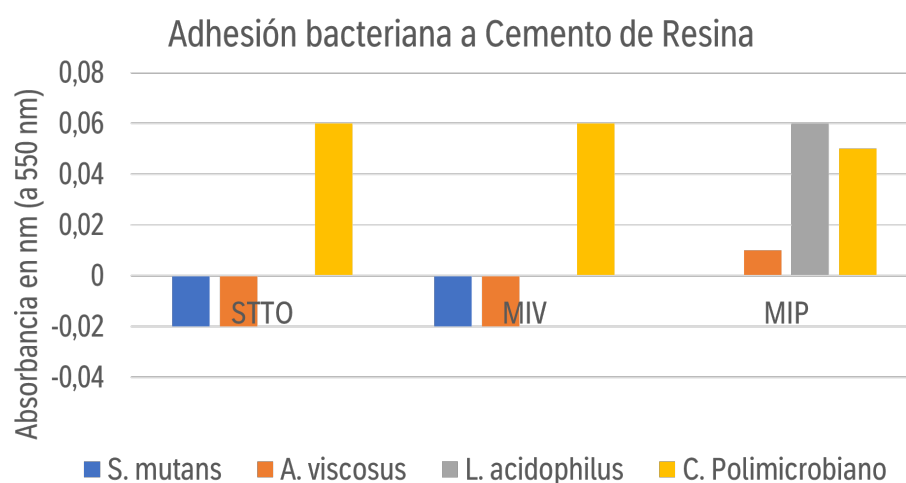
Figura 26 Adhesión polimicrobiana a cemento de resina con tratamiento de flúor

4.5 Afinidad Bacteriana Media

Los resultados del análisis de la adhesión bacteriana promedio a material de cementación a base de resina dental tratado con fluoruro y CPP-ACP se recogen en la Tabla 15. Se detectaron valores de D.O principalmente en las muestras con cultivo polimicrobiano como se aprecia en el gráfico (Fig.27). Específicamente, en los grupos STTO y MIV, se alcanzó una absorbancia de 0.06 nm. Para las muestras tratadas con MIP la absorbancia fue ligeramente superior a 0.04 nm. Además, dentro del grupo MIP, *L. acidophilus* mostró valores de absorbancia por encima de 0.06 nm.

Tabla 15 Resultados de afinidad para material a base de resina

Material	Tratamiento	S. mutans	A. viscosus	L. acidophilus	C. Polimicrobiano
GC1	STTO	-0,02	-0,02	0,00	0,06
	MIV	-0,02	-0,02	0,00	0,06
	MIP	0,00	0,01	0,06	0,05

**Figura 27** Adhesión promedio a cemento a base de resina con y sin tratamiento fluorado

4.6 Viabilidad Bacteriana

El recuento UFC es un método ampliamente utilizado para estimar la cantidad de bacterias vivas en una muestra, en que cada colonia visible se origina, como mínimo, de un microorganismo. Esto constituye una condición necesaria y suficiente para la identificación y conteo. Por ejemplo, se ha identificado que 3.000 UFC/mL de *S. mutans* en saliva son necesarios para iniciar la colonización de fosas y fisuras dentales susceptibles, 43.000 UFC/mL es suficiente para establecer

una infección en superficies dentales lisas y 10.000 UFC/mL adquiere una relevancia clínica considerable en pacientes que conservan únicamente tres piezas dentales (Anderson et al., 1993).

4.6.1 UFC En Material De Restauración

El gráfico (Fig. 28) compara las unidades formadoras de colonia por mililitro (UFC/mL) de tres diferentes bacterias *S. mutans*, *A. viscosus* y *L. acidophilus* en superficies de material de restauración a base de vidrio híbrido con condiciones de tratamiento distintas: EFHT MIV, EFHT MIP y EFHT.

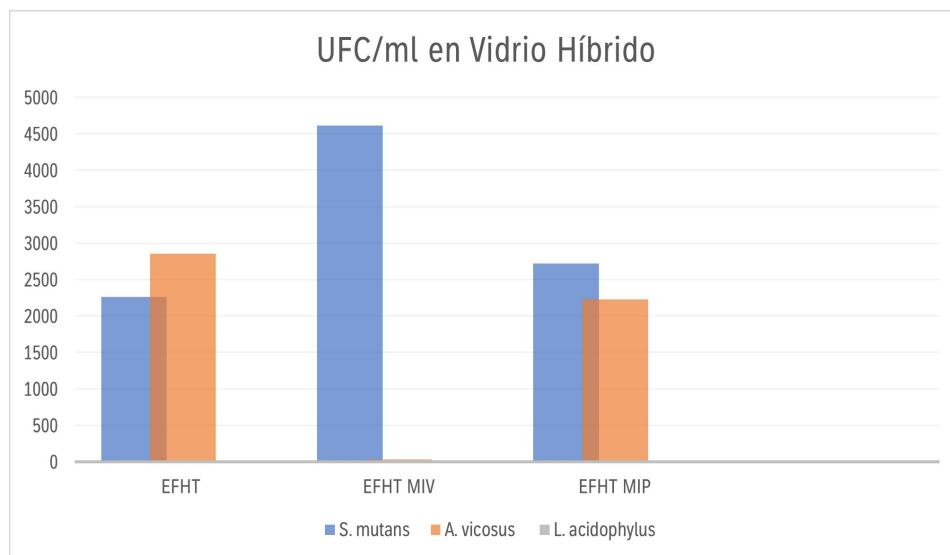


Figura 28 Tratamientos con flúor y reducción de UFC/mL en vidrio híbrido

La cuantificación de bacterias en los ensayos realizados sobre el material EFHT reveló que todas las mediciones se mantuvieron por debajo de las 6000 UFC/mL. El recuento más alto fue ligeramente superior a 4500 UFC/mL, correspondiente a la bacteria *S. mutans* en las placas EFHT tratadas con MIV. En las muestras sometidas al tratamiento MIP, se observaron valores un poco

mayores a 2500 UFC/mL. Por otro lado, en las muestras EFHT sin tratamiento fluorado, se registró un recuento que superaba ligeramente las 2000 UFC/mL.

Para *A. viscosus*, los recuentos de UFC/mL mostraron variabilidad. En las muestras tratadas con MIP se notó el valor más bajo, apenas por encima de 2000 UFC/mL, mientras que en las placas EFHT sin tratamiento, los valores estuvieron por debajo de los 3000 UFC/mL. Las muestras tratadas con MIV mostraron una cantidad casi indetectable de esta bacteria.

No se registraron datos de UFC/mL para *L. acidophilus* en los diferentes tratamientos evaluados y pese a triplicar los ensayos para este cultivo específico, se obtuvo el mismo resultado en cada ocasión.

No obstante, la presencia de *L. acidophilus* fue confirmada en los ensayos posteriores con cultivo polimicrobiano. En estas condiciones, *L. acidophilus* alcanzó su máxima concentración, superando las 4000 UFC/mL en las muestras de EFHT tratadas con MIV. En contraste, el recuento más bajo se observó en las muestras de EFHT con MIP, donde no superó las 1000 UFC/mL.

En el cultivo polimicrobiano, los recuentos más elevados se presentaron en muestras tratadas con MIV, variando entre 3000 y 7000 UFC/mL dependiendo del microorganismo (Fig. 29). En este medio y con este tratamiento, *A. viscosus* y *L. acidophilus* fueron los más abundantes, registrando concentraciones superiores a las 4000 y 6000 UFC/mL, respectivamente.

En ausencia de tratamiento, también se observó un crecimiento microbiano moderado sobre el material, con recuentos que se mantuvieron por debajo de las 3000 UFC/mL, siendo *A. viscosus* la especie más abundante, con más de 2000 UFC/mL. Por otra parte, las muestras tratadas con MIP

mostraron un crecimiento bacteriano comparativamente bajo, con menos de 1000 UFC/mL en todos los microorganismos estudiados.

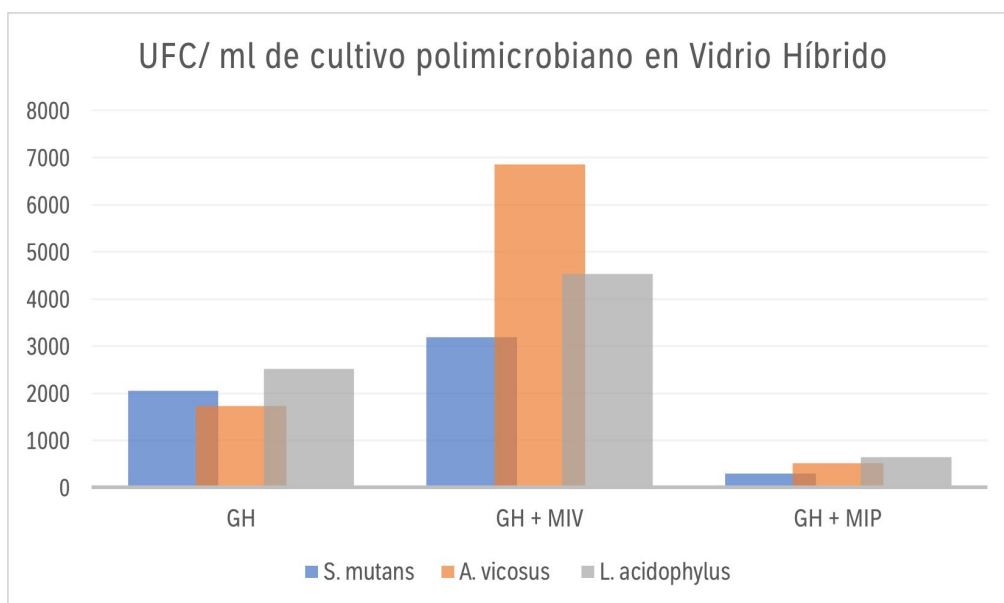


Figura 29 UFC/mL de cultivo polimicrobiano en vidrio híbrido con tratamiento

4.6.2 UFC En Material De Cementación

El gráfico (Fig.30) compara las UFC/mL de tres diferentes bacterias *S. mutans*, *A. viscosus* y *L. acidophilus* en superficies de material de cementación a base de resina, con condiciones de tratamiento distintas: GC1 MIV, GC1 MIP y GC1.

Nuevamente, la cuantificación de bacterias cariogénicas en los ensayos realizados sobre el material GC1 resultó en mediciones se mantuvieron por debajo de las 6000 UFC/mL. Las muestras analizadas mostraron una baja presencia de *S. mutans* con conteos inferiores a 500 UFC/mL para ambos tratamientos, MIV y MIP. En cambio, las placas sin ningún tratamiento presentaron una concentración más elevada, entre 1000 y 1500 UFC/mL.

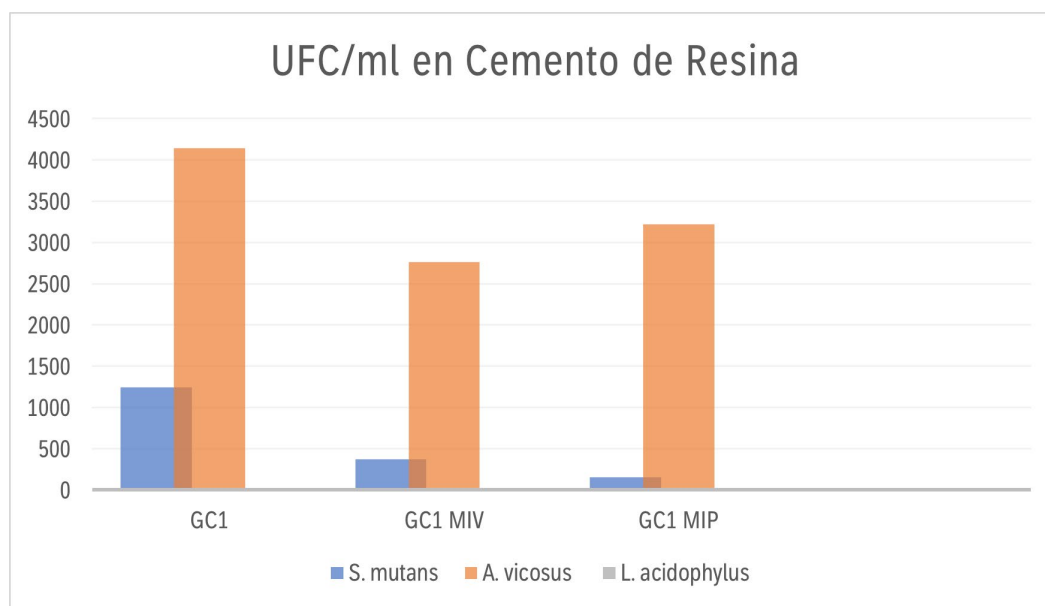


Figura 30 Tratamientos con flúor y reducción de UFC/mL en cemento a base de resina

Por otro lado, los datos para *A. viscosus* revelan que el mayor conteo de UFC se encontró en las placas sin tratamiento, superando las 4000 UFC/mL. Esto contrasta con los resultados obtenidos del grupo tratado con MIP, que mostraron una reducción considerable, superando ligeramente las 3000 UFC/mL, y del grupo tratado con MIV, donde se registraron entre 2500 y 3000 UFC/mL.

Los ensayos específicos para *L. acidophilus* en este material no arrojaron datos concluyentes pese a triplicar las pruebas. Se detecta *L. acidophilus* en cultivos polimicrobianos, aunque sus concentraciones relativamente bajas, situándose justo por debajo de las 500 UFC/mL, lo que lo convierte en el microorganismo menos abundante en estas condiciones. En contraste, *A. viscosus* mostró un crecimiento más significativo, con recuentos ligeramente superiores a las 2000 UFC/mL. Por su parte, *S. mutans* también presentó un crecimiento notable, alcanzando valores

que superaron las 1500 UFC/mL, situándose como el segundo microorganismo con mayor crecimiento en los ensayos.

En cultivo polimicrobiano, los recuentos más elevados se observan en las muestras sin tratamiento, destacando *A. viscosus* ligeramente por encima de las 2000 UFC/mL y *S. mutans* por encima de 1500 UFC/mL. Los resultados de *L. acidophilus* se mantienen por debajo de las 500 UFC/mL en todas las pruebas Tanto las muestras tratadas con barniz de flúor como las tratadas con gel, presentaron resultados por debajo de las 500 UFC/mL, siendo destacable el comportamiento en las muestras con tratamiento MIP (Fig.31).

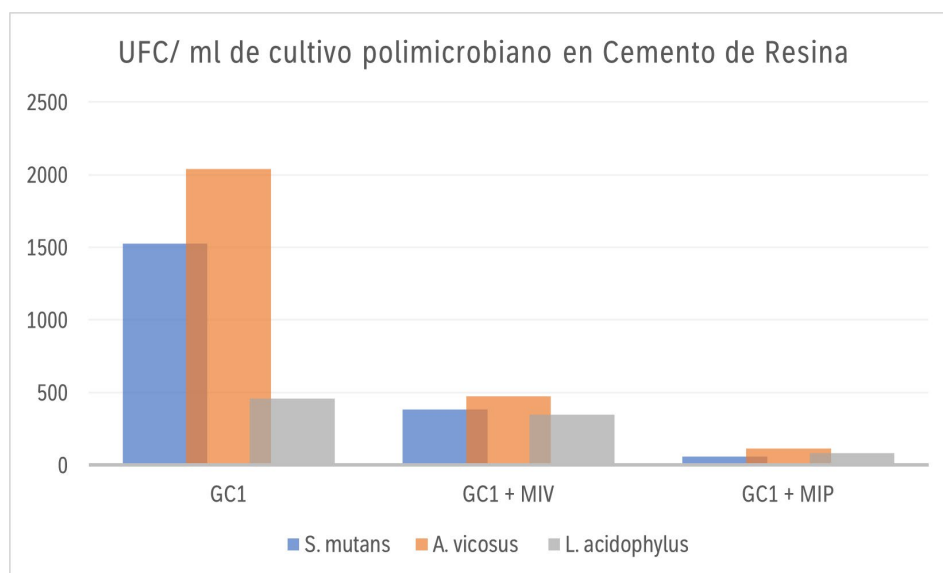


Figura 31 UFC/mL de cultivo polimicrobiano en cemento de resina con tratamiento

4.7 Crecimiento Bacteriano

Para la visualización del crecimiento bacteriano en MF en superficies complejas, se llevaron a cabo ensayos utilizando naranja de acridina y 4',6-diamidino-2-fenilindol (DAPI).

4.7.1 Naranja De Acridina

La técnica implementada no cumplió con las expectativas debido a la dificultad para diferenciar el contraste entre el fondo y los microorganismos. Se han descrito métodos para reducir la fluorescencia de fondo en tejidos mineralizados, sumergiendo las muestras en una solución de permanganato de potasio al 0.01% durante 2 minutos, seguido de dos lavados con una solución tampón de iones de saliva (SIB) (Sweet et al., 1990); sin embargo, este enfoque se descartó ya que el protocolo se orienta a tejidos dentales.

Tras un ajuste en la concentración de naranja de acridina indicada en el protocolo de Mabboux *et al.*, (2004), del 1% al 0.5%, no se apreciaron mejores resultados. Además, se observó que las superficies de los materiales absorbían la solución de tinción, lo que interfería significativamente con la correcta visualización de los especímenes.

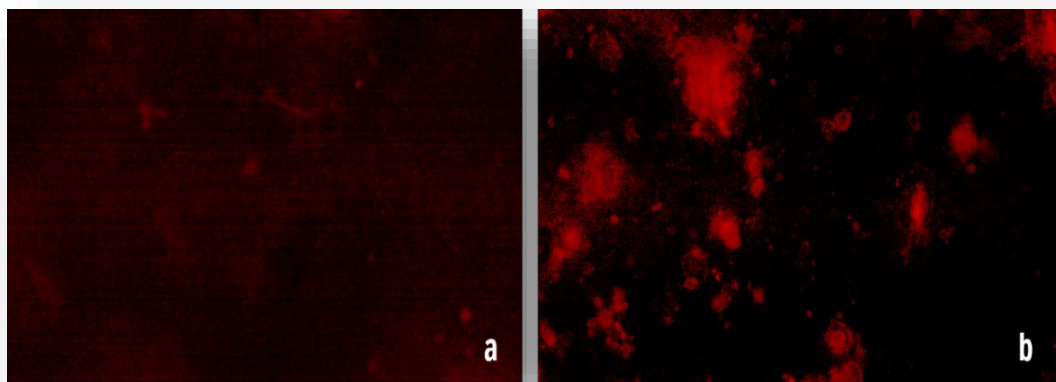


Figura 32 *S. mutans* en materiales odontológicos con naranja de acridina. Muestra GC1-MIV en cultivo de *S. mutans*, (a) teñido con naranja de acridina al 0.05% a x40 y (b) muestra de EFHT en cultivo de *S. mutans* tenido con naranja de acridina al 1% a x40.

4.7.2 DAPI

Las observaciones iniciales mediante microscopía de fluorescencia han proporcionado una visualización detallada y clara de los materiales de prueba empleados en los ensayos. Se constata que ambos mantienen una uniformidad y carecen de defectos superficiales evidentes.

Específicamente, la superficie del material de vidrio híbrido está tratada con un barniz que incluye MMA y nanopartículas de sílice de 40 nm, que forma parte del sistema de restauración y debe aplicarse de forma conjunta con el material de relleno. Dicho barniz otorga al material un acabado pulido y sin irregularidades, en sustitución de pasos de acabado con discos y pulidores que se emplean en otros materiales (Fig. 33).

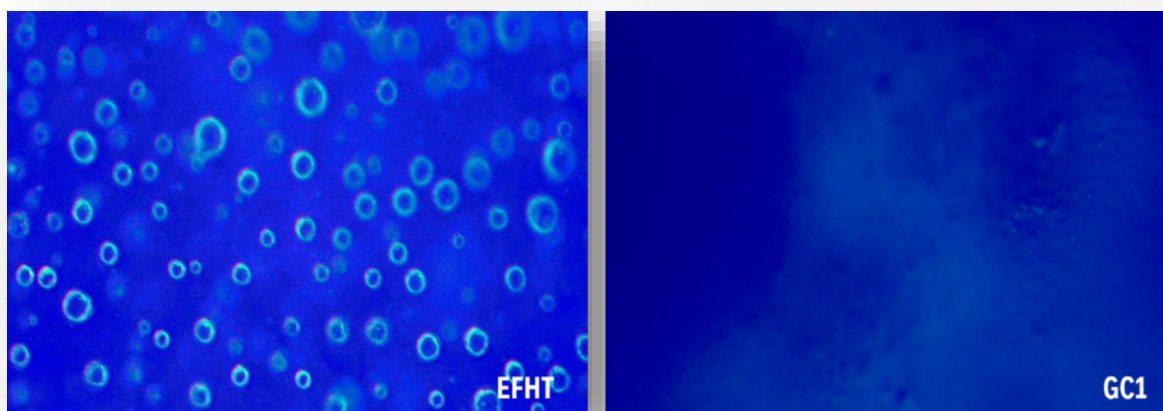


Figura 33 *Muestras de materiales en DAPI.* Material de restauración a base de vidrio híbrido (EFHT. GC, Tokio. Japón) y material de cementación a base de resina (GC1. GC, Tokio. Japón) tenidos con DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40. La superficie con cobertura de resina del material de restauración es hidrofóbica y puede permitir la observación de burbujas al ser teñidas con soluciones acuosas.

Una vez realizado el protocolo de preparación, se observan residuos del tratamiento con flúor, los cuales se presentan como áreas difusas sobre las muestras de material, apreciables tanto en vidrio híbrido (Fig. 34) como en el cemento a base de resina (Fig. 35). Estos residuos no están distribuidos de manera uniforme a lo largo de toda la muestra, sino que se concentran específicamente en ciertas zonas.

El tratamiento de MIV deja áreas con mayor textura cerca de las que se aprecia mayor concentración celular. La disposición, mayoritariamente aglutinada, es especialmente visible en presencia de cultivos polimicrobianos tanto para el material de restauración como para el material de cementación.

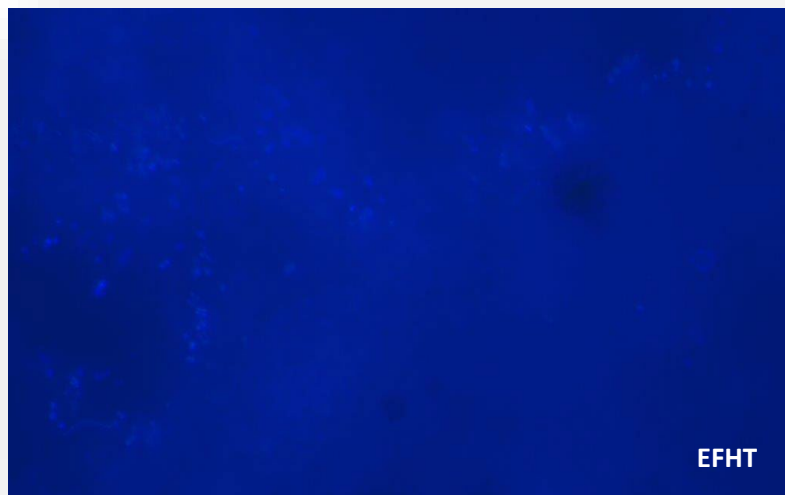


Figura 34 *Material de restauración y tratamiento fluorado en cultivo.* Material a base de vidrio híbrido con tratamiento MIV en cultivo polimicrobiano, teñido con DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.

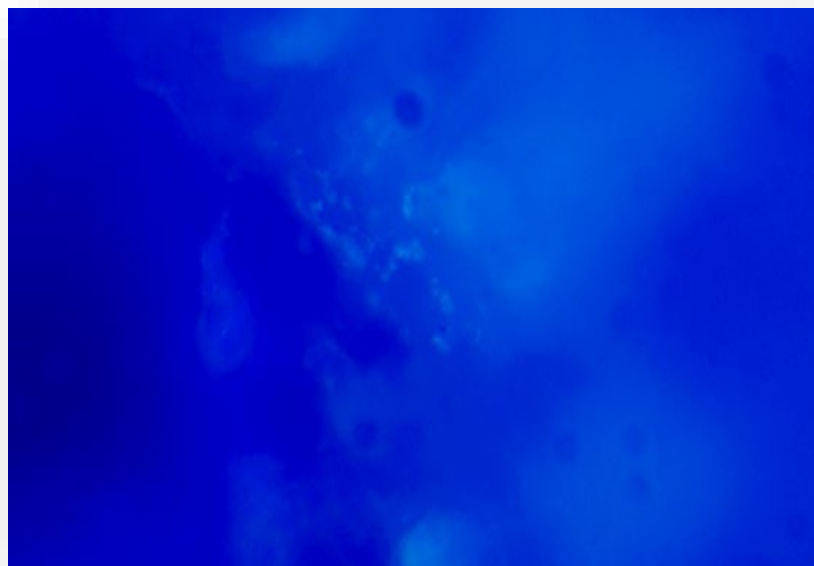


Figura 35 *Material de cementación y tratamiento fluorado en cultivo.* Material a base de resina con tratamiento MIV en cultivo polimicrobiano, teñido con DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.

Se identifican células individuales de *L. acidophilus* tanto en las muestras de EFHT sin tratar como en aquellas tratadas con MIP y MIV dentro de cultivos polimicrobianos (Fig. 36). Específicamente en las muestras tratadas, predominan zonas de acumulación, con pequeñas aglomeraciones y algunas cadenas cortas (Fig. 37). No se observan signos de deterioro ni cambios estructurales que indiquen la acción de productos metabólicos bacterianos.

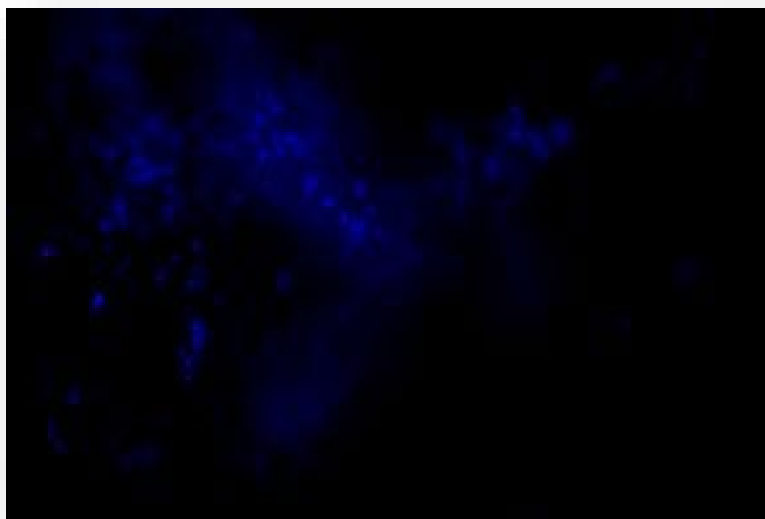


Figura 36 *Tratamiento fluorado (MIV) y c. polimicrobiano en material de restauración.*

Material a base de vidrio híbrido con tratamiento MIV en cultivo polimicrobiano, teñido con DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.

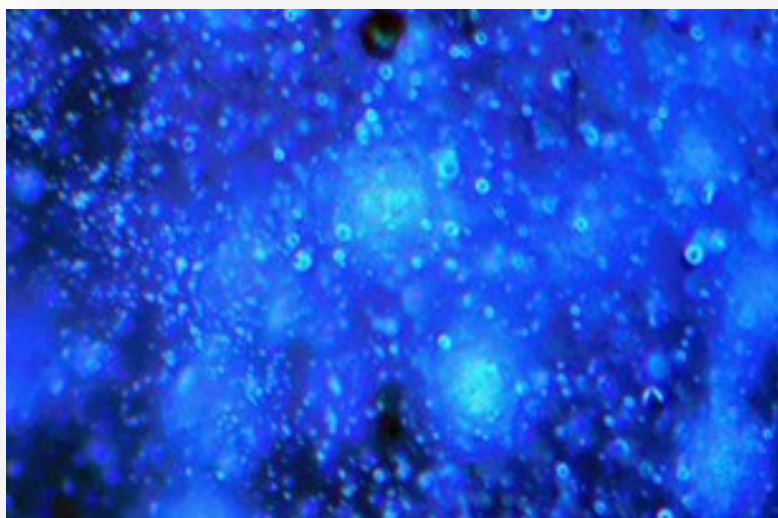


Figura 37 *Tratamiento fluorado (MIP) y c. polimicrobiano en material de restauración.*

Material a base de vidrio híbrido con tratamiento MIP en cultivo polimicrobiano, teñido con DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.

En muestras de material de cementación sin tratamiento fluorado, se detectan *S. mutans*, *L. acidophilus*, y *A. viscosus*. La distribución de *S. mutans* aparece principalmente en cadenas dispersas, largas y cortas, apreciándose algunas células aisladas (Fig. 38).

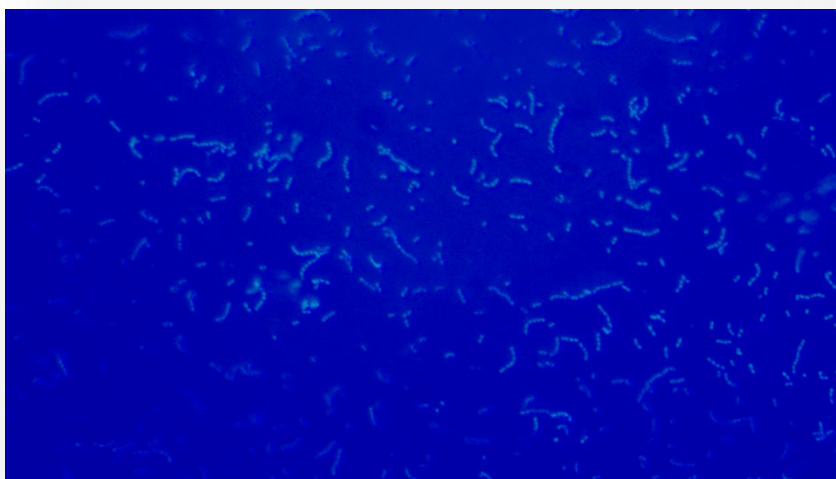


Figura 38 *S. mutans* en material de cementación. En DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.

El material presenta una homogeneidad sin imperfecciones aparentes que sugieran daños estructurales por actividad metabólica bacteriana. En cultivos de *L. acidophilus* sobre GC1, se observan pequeñas agrupaciones o cadenas cortas bien separadas (Fig.39). Por su parte, *A. viscosus* muestra una mayor concentración de células, formando grupos y cadenas cortas más compactas, con espacios reducidos entre ellas y la presencia de células aisladas (Fig. 40). Este patrón se repite en cultivos polimicrobianos, dominados por cadenas cortas y densas aglomeraciones celulares (Fig. 41).

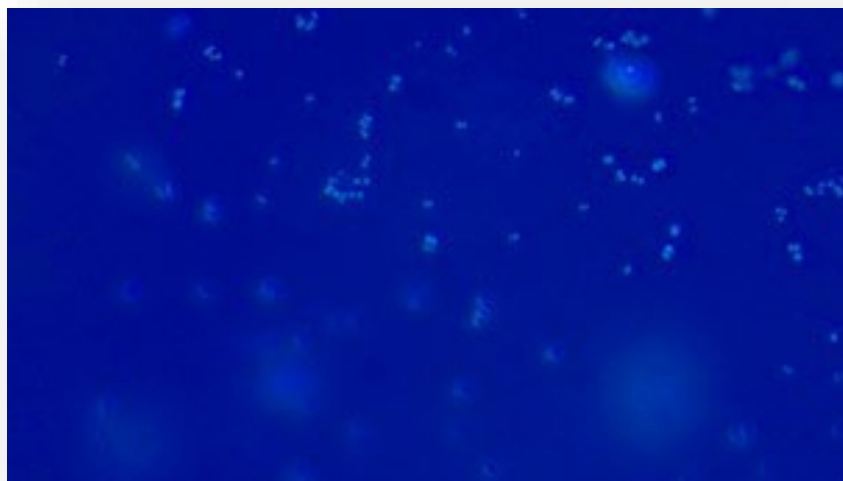


Figura 39 *L. acidophilus* en material de cementación. En DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.



Figura 40 *A. viscosus* en material de cementación. En DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.

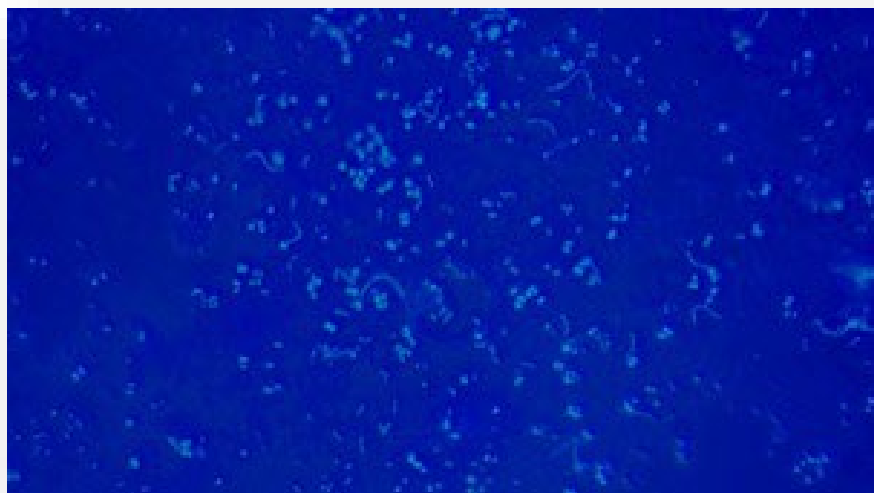


Figura 41 *Cultivo polimicrobiano en material de cementación. En DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.*

Una vez aplicado el tratamiento con flúor (Fig. 35), se observa una disminución general en la distribución bacteriana. En cultivos de *S. mutans*, las agrupaciones tienden a localizarse cerca de las áreas tratadas con MIV, presentando algunas células dispersas que, aunque próximas entre sí, no llegan a formar cadenas (Fig. 42). En presencia de MIP, aunque se detectan más microorganismos, estos tienden a estar más aislados (Fig.43).

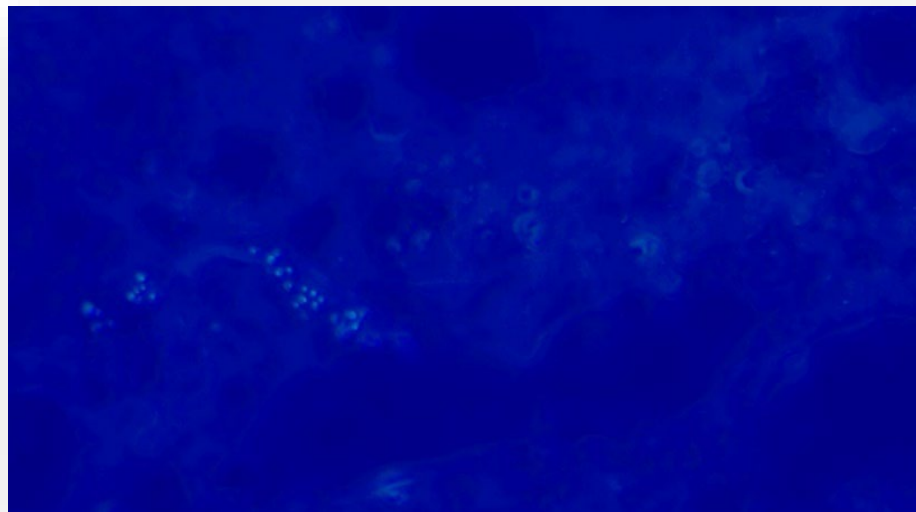


Figura 42 *Tratamiento fluorado (MIV) y S. mutans sobre material de cementación. En DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.*

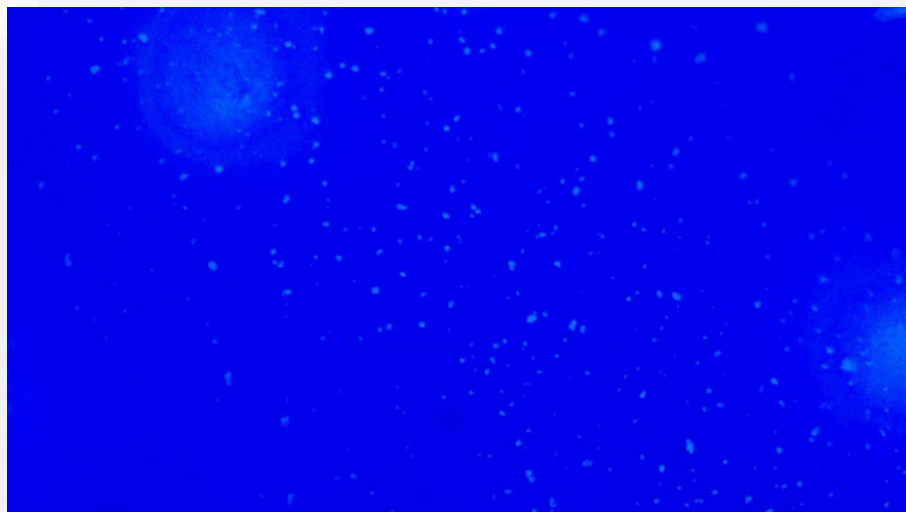


Figura 43 *Tratamiento fluorado (MIP) y S. mutans sobre material de cementación. En DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.*

L. acidophilus muestra tendencia a concentrarse en ambas condiciones de tratamiento, aunque es más notable en muestras con MIP, donde predominan células aisladas y agrupaciones esporádicas (Fig. 44). En las muestras tratadas con MIV destaca la presencia infrecuente de cadenas cortas y algunas aglomeraciones celulares dispersas (Fig. 45).

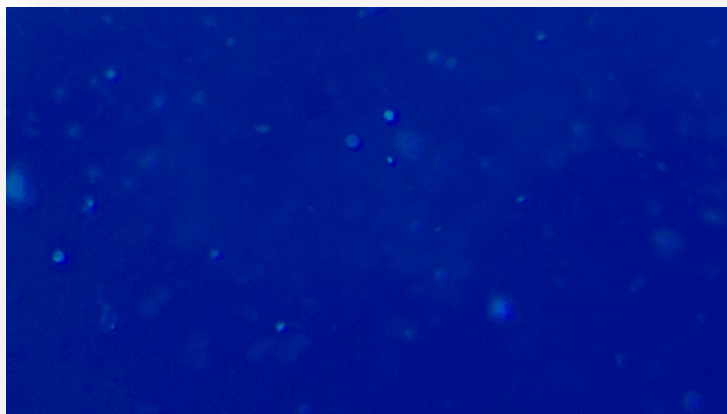


Figura 44 Tratamiento fluorado (MIP) y *L. acidophilus* sobre material de cementación. En DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.



Figura 45 Tratamiento fluorado (MIV) y *L. acidophilus* sobre material de cementación. En DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.

En el caso de *A. viscosus*, se observa una distribución similar, con presencia más marcada cerca del MIV, caracterizada por cadenas muy cortas y pequeñas agrupaciones (Fig.46). Contrariamente, bajo la influencia del MIP, predominan células individuales, indicando una tendencia a una menor aglomeración (Fig.47).

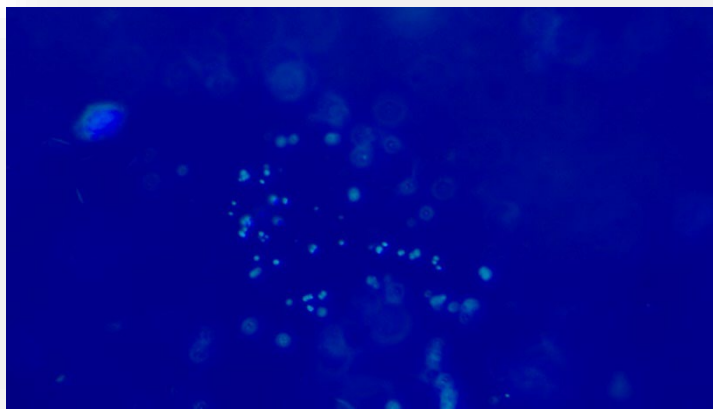


Figura 46 *Tratamiento fluorado (MIV) y A. viscosus sobre material de cementación. En DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.*

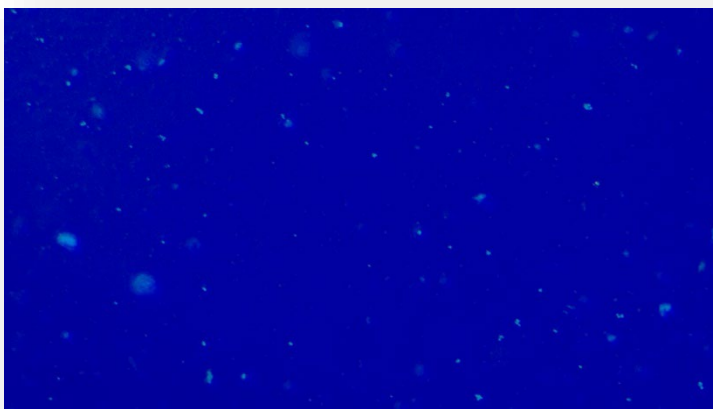


Figura 47 *Tratamiento fluorado (MIP) y A. viscosus sobre material de cementación. En DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.*

Los patrones descritos se mantienen en cultivos polimicrobianos sobre superficies tratadas con agentes fluorados, donde se aprecia una clara reducción de la concentración bacteriana. Las cadenas cortas son más visibles con el tratamiento MIP (Fig.48) y notablemente menos frecuentes con MIV, aunque en este último aún es posible identificar algunos grupos celulares organizados (Fig.49).

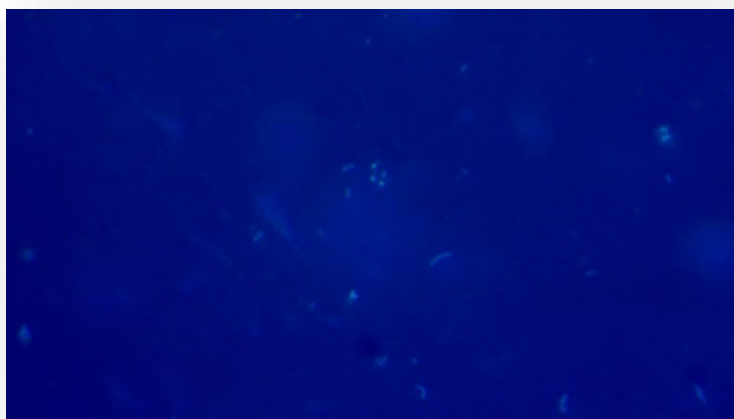


Figura 48 *Tratamiento fluorado (MIP) y c. polimicrobiano en material de cementación. En DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.*

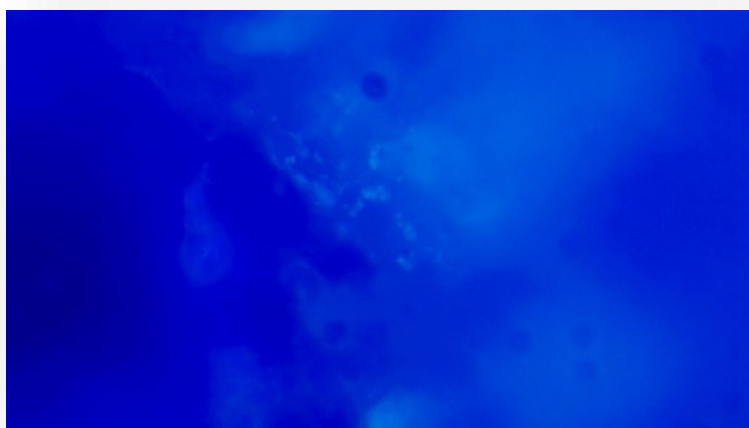


Figura 49 *Tratamiento fluorado (MIV) y c. polimicrobiano en material de cementación. En DAPI 200 ng/ml; Sigma-Aldrich a X40.*

VI. Discusión

Existe una supuesta maldición china que dice algo así como: "Que te visiten grandes problemas y una larga vida para sufrirlos." En cuanto a las fuentes de tal longevidad—para bien o para mal—la dieta y los genes están actualmente en boga. Sin embargo, un estudio de 1500 centenarios (N Engl J Med 1951; 247:299) concluyó lo siguiente: 1. La longevidad no es hereditaria; 2. La actividad sexual mejora la longevidad; 3. El esfuerzo de criar hijos no acorta la vida; 4. El apoyo amoroso de los hijos de una persona mayor es irrelevante para la longevidad; 5. Las personas deben trabajar duro toda su vida.

La mayoría de nosotros se consolará al saber que al menos un factor nos afecta favorablemente. Pero, ah, ¿cuál?

Cosby Newell

5. Discusión

La formación del biofilm es un proceso de desarrollo regulado biológicamente. En este, la adhesión bacteriana es clave y ocurre tanto en superficies dentales intactas como en materiales de restauración dentro de la cavidad oral.

Los materiales odontológicos utilizados para reparar defectos estructurales incluyen en su composición partículas, pigmentos, polímeros y activadores químicos que mejoran sus propiedades mecánicas y estéticas. Estas características de superficie influyen tanto en el crecimiento microbiano como en la morfología de la superficie, de manera que la carga superficial, las propiedades hidrofóbicas e hidrofílicas y la composición química de los materiales dentales están relacionadas con la adhesión bacteriana y la formación de biopelículas (Chau et al., 2014; Pandit et al., 2011; Tu et al., 2023).

En este contexto, el primer objetivo de esta investigación es realizar una revisión bibliográfica sobre los estados de disbiosis en la cavidad oral, su relación con la presencia de restauraciones dentales y los efectos locales y sistémicos resultantes.

A partir de las adhesiones iniciales a superficies dentales, restauradas o no, el desarrollo del biofilm y los procesos metabólicos de las bacterias, se genera un ambiente oral ácido que promueve la desmineralización de las estructuras dentarias y la aparición de signos de caries primaria. Este mismo ambiente provoca cambios superficiales en las restauraciones dentales, incrementando la interacción y el crecimiento bacteriano, derivando en la manifestación de caries secundaria, un fenómeno que suele presentarse especialmente en las zonas adyacentes a las restauraciones, particularmente en los márgenes, donde factores como la rugosidad, la

hidrofobicidad y la carga superficial del material tienen un impacto significativo (Anami et al., 2012; Boks et al., 2008; Busscher et al., 2010; Hao et al., 2018; Kozmos et al., 2021).

De acuerdo con Brex *et al.*, (1983, citado en Bollen *et al.*, 1997), la proliferación de microorganismos durante las etapas iniciales de la formación de la placa constituye la mayor parte de la masa bacteriana. Las interacciones electrostáticas y las fuerzas de atracción no solo afectan a los microorganismos responsables de la caries, sino también a los patógenos causantes de la enfermedad periodontal como *P. gingivalis* y *A. actinomycetemcomitans*, especialmente en superficies con textura, en las que los microorganismos están más protegidos de las fuerzas biomecánicas a las que están sometidos el tejido o la restauración dental (Bollen et al., 1997).

Al efecto de la textura sobre la proliferación bacteriana se suma el comportamiento clínico del material restaurador. Un importante número de procedimientos se realizan con materiales que contraen durante el proceso de polimerización, causando áreas de desajuste marginal por las que pueden pasar fluidos y microorganismos, acelerando el envejecimiento del material en la interfase diente – restauración y permitiendo el desarrollo de signos clínicos de filtración, decoloración marginal o desmineralización, además de sintomatología dolorosa asociada a patología pulpar o periodontal (Arhun et al., 2006; Hao et al., 2018).

De acuerdo con Srimaneepong *et al.*, el deterioro en el margen, especialmente en las zonas próximas a la encía, puede causar inflamación persistente y estimular los componentes celulares y no celulares de la respuesta inmune. Esto incluye la promoción de leucocitos y endotelocitos hacia la zona afectada, la liberación de neuropéptidos y citoquinas, la dilatación de los vasos sanguíneos y el desplazamiento de linfocitos, macrófagos, neutrófilos, mastocitos y células plasmáticas hacia los focos patológicos (Srimaneepong et al., 2022).

La prolongación del proceso inflamatorio da lugar a un cambio en la respuesta inmune, pasando de innata a adquirida, con una mayor presencia de linfocitos T y B, así como de macrófagos. Este cambio coincide con la evolución de la pérdida de inserción periodontal y alveolar, caracterizada por la formación de bolsas periodontales. Estas bolsas son propicias para la acumulación de bacterias, principalmente Gram negativas, que liberan leucotoxinas, endotoxinas, colagenasas, fibrolisinas y otras proteasas, muchas de las cuales son capaces de hidrolizar elementos tisulares y conducir a la destrucción del tejido periodontal (Socransky & Haffajee, 1994; Srimaneepong et al., 2022).

Un factor muy estudiado, y que aparentemente constituye el elemento de mayor virulencia de las bacterias Gram negativas, es el LPS. Heumann *et al.*, justifican esta descripción con referencia a estudios que muestran que el LPS purificado o el lípido A sintetizado químicamente es capaz de reproducir en humanos y animales algunas manifestaciones similares a las inducidas por la bacteria completa (Heumann & Roger, 2002).

Estos compuestos poseen potentes propiedades proinflamatorias y activan varios mecanismos de la respuesta inmune del huésped. A nivel local el LPS induce la activación del receptor tipo Toll 4 (TLR4), presente en células del sistema inmune, y activa el factor de transcripción proinflamatorio NF- κ B; este entra en el núcleo celular e inicia una transcripción de genes proinflamatorios que codifican las citoquinas proinflamatorias IL-1 β , IL-6 e IL-8, responsable de la degradación del periodonto (Dahlen et al., 2019; Heumann & Roger, 2002; Marcano et al., 2021). A nivel sistémico, el LPS induce la activación de fenotipos de neutrófilos hiperinflamatorios en sangre y la liberación de prostaglandinas y citoquinas, responsables de persistentes signos inflamatorios de bajo grado (Zenobia & Darveau, 2022). Estos están

relacionados con el desarrollo de la Enfermedad Renal Diabética, Enfermedad Cardiovascular, Arteriosclerosis y Síndrome Metabólico (Fedulovs et al., 2023); inflamación intestinal y Enterocolitis Necrotizante (Rhee, 2014); Diabetes tipo II y Artritis Reumatoide en relación con la activación de TLR4, cuya función se ve alterada en presencia de LPS (Zenobia & Darveau, 2022).

Investigaciones previas han destacado el paso de endotoxinas a través de materiales odontológicos (Jin et al., 2023; Tang et al., 2002). Por ejemplo, los cementos a base de resina, de protocolo adhesivo con grabado y lavado, parecen permitir menos el paso de LPS en comparación con cementos de resina autoadhesivos, en los que el sellado inadecuado permite la presencia de canales de infiltrativos hacia la interfase adhesiva, dentina, y en caso de restauraciones subgingivales, a espacios del periodonto (Jin et al., 2023).

Las complicaciones derivadas del desarrollo bacteriano sobre superficies dentales impulsan el estudio y desarrollo de alternativas que eviten o moderen la adhesión. En este sentido, se ha observado que las superficies con características nanoestructuradas, superhidrófobas, superhidrófilas y con carga negativa pueden disminuir significativamente la adhesión bacteriana; además, se ha observado que ciertos materiales de restauración con carga positiva pueden potenciar su efectividad frente a las bacterias mediante la aplicación de recubrimientos que alteran su superficie (Tu et al., 2023).

Este estudio se ha centrado en el análisis de la adhesión de *S. mutans*, *L. acidophilus* y *A. viscosus*, tres microorganismos colonizadores primarios (Gunay et al., 2023), en muestras de material de restauración de vidrio híbrido (EQUIA Forte HT, GC Tokio. Japón) y material de cementación a base de resina con rellenos ultrafinos (G-CEM One, GC Tokio. Japón), tratados posteriormente con recubrimientos fluorados en un entorno bucal simulado.

El segundo objetivo consistía en examinar el comportamiento de las diferentes bacterias con superficies de materiales odontológicos pulidos o barnizados. Los ensayos iniciales revelaron la afinidad de los microorganismos estudiados frente al hexano, éter y cloroformo, y permitieron identificar las interacciones a las que son proclives, siendo estas del tipo dipolo-dipolo y más pronunciadas con solventes apolares o de polaridad intermedia. Esta información aporta datos sobre el comportamiento de las bacterias frente a superficies que presentan este tipo de polaridad, como las resinas hidrofóbicas que se emplean en materiales odontológicos, tal y como se ha reportado previamente (Mabboux et al., 2004; Rodríguez Hernández, 2009).

Se procede a evaluar la adhesión bacteriana en ambos materiales de estudio. En el vidrio híbrido se observó una afinidad moderada por parte de *S. mutans* en cultivos específicos, y una afinidad ligeramente mayor para *L. acidophilus* y *A. viscosus*. En condiciones de cultivo polimicrobiano, la adhesión de todas las especies se incrementa, lo que sugiere un desarrollo de biofilm facilitado por procesos entre colonizadores primarios y secundarios.

Comparativamente, las muestras de material de cementación a base de resina mostraron bajos niveles de adhesión en cultivos específicos, siendo *S. mutans* el microorganismo con la adhesión más baja, mientras que *L. acidophilus* demostró la mayor afinidad por este material.

Tanto el material restaurador como el de cementación presentan superficies hidrofóbicas debido a su contenido en resina; en el caso del vidrio híbrido, esto se debe a una cobertura que se aplica como paso final. A pesar de estas características, ambos materiales permitieron cierta adhesión bacteriana en este estudio y estos resultados están en consonancia con las observaciones reportadas por otros investigadores (Bernardo et al., 2007; Glauser et al., 2017; Kozmos et al.,

2021) sobre crecimiento bacteriano tanto en materiales a base de ionómero de vidrio como en materiales a base de resina.

Se destaca que el material restaurador analizado contiene flúor y resulta de interés en la práctica actual porque puede funcionar como reservorio y como agente de remineralización localizada (Banerjee & Doméjean, 2013; Wiegand et al., 2007). Mientras los materiales odontológicos a base de resina y las técnicas adhesión actuales no previenen completamente el desajuste marginal, la exposición a fluidos y colonización bacteriana, los ionómeros de vidrio y el vidrio híbrido liberan flúor. Esta propiedad parece reducir la aparición de caries en zonas restauradas con estos materiales (Forss et al., 1991, 1995) aunque en relación con la adhesión bacteriana, puede no ser suficiente para evitar el crecimiento de *S. mutans* y lactobacilos (Seppä et al., 1992; Dijken et al., 1991) tal y como se observó en las pruebas realizadas en este estudio.

La viabilidad bacteriana fue evaluada mediante el conteo de UFC/mL, revelando que ambos materiales permiten un crecimiento moderado de los microorganismos estudiados, manteniéndose por debajo de las 6000 UFC/mL. *A. viscosus* demuestra ser el microorganismo con el crecimiento más destacable, alcanzando cerca de 3000 UFC/mL en el vidrio híbrido y superando las 4000 UFC/mL en el cemento de resina. Por su parte, *S. mutans* mostró un crecimiento menor, siendo más notable en el vidrio híbrido, con aproximadamente 2000 UFC/mL. En contraste, *L. acidophilus* solo exhibió crecimiento en entornos de cultivo polimicrobiano en ambos materiales, teniendo mayor relevancia gracias a las interacciones con colonizadores primarios. Hallazgos similares han sido descritos por Berg et al. (Berg et al., 1990) sobre la moderación en el crecimiento de *S. mutans* en ionómero de vidrio y composite en zonas interproximales. En su estudio, examinaron el recuento de microorganismos tomando muestras antes de la restauración,

y luego a la semana, tres meses y seis meses posterior al tratamiento, encontrando una disminución en la concentración de *S. mutans* en las superficies restauradas con ionómero. Dicho efecto es destacable en la primera semana y se asocia a la liberación de flúor por parte del material, una observación en la que coinciden otros autores (Gunay et al., 2023; Tüzüner et al., 2019). En este estudio no se analizó la composición individual de cada material y la interacción entre cada uno sus elementos con los microorganismos seleccionados. Sin embargo, se detectaron valores más bajos de adhesión y viabilidad bacteriana en el material de cementación, que se caracteriza por tener partículas más finas y pequeñas que el vidrio híbrido, sugiriendo la importancia de la textura y su relación con el desarrollo del biofilm.

Todas las muestras se prepararon siguiendo el protocolo de acabado especificado por el fabricante y a pesar de ello, las técnicas de acabado y pulido no lograron prevenir de manera completa la adhesión bacteriana. Estos hallazgos son consistentes con investigaciones anteriores que resaltan la importancia de la rugosidad superficial y el impacto del pulido en la adhesión bacteriana a las superficies de materiales restauradores, y en los que se concluye que el crecimiento bacteriano es más notable en materiales con mayor rugosidad (Anami et al., 2012; Hao et al., 2018; Ismail et al., 2020). En este estudio la cuantificación de UFC/mL por debajo de 6000 para todas las muestras analizadas apunta que las técnicas empleadas son hasta cierto punto efectivas en la adhesión de los microorganismos analizados individualmente, pero no la previenen.

Estudios previos han demostrado el papel esencial de las bacterias en la formación inicial de placa en materiales de restauración incluido los composites y ionómeros de vidrio (Brouwer et al., 2016; Lima et al., 2009; Mjör & Toffenetti, 2000; Rüttermann et al., 2012; Satou et al., 1988). Se ha observado que los materiales a base de resina tienden a acumular más placa en comparación

con otros restauradores (Farrugia & Camilleri, 2015) y que son tan susceptibles al deterioro por acción bacteriana como los ionómeros de vidrio. La expresión clínica de dicho efecto será la caries secundaria alrededor o debajo de la restauración (Busscher et al., 2010).

Los rellenos a base de sílice, presentes en los materiales de restauración y cementación actuales, y los monómeros como Bis-GMA, TEGDEMA o UDMA no poseen propiedades antimicrobianas, especialmente después de la polimerización (Imazato, 2003), razón por la que se ha explorado estrategias orientadas a la modificación química para reducir o prevenir la adhesión bacteriana y la formación de biofilm. Un ejemplo es la alteración de la energía libre superficial (SFE) de las resinas, donde los materiales con menor SFE presentan menor adhesión bacteriana y, por ende, menos placa (Rüttermann et al., 2012; van Dijk et al., 1987). Otro, como describe Plunkett (1938, como se cita en Gyo *et al.*, 2008) es la inclusión de rellenos de fluoropolímeros en la composición de algunos materiales de restauración, ya que presentan una baja SFE y ofrecen interesantes características de superficie; sin embargo, estas modificaciones presentan inconvenientes en el comportamiento a largo plazo del material, incluyendo una baja resistencia a la abrasión y desgaste. Algunos composites microhíbridos contienen en su composición fluoruros en forma de trifluoruro de iterbio para mejorar la radiopacidad del material, sin embargo la liberación de fluoruro es más baja en relación con otros materiales por lo que no se les atribuyen propiedades antimicrobianas (Hegde et al., 2018). Opciones mejoradas de estos rellenos tampoco parecen ofrecer mejores resultados frente a la adhesión bacteriana (Gyo et al., 2008).

En esta investigación se propuso el uso del flúor como una herramienta potencial para modificar la adhesión bacteriana en materiales de restauración y cementación dental, sin intervenir en el comportamiento biomecánico de estos. Por esta razón, el tercer objetivo del estudio consistió

en examinar comportamiento de las bacterias en superficies expuestas a un agente fluorado con 950 ppm (MI Paste Plus, GC Tokio, Japón) y 22.600 ppm (MI Varnish, GC Tokio, Japón), ambos con CPP-ACP y que se emplean en tratamiento doméstico (0.1 % de NaF) y clínico (0.5% de NaF).

La aplicación de flúor como estrategia de prevención cuenta con un sólido respaldo de especialistas y asociaciones odontológicas. Su eficacia se basa en su capacidad de prevenir la pérdida de sustancia calcificada, promover la remineralización (Marinho et al., 2013; Pandit et al., 2018; Slayton et al., 2018), intervenir en la formación del biofilm y en los mecanismos de actividad bacteriana, siendo estas últimas, características discutidas (Mackenzie & Banerjee, 2017; Wiegand et al., 2007).

Los barnices fluorados se aplican en clínica mediante diversas técnicas, incluyendo microcepillos, aplicadores de algodón o jeringas, y pueden utilizarse tanto con una profilaxis dental previa como sin ella. Por otro lado, los geles de aplicación tópica y doméstica contienen concentraciones de fluoruro similares a las de los dentífricos comunes y se prefiere su aplicación manual o con ayuda de un hisopo. Estos tratamientos son considerados seguros, dado que las dosis empleadas se mantienen por debajo de los límites de toxicidad establecidos (Marinho et al., 2013; Whitford, 1992).

La integración directa del fluoruro en los dientes y la liberación gradual de fluoruros incrementa la concentración del ion fluoruro en la cavidad oral y refuerza la estructura dental frente a la desmineralización (Bevilacqua et al., 2008; Pajor et al., 2019). Además, las aplicaciones de fluoruro tienen la capacidad de crear reservorios en el biofilm oral, que se liberan gradualmente y ofrecen una protección prolongada (Featherstone, 1999; ten Cate, 2013). Para lograr el efecto remineralizador, se requieren cinco iones de calcio por cada ion de fluoruro. Este equilibrio puede

alcanzarse tanto a través de la saliva como mediante el uso de compuestos con efecto aditivo, como el CPP-ACP, que se agrega a dentífricos, cremas dentales y alimentos con el objeto de disponer de suficiente calcio y fosfato en el medio. En este contexto, el CPP se localiza dentro de la placa, asociado tanto a la superficie bacteriana como a la matriz intracelular formada por proteínas y péptidos presentes en los fluidos salivales (Huq et al., 2016).

Las pruebas de adhesión realizadas sobre muestras de vidrio híbrido tratadas con agentes fluorados permitieron observar que la presentación en gel (950 ppm NaF -CPP-ACP) parece reducir la adhesión de *S. mutans*, incluso más que en las muestras no tratadas con agentes fluorados. Sin embargo, este tratamiento no parece ser tan efectivo y facilitar ligeramente la adhesión de *A. viscosus* y *L. acidophilus* en comparación con las muestras no tratadas. Por otro lado, las muestras tratadas con barniz de flúor (22.600 ppm NaF- CPP-ACP), mostraron los valores más altos de adhesión para todos los microorganismos, siendo especialmente notable en *A. viscosus* (hasta 0.9 nm) y *L. acidophilus* (1 nm). En condiciones de cultivo polimicrobiano, todas las muestras tratadas con gel exhibieron bajos niveles de adhesión, con un máximo de 0.1 nm, superando el desempeño de las muestras sin tratamiento. Esto podría sugerir que el tratamiento con gel es más efectivo para modificar la adhesión bacteriana en este material, especialmente en la presencia de múltiples microorganismos.

Al replicar las pruebas con el cemento a base de resina, se observaron valores de adhesión de *S. mutans* más bajos en las muestras tratadas con barniz y que resultan similares a los observados en muestras sin tratamiento. Se registraron valores bajos, entre 0.1 y 0.3 nm, en cultivos específicos de *A. viscosus*, similar a las muestras no tratadas, lo cual también se aprecia en el caso de *L.*

acidophilus. La eficacia frente a la adhesión de estos microorganismos, estudiados de manera individual, parece ser comparable a la del material sin tratamiento alguno.

En cuanto a la adhesión de cultivos polimicrobianos al cemento de resina, los resultados sugieren que la elección del tratamiento fluorado puede tener alguna influencia en la adherencia microbiana, aunque las diferencias no son significativas. El análisis detallado revela que, tanto para el tratamiento con barniz como con gel, los valores de absorbancia varían, con lecturas que van desde un mínimo de 0.06 nm, pasando por una media de alrededor de 0.08-0.10 nm, hasta alcanzar picos ligeramente superiores a 0.10 nm. Esto indica que ambos tratamientos tienen una eficacia similar en términos de modificar la adhesión microbiana en la superficie del cemento de resina, y que podrían ser levemente superiores en comparación con una muestra sin tratamiento.

Las pruebas con MF permitieron observar las características superficiales de ambos materiales siendo estas homogéneas y sin defectos estructurales que en apariencia pudieran facilitar mayor acumulación de microorganismos.

La aplicación de tratamientos permitió observar cierto efecto en las áreas del material con restos del gel o barniz. En esas zonas, se apreció una mayor agrupación celular, predominantemente aglutinada y especialmente evidente en cultivos polimicrobianos para ambos materiales.

Sobre el material restaurador se identificaron células individuales de *L. acidophilus* en las muestras con y sin tratamiento fluorado y en cultivos polimicrobianos, organizadas en cadenas cortas y pequeñas aglomeraciones. Por otra parte, en las muestras de material de cementación sin tratamiento fluorado, se detectaron *S. mutans*, *L. acidophilus*, y *A. viscosus* en cadenas largas,

cortas y dispersas, con algunas células aisladas, un patrón que se repite en cultivos polimicrobianos con la dominancia de cadenas cortas, densas y múltiples aglomeraciones celulares.

Se ha sugerido que la acumulación y maduración del biofilm tiene efectos negativos sobre los materiales odontológicos, permitiendo el depósito de más placa, su maduración y eventualmente la expresión clínica de la caries secundaria o patología periodontal. Beyth *et al.*, (2007), describieron cambios superficiales en materiales de composite y aumento de la textura en superficies expuestas a biopelículas de *S. mutans*, que no afectaron los valores de dureza de los materiales pero que podían comprometer su comportamiento a largo plazo. Asmussen (1984), observó solubilidad en restauraciones de resina expuestas a ácidos bacterianos e incluso la difusión de estos hacia el propio material, influyendo en la calidad de la restauración, resistencia al desgaste y a la decoloración. Fúcio *et al.*, (2008), recogen un incremento textura y una reducción en la dureza de superficies de composite y ionómeros de vidrio modificados con resina tras la interacción con biofilms en periodos de un mes (Asmussen, 1984; Beyth *et al.*, 2007; Fúcio *et al.*, 2008). En este estudio, ninguna de las muestras presentó deterioro ni cambios estructurales que indicaran la acción de productos metabólicos bacterianos, datos interpretados con cautela dado el protocolo implementado y la condición *in vitro*.

La colonización de tejidos orales por microorganismos presentes en lesiones cariosas, periodontales y traumáticas conduce a infecciones locales persistentes como: necrosis pulpar, periodontitis y lesiones endodónticas y periodontales, asociadas también a enfermedades sistémicas en relación con la exposición a LPS, cuyos efectos se expresan con signos de inflamación de bajo grado locales y sistémicos sostenidos, resistencia a la insulina y riesgo de enfermedad cardiovascular (Marcano *et al.*, 2021). Por esta razón, se proponen distintos enfoques

para poder modular la actividad bacteriana en el entorno oral (Mathur et al., 2018; Tagg et al., 2023).

En este estudio, una vez aplicado el tratamiento con flúor se procedió evaluar si la exposición al agente fluorado tiene influencia en la viabilidad bacteriana de acuerdo con el cuarto objetivo de este estudio. Se observó una disminución general en la distribución bacteriana en ambos materiales. En el material de restauración se apreció la acumulación bacteriana en grupos, en las zonas cercanas al tratamiento con barniz, lo que contrasta con la distribución aislada de las células bacterianas en las superficies tratadas con gel. Sobre el material de cementación y en presencia del gel tópico, se detectaron más microorganismos, con mayor separación entre sí, mientras que las muestras tratadas con barniz presentaban pocas agrupaciones celulares y muy dispersas.

La cuantificación de bacterias sobre el material restaurador un entorno de cultivo con microorganismo específico arrojó valores por debajo de 6000 UFC/ mL, menos en el caso de *L. acidophilus*, en los que no se observó crecimiento. Para el resto de las bacterias, se observaron variaciones en los valores de crecimiento lo que sugiere cierta sensibilidad dependiente del tratamiento. Los mejores resultados se encontraron en las muestras sin tratamiento fluorado que presentaron crecimiento moderado por debajo de las 3000 de UFC/ mL. Los resultados en situación de cultivo polimicrobiano destacan por recuentos más altos, la evidencia de crecimiento de *L. acidophilus*, una efectividad aparentemente baja del tratamiento con barniz y una combinación efectiva en las muestras tratadas con el gel de 950 ppm de flúor y CPP-ACP, incluso mejorando los datos de crecimiento bacteriano observado en las muestras sin tratamiento.

Comparativamente, en el material de cementación, la cuantificación de bacterias sobre cultivo con microorganismo específico también resultó en valores por debajo de 6000 UFC/ mL, menos en el caso de *L. acidophilus*, en los que tampoco se observó crecimiento. Específicamente, *A. viscosus* experimentó mayor crecimiento en las muestras sin tratamiento y crecimiento moderado en las muestras con tratamiento en gel con y barniz, siendo este último con 22.600 ppm y CPP-ACP, el que ofrece los mejores resultados para este material. Contrariamente, *S. mutans* parece responder mejor bajo condiciones de tratamiento con gel, mostrando un crecimiento bacteriano muy por debajo de las 500 UFC/ mL.

Las observaciones realizadas sobre cultivos polimicrobianos permiten sugerir que tanto el tratamiento en gel como en barniz son efectivos en la moderación del crecimiento bacteriano sobre el material de cementación a base de resina, mejorando los resultados hallados en el material sin tratamiento, especialmente para *S. mutans* y *L. acidophilus* donde el número de UFC/ mL no llega a 500.

En resumen, si bien se observó que los materiales estudiados favorecieron una adhesión bacteriana moderada en un corto periodo, la exposición de estos a agentes fluorados resultó en una disminución de la viabilidad bacteriana, con un mejor desempeño observado en cultivos polimicrobianos. Específicamente, el gel con 950 ppm NaF-CPP-ACP mostró una reducción significativa en la adhesión de *S. mutans* en superficies de vidrio híbrido, aunque su efectividad para otras especies bacterianas fue limitada. Las muestras tratadas con barniz de flúor a mayor concentración (22.600 ppm NaF-CPP-ACP) presentaron una menor efectividad en la adhesión de microorganismos en comparación con las muestras sin tratamiento, particularmente en materiales de restauración con recubrimiento a base de resina.

En condiciones de cultivo polimicrobiano, que emulan mejor la realidad clínica, el tratamiento en gel demostró ser más efectivo en sustratos con mayor textura, superando el rendimiento de las muestras sin tratamiento. Por otra parte, en el cemento a base de resina, caracterizado por partículas ultrafinas y un acabado pulido, la adhesión de *S. mutans* fue más baja con el tratamiento en barniz, comparable a las muestras sin tratamiento, mientras que la adhesión de otros microorganismos se mantuvo baja y similar entre muestras tratadas y no tratadas. Tanto el barniz como el gel mostraron eficacia en modificar la adhesión microbiana en el cemento de resina, siendo ligeramente superiores a las muestras sin tratamiento.

Este estudio presenta una relevancia clínica que coincide con las recomendaciones actuales de prevención y mínima intervención en la práctica odontológica, especialmente para pacientes con antecedentes de restauración directa e indirecta, alto riesgo de caries y necesidades especiales. Los hallazgos sugieren que en la selección de agentes de remineralización se debe considerar tanto el tipo de material, presentación y concentración del fluoruro, así como la presencia de materiales de restauración y cementación en el entorno oral para optimizar los resultados en la práctica clínica.

VII. Conclusiones

Las ciencias y la literatura llevan en sí la recompensa de los trabajos y vigiliias que se les consagran.

Andrés Bello

6. Conclusiones

1. Los materiales de restauración y cementación favorecen la formación de biopelículas y la adhesión de microorganismos responsables de la caries secundaria y enfermedad periodontal crónica.
2. El estado de disbiosis local tiene relación con el desarrollo de condiciones inflamatorias persistentes y efectos sistémicos.
3. El modelo in vitro utilizado es eficaz para observar el comportamiento bacteriano sobre materiales de restauración y cementación, con y sin tratamientos tópicos, aunque presenta limitaciones en la selección de la tinción para ensayos de Microscopía de Fluorescencia debido a características ópticas y la interacción con el agua del material de estudio.
4. El estudio individualizado de cepas no permite simular la complejidad del biofilm sobre materiales de restauración y cementación utilizados en odontología.
5. La estrategia de fluorización puede modular las especies bacterianas, dependiendo del tipo de tratamiento y del sustrato.
6. Al seleccionar agentes de remineralización, se deben considerar el tipo de material, la presentación y concentración del fluoruro, así como la presencia de materiales de restauración y cementación en el entorno oral.
7. Los hallazgos son especialmente relevantes para pacientes con antecedentes de restauraciones directas e indirectas, alto riesgo de caries y necesidades especiales.

VIII. Referencias

La literatura es siempre una expedición a la verdad

Franz Kafka

7. Referencias

- Ábalos, C. (2005). Adhesión bacteriana a biomateriales. *Avances en Odontoestomatología*, 21(1), 347-353.
- Agus, H. M., Schamschula, R. G., Barmes, D. E., & Bunzel, M. (1976). Associations between the total fluoride content of dental plaque and individual caries experience in Australian children. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 4(5), 210-214. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0528.1976.tb00986.x>
- Ahn, S.-J., Ahn, S.-J., Wen, Z. T., Brady, L. J., & Burne, R. A. (2008). Characteristics of Biofilm Formation by *Streptococcus mutans* in the Presence of Saliva. *Infection and Immunity*, 76(9), 4259-4268. <https://doi.org/10.1128/IAI.00422-08>
- Albarado, L., & Flores, E. (2008a). Evaluación de la coloración diferencial de fluorescencia modificada en *Pseudomonas* spp. Aisladas de suelo. *Kasmera*, 36(1), 17-27.
- Albarado, L., & Flores, E. (2008b). Evaluación de la coloración diferencial de fluorescencia modificada en *Pseudomonas* spp. Aisladas de suelo. *Kasmera*, 36(1), 17-27.
- Al-Dlaigan, Y. H. (2015). Pulpotomy Medicaments used in Deciduous Dentition: An Update. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 16(6), 486-503. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1711>
- Ali, S., Farooq, I., & Iqbal, K. (2014). A review of the effect of various ions on the properties and the clinical applications of novel bioactive glasses in medicine and dentistry. *The Saudi Dental Journal*, 26(1), 1-5. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2013.12.001>

Al-Khayatt, A. S., Ray-Chaudhuri, A., Poyser, N. J., Briggs, P. F. A., Porter, R. W. J., Kelleher, M. G. D., & Eliyas, S. (2013). Direct composite restorations for the worn mandibular anterior dentition: A 7-year follow-up of a prospective randomised controlled split-mouth clinical trial. *Journal of Oral Rehabilitation*, *40*(5), 389-401. <https://doi.org/10.1111/joor.12042>

Alonso, V., Lopez, I., & Caserío Valea, M. (2016). Retrospective evaluation of posterior composite resin sandwich restorations with Herculite XRV: 18-year findings. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, *48*. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a37386>

Aminoroaya, A., Neisiany, R. E., Khorasani, S. N., Panahi, P., Das, O., Madry, H., Cucchiarini, M., & Ramakrishna, S. (2021). A review of dental composites: Challenges, chemistry aspects, filler influences, and future insights. *Composites Part B: Engineering*, *216*, 108852. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2021.108852>

An, J.-S., Kim, K., Cho, S., Lim, B.-S., & Ahn, S.-J. (2017). Compositional differences in multi-species biofilms formed on various orthodontic adhesives. *European Journal of Orthodontics*, *39*(5), 528-533. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjw089>

Anami, L. C., Pereira, C. A., Guerra, E., Assunção e Souza, R. O. de, Jorge, A. O. C., & Bottino, M. A. (2012). Morphology and bacterial colonisation of tooth/ceramic restoration interface after different cement excess removal techniques. *Journal of Dentistry*, *40*(9), 742-749. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.05.005>

Anderson, M. H., Bales, D. J., & Omnell, K. A. (1993). Modern management of dental caries: The cutting edge is not the dental bur. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *124*(6), 36-44. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1993.0134>

Anderson, T. (2004). Dental treatment in Medieval England. *British Dental Journal*, 197(7), 419-425. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4811723>

Angeletaki, F., Gkogkos, A., Papazoglou, E., & Kloukos, D. (2016). Direct versus indirect inlay/onlay composite restorations in posterior teeth. A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 53, 12-21. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.07.011>

Angmar-Månsson, B., & Ten Bosch, J. J. (1987). Optical Methods for the Detection and Quantification of Caries. *Advances in Dental Research*, 1(1), 14-20. <https://doi.org/10.1177/08959374870010010601>

Antony, K., Genser, D., Hiebinger, C., & Windisch, F. (2008). Longevity of dental amalgam in comparison to composite materials. *GMS Health Technology Assessment*, 4, Doc12.

Aquino, A. J., Aguilar, G. P., Díaz, J. M., Leiva, P. A., Atoche, K. J., & Vidalón, M. (2022). Efectividad de fotopolimerización usando lámparas led: Una revisión de la literatura. *Revista Científica Odontológica*, 10(3), e120.

Arhun, N., Arman, A., Çehreli, S. B., Arıkan, S., Karabulut, E., & Gülşahı, K. (2006). Microleakage beneath Ceramic and Metal Brackets Bonded with a Conventional and an Antibacterial Adhesive System. *The Angle Orthodontist*, 76(6), 1028-1034. <https://doi.org/10.2319/101805-368>

Asaad, Y., Alanazi, L., Alghamdi, M., Alghamdi, K., Alharthi, A., Tulbah, T., Alhassan, A., Alhamed, A., Alhelali, S., Alosaim, B., & Alqahtani, A. (2023). Usage, Longevity, and Biocompatibility of Amalgam Restorations. *Journal of Healthcare Sciences*, 03(01), 90-95. <https://doi.org/10.52533/JOHS.2023.30115>

Askar, H., Krois, J., Göstemeyer, G., Bottenberg, P., Zero, D., Banerjee, A., & Schwendicke, F. (2020). Secondary caries: What is it, and how it can be controlled, detected, and managed?

Clinical Oral Investigations, 24(5), 1869-1876. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03268-7>

Asmussen, E. (1984). Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *European Journal of Oral Sciences*, 92(3), 257-261. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1984.tb00889.x>

Aykent, F., Yondem, I., Ozyesil, A. G., Gunal, S. K., Avunduk, M. C., & Ozkan, S. (2010). Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(4), 221-227.

[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60034-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60034-0)

Baker, J. L., Mark, J. L., Kauffman, K. M., McLean, J. S., & He, X. (2023). The oral microbiome: Diversity, biogeography and human health. *Nature Reviews Microbiology*, 1-16.

<https://doi.org/10.1038/s41579-023-00963-6>

Balasubramaniam, G. R. (2017). Predictability of resin bonded bridges – a systematic review.

British Dental Journal, 222(11), Article 11. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2017.497>

Banerjee, A., & Doméjean, S. (2013). The Contemporary Approach to Tooth Preservation: Minimum Intervention (MI) Caries Management in General Practice. *Primary Dental Journal*, 2(3), 30-37. <https://doi.org/10.1308/205016813807440119>

Barbero, J. G. (2014). Descripción de la amalgama de plata. En J. G. Barbero, *Patología y terapéutica dental: Operatoria dental y endodoncia* (2da ed., pp. 217-224). Elsevier España.

Barbero, J. G., & De la Peña Argacha, M. (2014). Generalidades en operatoria dental. Campo operatorio. En J. G. Barbero, *Patología y terapéutica dental: Operatoria dental y endodoncia* (2da ed., pp. 189-197). Elsevier España.

Barrera-Ortega, C. C., Vázquez-Olmos, A. R., Sato-Berrú, R. Y., & Araiza-Téllez, M. A. (2020). Study of Demineralized Dental Enamel Treated with Different Fluorinated Compounds by Raman Spectroscopy. *Journal of Biomedical Physics & Engineering*, 10(5), 635-644.
<https://doi.org/10.31661/jbpe.v0i0.2003-1089>

Bartlett, D., & Sundaram, G. (2006). *An Up to 3-Year Randomized Clinical Study Comparing Indirect and Direct Resin Composites Used to Restore Worn Posterior Teeth*.
http://www.quintpub.com/journals/ejed/abstract.php?article_id=2493

Bayne, S. C. (2012). Correlation of clinical performance with «in vitro tests» of restorative dental materials that use polymer-based matrices. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(1), 52-71. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.08.594>

Bayne, S. C., Ferracane, J. L., Marshall, G. W., Marshall, S. J., & Van Noort, R. (2019). The Evolution of Dental Materials over the Past Century: Silver and Gold to Tooth Color and Beyond. *Journal of Dental Research*, 98(3), 257-265.
<https://doi.org/10.1177/0022034518822808>

Bechara, E. J. (2019, abril 1). *¿Estamos preparados para la erradicación de la amalgama?* Dental Tribune Latin America. <https://la.dental-tribune.com/news/estamos-preparados-para-la-erradicacion-de-la-amalgama/?time=1561603633>

Belibasakis, G., & Mylonakis, E. (2015). Oral infections: Clinical and biological perspectives.

Virulence, 6. <https://doi.org/10.1080/21505594.2015.1025191>

Bellon-Fontaine, M.-N., Rault, J., & van Oss, C. J. (1996). Microbial adhesion to solvents: A novel method to determine the electron-donor/electron-acceptor or Lewis acid-base properties of microbial cells. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 7(1), 47-53.

[https://doi.org/10.1016/0927-7765\(96\)01272-6](https://doi.org/10.1016/0927-7765(96)01272-6)

Berg, J., Gerweck, C., Hujoel, P. P., King, R., Krol, D. M., Kumar, J., Levy, S., Pollick, H., Whitford, G. M., Strock, S., Aravamudhan, K., Frantsve-Hawley, J., & Meyer, D. M. (2011).

Evidence-Based Clinical Recommendations Regarding Fluoride Intake From Reconstituted Infant Formula and Enamel Fluorosis: A Report of the American Dental Association Council on Scientific Affairs. *The Journal of the American Dental Association*, 142(1), 79-87.

<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2011.0032>

Berg, J. H. (2002). Glass ionomer cements. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 430-438.

Berg, J. H., Farrell, J. E., & Brown, L. R. (1990). Class II glass ionomer/silver cermet restorations and their effect on interproximal growth of mutans streptococci. *Pediatric Dentistry*, 12(1), 20-23.

Berger, D., Rakhmimova, A., Pollack, A., & Loewy, Z. (2018). Oral Biofilms: Development, Control, and Analysis. *High-Throughput*, 7(3), 24. <https://doi.org/10.3390/ht7030024>

Bernardo, M., Luis, H., Martin, M. D., Leroux, B. G., Rue, T., Leitão, J., & DeRouen, T. A. (2007). Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations

placed in a randomized clinical trial. *Journal of the American Dental Association* (1939), 138(6), 775-783. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2007.0265>

Bevilacqua, F. M., Zezell, D. M., Magnani, R., da Ana, P. A., & Eduardo, C. de P. (2008). Fluoride uptake and acid resistance of enamel irradiated with Er:YAG laser. *Lasers in Medical Science*, 23(2), 141-147. <https://doi.org/10.1007/s10103-007-0466-6>

Beyth, N., Domb, A. J., & Weiss, E. I. (2007). An in vitro quantitative antibacterial analysis of amalgam and composite resins. *Journal of Dentistry*, 35(3), 201-206. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2006.07.009>

Bifulco, M., Amato, M., Gangemi, G., Marasco, M., Caggiano, M., Amato, A., & Pisanti, S. (2016). Dental care and dentistry practice in the Medieval Medical School of Salerno. *British Dental Journal*, 221(2), 87-89. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2016.528>

Bjertness, E., & Sønju, T. (1990). Survival analysis of amalgam restorations in long-term recall patients. *Acta Odontologica Scandinavica*, 48(2), 93-97. <https://doi.org/10.3109/00016359009005863>

Boks, N. P., Norde, W., Van Der Mei, H. C., & Busscher, H. J. (2008). Forces involved in bacterial adhesion to hydrophilic and hydrophobic surfaces. *Microbiology*, 154(10), 3122-3133. <https://doi.org/10.1099/mic.0.2008/018622-0>

Bollen, C. M., Lambrechts, P., & Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 13(4), 258-269. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(97\)80038-3](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(97)80038-3)

- Bosshardt, D. D., & Lang, N. P. (2005). The junctional epithelium: From health to disease. *Journal of Dental Research*, 84(1), 9-20. <https://doi.org/10.1177/154405910508400102>
- Bourbia, M., & Finer, Y. (2018). Biochemical Stability and Interactions of Dental Resin Composites and Adhesives with Host and Bacteria in the Oral Cavity: A Review. *J Can Dent Assoc*.
- Bowen, W. H., & Koo, H. (2011). Biology of Streptococcus mutans-derived glucosyltransferases: Role in extracellular matrix formation of cariogenic biofilms. *Caries Research*, 45(1), 69-86. <https://doi.org/10.1159/000324598>
- Brackett, W. W., & Brackett, M. G. (1999). Amalgama dental: Revisión de la literatura y estado actual. *Revista ADM Órgano Oficial de la Asociación Dental Mexicana*, 56(3), 113-117.
- Braga, R. R., Ballester, R. Y., & Ferracane, J. L. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Dental Materials*, 21(10), 962-970. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.018>
- Brouwer, F., Askar, H., Paris, S., & Schwendicke, F. (2016). Detecting Secondary Caries Lesions: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Dental Research*, 95(2), 143-151. <https://doi.org/10.1177/0022034515611041>
- Busscher, H. J., Norde, W., & van der Mei, H. C. (2008). Specific Molecular Recognition and Nonspecific Contributions to Bacterial Interaction Forces. *Applied and Environmental Microbiology*, 74(9), 2559-2564. <https://doi.org/10.1128/AEM.02839-07>

Busscher, H. J., Rinastiti, M., Siswomihardjo, W., & Van Der Mei, H. C. (2010). Biofilm Formation on Dental Restorative and Implant Materials. *Journal of Dental Research*, 89(7), 657-665. <https://doi.org/10.1177/0022034510368644>

Cai, J.-N., & Kim, D. (2023). Chapter Two - Biofilm ecology associated with dental caries: Understanding of microbial interactions in oral communities leads to development of therapeutic strategies targeting cariogenic biofilms. En G. M. Gadd & S. Sariaslani (Eds.), *Advances in Applied Microbiology* (Vol. 122, pp. 27-75). Academic Press.
<https://doi.org/10.1016/bs.aambs.2023.02.001>

Calatrava, L. A. (2018). *Actualización en odontología adhesiva y sellado inmediato dentinario (SID). Revisión de la literatura*. 56(2). <https://www.actaodontologica.com/ediciones/2018/2/art-10/>

Carey, C. M. (2014). Focus on fluorides: Update on the use of fluoride for the prevention of dental caries. *The Journal of Evidence-Based Dental Practice*, 14 Suppl, 95-102.
<https://doi.org/10.1016/j.jebdp.2014.02.004>

Carillo, C. (2018). Michael G. Buonocore, padre de la odontología adhesiva moderna, 63 años del desarrollo de la técnica del grabado del esmalte (1955-2018). *Revista ADM Órgano Oficial de la Asociación Dental Mexicana*, 75(3), 135-142.

Casals, E., Boukpepsi, T., McQueen, C. M., Eversole, S. L., & Faller, R. V. (2007). Anticaries Potential of Commercial Dentifrices as Determined by Fluoridation and Remineralization Efficiency. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 8(7), 1-10.
<https://doi.org/10.5005/jcdp-8-7-1>

- Castellanos, J. E., Marín Gallón, L. M., Úsuga Vacca, M. V., Castiblanco Rubio, G. A., & Martignon Biermann, S. (2013). La remineralización del esmalte bajo el entendimiento actual de la caries dental. *Universitas Odontológica*, 32(69), 49-59.
- Celis, M., Contreras, A., & Vallejo, C. E. (1993). La amalgama dental: El material, interacciones con el ambiente oral y contribución a la carga corporal de mercurio. *Revista Estomatología*, 3(1). <https://doi.org/10.25100/re.v3i1.5420>
- Cenci, M. S., Tenuta, L. M. A., Pereira-Cenci, T., Del Bel Cury, A. A., ten Cate, J. M., & Cury, J. A. (2008). Effect of microleakage and fluoride on enamel-dentine demineralization around restorations. *Caries Research*, 42(5), 369-379. <https://doi.org/10.1159/000151663>
- Cervera, F. (2022, mayo 24). *Los mayas usaron piedras preciosas para cuidarse los dientes*. Historia National Geographic. https://historia.nationalgeographic.com.es/a/mayas-usaron-piedras-preciosas-para-cuidarse-dientes_18021
- Chalmers, N. I., Palmer, R. J., Cisar, J. O., & Kolenbrander, P. E. (2008). Characterization of a *Streptococcus* sp.-*Veillonella* sp. Community micromanipulated from dental plaque. *Journal of Bacteriology*, 190(24), 8145-8154. <https://doi.org/10.1128/JB.00983-08>
- Chau, N. P. T., Pandit, S., Jung, J.-E., & Jeon, J.-G. (2014). Evaluation of *Streptococcus mutans* adhesion to fluoride varnishes and subsequent change in biofilm accumulation and acidogenicity. *Journal of Dentistry*, 42(6), 726-734. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.03.009>
- Chávez Lozada, J. (2016). *Medios cementantes de autograbado: Estudio in vitro de la resistencia adhesiva, espesor de película y capacidad de sellado*. [doctoralThesis]. <https://rdu.unc.edu.ar/handle/11086/4691>

Cho, K., Rajan, G., Farrar, P., Prentice, L., & Prusty, B. G. (2022). Dental resin composites: A review on materials to product realizations. *Composites Part B: Engineering*, 230, 109495.

<https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2021.109495>

Conceição, E. N. (2008). *Odontologia Restauradora*. Editorial Médica Panamericana.

Costerton, J. W., Montanaro, L., & Arciola, C. R. (2005). Biofilm in implant infections: Its production and regulation. *The International Journal of Artificial Organs*, 28(11), 1062-1068.

<https://doi.org/10.1177/039139880502801103>

Cruse, W. P., & Bellizzi, R. (1980). A historic review of endodontics, 1689-1963, part 2. *Journal of Endodontics*, 6(4), 532-535. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(80\)80201-9](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(80)80201-9)

Czarnetzki, A., & Ehrhardt, S. (1990). Re-dating the Chinese Amalgam-filling of teeth in Europe. *International Journal of Anthropology*, 5(4), 325-332.

Da Rosa, P. A., Rodolfo, B., Collares, K., Correa, M. B., Demarco, F. F., Opdam, N. J. M., Cenci, M. S., & Moraes, R. R. (2022). Clinical performance of posterior resin composite restorations after up to 33 years. *Dental Materials*, 38(4), 680-688.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.02.009>

Da Silva, R. A. T., Countinho, M., Cardozo, P. I., da Silva, L. A., & Zorzatto, J. R. (2011). Conventional dual-cure versus self-adhesive resin cements in dentin bond integrity. *Journal of Applied Oral Science*, 19(4), 355-362. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572011005000010>

Dahlen, G., Basic, A., & Bylund, J. (2019). Importance of Virulence Factors for the Persistence of Oral Bacteria in the Inflamed Gingival Crevice and in the Pathogenesis of Periodontal Disease. *Journal of Clinical Medicine*, 8(9), 1339. <https://doi.org/10.3390/jcm8091339>

Dammaschke, T. (2008). The history of direct pulp capping. *Journal of the history of dentistry*, 56, 9-23.

Daugherty, G. (2023, junio 29). How Humans Took Care of Their Teeth Through History. *HISTORY*. <https://www.history.com/news/dental-care-teeth-cleaning-through-history>

De Amorim, R. G., Leal, S. C., & Frencken, J. E. (2012). Survival of atraumatic restorative treatment (ART) sealants and restorations: A meta-analysis. *Clinical Oral Investigations*, 16(2), 429-441. <https://doi.org/10.1007/s00784-011-0513-3>

De la Macorra, J. (1999, enero 1). *La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas // Polymerization contraction of composite resin restorative materials.*

Delaviz, Y., Finer, Y., & Santerre, J. P. (2014). Biodegradation of resin composites and adhesives by oral bacteria and saliva: A rationale for new material designs that consider the clinical environment and treatment challenges. *Dental Materials*, 30(1), 16-32. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.08.201>

Delbem, A. C. B., Sasaki, K. T., Vieira, A. E. M., Rodrigues, E., Bergamaschi, M., Stock, S. R., Cannon, M. L., Xiao, X., De Carlo, F., & Delbem, A. C. B. (2009). Comparison of Methods for Evaluating Mineral Loss: Hardness versus Synchrotron Microcomputed Tomography. *Caries Research*, 43(5), 359-365. <https://doi.org/10.1159/000231573>

Deligeorgi, V., Mjör, I. A., & Wilson, N. H. (2001). An overview of reasons for the placement and replacement of restorations. *Primary Dental Care: Journal of the Faculty of General Dental Practitioners (UK)*, 8(1), 5-11. <https://doi.org/10.1308/135576101771799335>

Demarco, F. F., Corrêa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., & Opdam, N. J. M. (2012).

Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(1), 87-101.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.09.003>

Dionysopoulos, D., Gerasimidou, O., & Papadopoulos, C. (2022). *Modifications of Glass Ionomer Cements Using Nanotechnology: Recent Advances. 4.*

<https://doi.org/10.21926/rpm.2202011>

Donly, K., & Liu, J. (2018). Dentin and enamel demineralization inhibition at restoration margins of Vitremer, Z 100 and Cention N. *American journal of dentistry*, 31, 166-168.

Dutra, D., Pereira, G., Kantorski, K., Valandro, L., & Zanatta, F. (2018). Does Finishing and Polishing of Restorative Materials Affect Bacterial Adhesion and Biofilm Formation? A Systematic Review. *Operative Dentistry*, 43(1), E37-E52. <https://doi.org/10.2341/17-073-L>

Eick, J. D., Wilko, R. A., Anderson, C. H., & Sorensen, S. E. (1970). Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *Journal of Dental Research*, 49(6), Suppl:1359-1368.

<https://doi.org/10.1177/00220345700490063601>

Eley, B. M., & Cox, S. W. (1993). The release, absorption and possible health effects of mercury from dental amalgam: A review of recent findings. *British Dental Journal*, 175(10), 355-362.

<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4808325>

Ellis, J., Anstice, M., & Wilson, A. D. (1991). The glass polyphosphonate cement: A novel glass-ionomer cement based on poly(vinyl phosphonic acid). *Clinical Materials*, 7(4), 341-346.

[https://doi.org/10.1016/0267-6605\(91\)90079-U](https://doi.org/10.1016/0267-6605(91)90079-U)

Eltahlah, D., Lynch, C. D., Chadwick, B. L., Blum, I. R., & Wilson, N. H. F. (2018). An update on the reasons for placement and replacement of direct restorations. *Journal of Dentistry*, 72, 1-

7. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.03.001>

Epple, M., Enax, J., & Meyer, F. (2022). Prevention of Caries and Dental Erosion by Fluorides—A Critical Discussion Based on Physico-Chemical Data and Principles. *Dentistry Journal*, 10(1),

6. <https://doi.org/10.3390/dj10010006>

Farrugia, C., & Camilleri, J. (2015). Antimicrobial properties of conventional restorative filling materials and advances in antimicrobial properties of composite resins and glass ionomer cements—A literature review. *Dental Materials*, 31(4), e89-e99.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.12.005>

FDI policy statement on dental amalgam and the Minamata Convention on Mercury. (2020).

International Dental Journal, 64(6), 295-296. <https://doi.org/10.1111/idj.12151>

Featherstone, J. D. (1999). Prevention and reversal of dental caries: Role of low level fluoride.

Community Dentistry and Oral Epidemiology, 27(1), 31-40. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0528.1999.tb01989.x>

Fedulovs, A., Pahirko, L., Jekabsons, K., Kunrade, L., Valeinis, J., Riekstina, U., Pīrāgs, V., & Sokolovska, J. (2023). Association of Endotoxemia with Low-Grade Inflammation, Metabolic

Syndrome and Distinct Response to Lipopolysaccharide in Type 1 Diabetes. *Biomedicines*, 11(12), 3269. <https://doi.org/10.3390/biomedicines11123269>

Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—State of the art. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 27(1), 29-38.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>

Ferracane, J. L. (2017). Models of Caries Formation around Dental Composite Restorations. *Journal of Dental Research*, 96(4), 364-371. <https://doi.org/10.1177/0022034516683395>

Ferracane, J. L., Stansbury, J. W., & Burke, F. J. T. (2011). Self-adhesive resin cements – chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 38(4), 295-314.

<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02148.x>

Finkelstein, M. J., & Nancollas, G. H. (1980). Trace fluoride and its role in enamel mineralization. *Journal of Biomedical Materials Research*, 14(4), 533-535.

<https://doi.org/10.1002/jbm.820140419>

Flemming, H.-C., & Wingender, J. (2010). The biofilm matrix. *Nature Reviews Microbiology*, 8(9), Article 9. <https://doi.org/10.1038/nrmicro2415>

Folwaczny, M., Loher, C., Mehl, A., Kunzelmann, K.-H., & Hickel, R. (2001). Class V lesions restored with four different tooth-colored materials—3-year results. *Clinical Oral Investigations*, 5(1), 31-39. <https://doi.org/10.1007/s007840000098>

Fombella Posada, M. J., & Cereijo Quinteiro, M. J. (2012). Historia de la historia clínica. *Galicia Clínica*, 73(1), 21-26.

Forss, H., Jokinen, J., Spets-Happonen, S., Seppä, L., & Luoma, H. (1991). Fluoride and Mutans Streptococci in Plaque Grown on Glass Ionomer and Composite. *Caries Research*, 25(6), 454-458. <https://doi.org/10.1159/000261410>

Forss, H., Näse, L., & Seppä, L. (1995). Fluoride Concentration, Mutans Streptococci and Lactobacilli in Plaque from Old Glass Ionomer Fillings. *Caries Research*, 29(1), 50-53. <https://doi.org/10.1159/000262040>

Frencken, J. E. (2017). Atraumatic restorative treatment and minimal intervention dentistry. *British Dental Journal*, 223(3), Article 3. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2017.664>

Fúcio, S. B. P., Carvalho, F. G., Sobrinho, L. C., Sinhoreti, M. A. C., & Puppim-Rontani, R. M. (2008). The influence of 30-day-old Streptococcus mutans biofilm on the surface of esthetic restorative materials—An in vitro study. *Journal of Dentistry*, 36(10), 833-839. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.06.002>

Fugolin, A. P. P., & Pfeifer, C. S. (2017). New Resins for Dental Composites. *Journal of Dental Research*, 96(10), 1085-1091. <https://doi.org/10.1177/0022034517720658>

Fuqua, W. C., Winans, S. C., & Greenberg, E. P. (1994). Quorum sensing in bacteria: The LuxR-LuxI family of cell density-responsive transcriptional regulators. *Journal of Bacteriology*, 176(2), 269-275. <https://doi.org/10.1128/jb.176.2.269-275.1994>

Galagan, D. J., & Knutson, J. W. (1948). Effect of Topically Applied Fluoride on Dental Caries Experience: VI. Experiments with Sodium Fluoride and Calcium Chloride... Widely Spaced Applications... Use of Different Solution Concentrations. *Public Health Reports (1896-1970)*, 63(38), 1215. <https://doi.org/10.2307/4586698>

García Sola, M. del C. (2010). Galeno: La Odontoestomatología. Avance y retroceso. *Florentia iliberritana: Revista de estudios de antigüedad clásica*, 21, 133-155.

Gaton, P., Basso, M., Baysan, A., Blique, M., Domejean, S., Gurgan, S., Kargul, B., Miletic, I., Khandelwal, P., Schwendicke, F., Reich, E., Castañeda, E., Tassery, H., Türkün, L., & Zalba, J. (2017). *MI DENTISTRY HANDBOOK A COMPREHENSIVE GUIDE TO TREATMENT PLANS AND PRACTICE IMPLEMENTATION OF MINIMUM INTERVENTION DENTISTRY* (pp. 14-24).

Gaugler, R. W., & Bruton, W. F. (1982). Fluoride concentration in dental plaque of naval recruits with and without caries. *Archives of Oral Biology*, 27(3), 269-272.

[https://doi.org/10.1016/0003-9969\(82\)90061-9](https://doi.org/10.1016/0003-9969(82)90061-9)

Gibbons, R. J. (1964). Bacteriology of Dental Caries. *Journal of Dental Research*, 43(6), 1021-1028. <https://doi.org/10.1177/00220345640430060301>

Gil, C., & Manuel, A. (2016). Generalidades sobre la mínima intervención en cariología. *Revista Cubana de Estomatología*, 53(2), 37-44.

Glauser, S., Astasov-Frauenhoffer, M., Müller, J. A., Fischer, J., Waltimo, T., & Rohr, N. (2017). Bacterial colonization of resin composite cements: Influence of material composition and surface roughness. *European Journal of Oral Sciences*, 125(4), 294-302.

<https://doi.org/10.1111/eos.12355>

Gómez, G. J. (2020). Perspectivas del Uso de la Amalgama Dental bajo el Convenio de Minamata: Tendencias Nacionales e Internacionales. *CES Odontología*, 33(1), 53-63.

<https://doi.org/10.21615/cesodon.33.1.7>

- González Escobar, R. (2002). Eugenol: Propiedades farmacológicas y toxicológicas. Ventajas y desventajas de su uso. *Revista Cubana de Estomatología*, 39(2), 139-156.
- Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., & Kan, J. Y. K. (2003). Clinical complications in fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(1), 31-41.
[https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(03\)00214-2](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(03)00214-2)
- Grossman, L. I. (1976). Endodontics 1776–1976: A bicentennial history against the background of general dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 93(1), 78-87.
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.1976.0606>
- Güemez-Sandoval, E. (2009). El papiro Ebers y la oftalmología. *Revista Mexicana de Oftalmología*, 83(2), 123-125.
- Gunay, A., Celenk, S., Adiguzel, O., Cangul, S., Ozcan, N., & Cakmakoglu, E. E. (2023). Comparison of Antibacterial Activity, Cytotoxicity, and Fluoride Release of Glass Ionomer Restorative Dental Cements in Dentistry. *Medical Science Monitor : International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 29, e939065-1-e939065-8.
<https://doi.org/10.12659/MSM.939065>
- Gutiérrez, B., & Planells, P. (2010). *Actualización en odontología mínimamente invasiva: Remineralización e infiltración de lesiones incipientes de caries*. 7(3), 183-191.
- Gyo, M., Nikaido, T., Okada, K., Yamauchi, J., Tagami, J., & Matin, K. (2008). Surface Response of Fluorine Polymer-Incorporated Resin Composites to Cariogenic Biofilm Adherence. *Applied and environmental microbiology*, 74, 1428-1435. [https://doi.org/10.1128/AEM.02039-](https://doi.org/10.1128/AEM.02039-07)

Hahnel, S., Ionescu, A. C., Cazzaniga, G., Ottobelli, M., & Brambilla, E. (2017). Biofilm formation and release of fluoride from dental restorative materials in relation to their surface properties. *Journal of Dentistry*, *60*, 14-24. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.02.005>

Hajar, R. (2012). The Air of History (Part II) Medicine in the Middle Ages. *Heart Views : The Official Journal of the Gulf Heart Association*, *13*(4), 158-162. <https://doi.org/10.4103/1995-705X.105744>

Hall-Stoodley, L., & Stoodley, P. (2002). Developmental regulation of microbial biofilms. *Current Opinion in Biotechnology*, *13*(3), 228-233. [https://doi.org/10.1016/S0958-1669\(02\)00318-X](https://doi.org/10.1016/S0958-1669(02)00318-X)

Hamilton, I. R. (1990). Biochemical Effects of Fluoride on Oral Bacteria. *Journal of Dental Research*, *69*(2_suppl), 660-667. <https://doi.org/10.1177/00220345900690S128>

Hao, Y., Huang, X., Zhou, X., Li, M., Ren, B., Peng, X., & Cheng, L. (2018). Influence of Dental Prosthesis and Restorative Materials Interface on Oral Biofilms. *International Journal of Molecular Sciences*, *19*(10), 3157. <https://doi.org/10.3390/ijms19103157>

Hayashi, M., Matsuura, R., & Yamamoto, T. (2022). Effects of low concentration fluoride released from fluoride-sustained-releasing composite resin on the bioactivity of *Streptococcus mutans*. *Dental Materials Journal*, *41*(2), 309-316. <https://doi.org/10.4012/dmj.2021-219>

Heboyan, A., Vardanyan, A., Karobari, M. I., Marya, A., Avagyan, T., Tebyaniyan, H., Mustafa, M., Rokaya, D., & Avetisyan, A. (2023). Dental Luting Cements: An Updated Comprehensive Review. *Molecules*, *28*(4), Article 4. <https://doi.org/10.3390/molecules28041619>

Hecht, R., & Ludsteck, M. (2004). *Initiator system for acid dental formulations* (European Union Patent EP1387659A1). <https://patents.google.com/patent/EP1387659A1/en>

Hegde, N., Attavar, S., Hegde, M., & Priya, P. (2018). Antibacterial activity of dental restorative material: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*.

https://doi.org/10.4103/JCD.JCD_2_17

Heintze, S. D., Forjanic, M., & Rousson, V. (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials*, 22(2), 146-165.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.013>

Hemmings, K. W., Darbar, U. R., & Vaughan, S. (2000). Tooth wear treated with direct composite restorations at an increased vertical dimension: Results at 30 months. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(3), 287-293. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(00\)70130-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(00)70130-2)

Hengtrakool, C. (2001). *A study of the interactions between glass-ionomer cement and S. sanguis biofilms*.

Hernández-Bolio, G. I., Quintana, P., Ramírez-Salomón, M., Vega-Lizama, E., Morgan, M., Schnell, J. T., Scherer, A., & Tiesler, V. (2022). Organic compositional analysis of ancient maya tooth sealants and fillings. *Journal of Archaeological Science: Reports*, 43, 103435.

<https://doi.org/10.1016/j.jasrep.2022.103435>

Hervás, A., Martínez, M. A., Cabanes, J., Barjau, A., & Fos, P. (2006). Resinas compuestas: Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal (Internet)*, 11(2), 215-220.

- Heumann, D., & Roger, T. (2002). Initial responses to endotoxins and Gram-negative bacteria. *Clinica Chimica Acta*, 323(1), 59-72. [https://doi.org/10.1016/S0009-8981\(02\)00180-8](https://doi.org/10.1016/S0009-8981(02)00180-8)
- Heys, R. J., & Fitzgerald, M. (1991). Microleakage of Three Cement Bases. *Journal of Dental Research*, 70(1), 55-58. <https://doi.org/10.1177/00220345910700010901>
- Hojo, K., Nagaoka, S., Ohshima, T., & Maeda, N. (2009). Bacterial interactions in dental biofilm development. *Journal of Dental Research*, 88(11), 982-990. <https://doi.org/10.1177/0022034509346811>
- Horowitz, H. S. (2003). The 2001 CDC Recommendations for Using Fluoride to Prevent and Control Dental Caries in the United States. *Journal of Public Health Dentistry*, 63(1), 3-8. <https://doi.org/10.1111/j.1752-7325.2003.tb03467.x>
- Huang, R., Li, M., & Gregory, R. L. (2011). Bacterial interactions in dental biofilm. *Virulence*, 2(5), 435-444. <https://doi.org/10.4161/viru.2.5.16140>
- Huq, N. L., Myroforidis, H., Cross, K. J., Stanton, D. P., Veith, P. D., Ward, B. R., & Reynolds, E. C. (2016). The Interactions of CPP-ACP with Saliva. *International Journal of Molecular Sciences*, 17(6), 915. <https://doi.org/10.3390/ijms17060915>
- Hurst, D. (2014). Amalgam or composite fillings—Which material lasts longer? *Evidence-Based Dentistry*, 15(2), 50-51. <https://doi.org/10.1038/sj.ebd.6401026>
- Imazato, S. (2003). Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 19(6), 449-457. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(02\)00102-1](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(02)00102-1)

Innes, N. P. T., Chu, C. H., Fontana, M., Lo, E. C. M., Thomson, W. M., Uribe, S., Heiland, M., Jepsen, S., & Schwendicke, F. (2019). A Century of Change towards Prevention and Minimal Intervention in Cariology. *Journal of Dental Research*, *98*(6), 611-617.

<https://doi.org/10.1177/0022034519837252>

Ionescu, A., Wutscher, E., Brambilla, E., Schneider-Feyrer, S., Giessibl, F. J., & Hahnel, S. (2012). Influence of surface properties of resin-based composites on in vitro *Streptococcus mutans* biofilm development. *European Journal of Oral Sciences*, *120*(5), 458-465.

<https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2012.00983.x>

Ismail, H. S., Ali, A. I., Abo El-Ella, M. A., & Mahmoud, S. H. (2020). Effect of different polishing techniques on surface roughness and bacterial adhesion of three glass ionomer-based restorative materials: In vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, *12*(7), e620-e625. <https://doi.org/10.4317/jced.56616>

Ivanovski, S., & Lee, R. (2018). Comparison of peri-implant and periodontal marginal soft tissues in health and disease. *Periodontology 2000*, *76*(1), 116-130.

<https://doi.org/10.1111/prd.12150>

Izgi, A. D., Kale, E., & Eskimez, S. (2013). A Prospective Cohort Study on Cast-metal Slot-retained Resin-bonded Fixed Dental Prostheses in Single Missing First Molar Cases: Results After up to 7.5 Years. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *15*(1), 73-84.

<https://doi.org/10.3290/j.jad.a29010>

Jakubovics, N., & Kolenbrander, P. (2010). The road to ruin: The formation of disease-associated oral biofilms. *Oral Diseases*, *16*(8), 729-739. <https://doi.org/10.1111/j.1601-0825.2010.01701.x>

Jandt, K. D., & Sigusch, B. W. (2009). Future perspectives of resin-based dental materials. *Dental Materials*, *25*(8), 1001-1006. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.02.009>

Jardim, J. J., Alves, L. S., & Maltz, M. (2009). The history and global market of oral home-care products. *Brazilian Oral Research*, *23*, 17-22. <https://doi.org/10.1590/S1806-83242009000500004>

Jhonson, L., & Wilsdorf, H. G. F. (1972). Basic Metallurgy of Dental Amalgam. In eds

Dickson, Georges and Cassel, James M, *Dental materials research: Proceedings of the 50th anniversary symposium held at the National Bureau of Standards, Gaithersburg, MD., October 6-8, 1969* (pp. 44-45). National Bureau of Standards (U.S.).

<http://archive.org/details/dentalmaterials354geor>

Jin, W.-J., Yoo, Y.-J., Park, J.-K., & Seo, D.-G. (2023). Lipopolysaccharide penetration analysis of two different resin cement systems to dentin and ceramic surface. *Journal of Dental Sciences*, *18*(4), 1740-1746. <https://doi.org/10.1016/j.jds.2022.12.013>

Jirau-Colón, H., González-Parrilla, L., Martínez-Jiménez, J., Adam, W., & Jiménez-Velez, B. (2019). Rethinking the Dental Amalgam Dilemma: An Integrated Toxicological Approach.

International Journal of Environmental Research and Public Health, *16*(6), 1036.

<https://doi.org/10.3390/ijerph16061036>

Jørgensen, K. D. (1972). Amalgams in Dentistry. En G. R. Dickson & J. M. Cassel, *Dental Materials Research: Proceedings of the 50th Anniversary Symposium*. U.S. National Bureau of Standards. [https://books.google.es/books?id=yoGYQ-aU-](https://books.google.es/books?id=yoGYQ-aU-E4C&printsec=frontcover&hl=es&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false)

E4C&printsec=frontcover&hl=es&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false

Jullien, S. (2021). Prophylaxis of caries with fluoride for children under five years. *BMC Pediatrics*, 21(Suppl 1), 351. <https://doi.org/10.1186/s12887-021-02702-3>

Kanaya, Y., Spooner, P., Fox, J. L., Higuchi, W. I., & Muhammad, N. A. (1983). Mechanistic studies on the bioavailability of calcium fluoride for remineralization of dental enamel. *International Journal of Pharmaceutics*, 16(2), 171-179. [https://doi.org/10.1016/0378-5173\(83\)90054-6](https://doi.org/10.1016/0378-5173(83)90054-6)

Kanca, J. (1992). Improving Bond Strength Through Acid Etching of Dentin and Bonding to Wet Dentin Surfaces. *The Journal of the American Dental Association*, 123(9), 35-43. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1992.0248>

Kawai, K., Urano, M., & Ebisu, S. (2000). Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(6), 664-667.

Kern, M. (2017). Fifteen-year survival of anterior all-ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses. *Journal of Dentistry*, 56, 133-135. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.11.003>

Khan, A. U., Islam, B., Khan, S. N., & Akram, M. (2011). A proteomic approach for exploring biofilm in *Streptococcus mutans*. *Bioinformation*, 5(10), 440-445. <https://doi.org/10.6026/97320630005440>

Khoroushi, M., & Keshani, F. (2013). A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dental research journal*, *10*, 411-420.

<https://doi.org/10.4103/1735-3327.118464>

Kim, J.-H., Cho, J., Lee, Y., & Cho, B.-H. (2017). The Survival of Class V Composite Restorations and Analysis of Marginal Discoloration. *Operative Dentistry*, *42*(3), E93-E101.

<https://doi.org/10.2341/16-186-C>

Klinge, B., Meyle, J., & Working Group 2. (2006). Soft-tissue integration of implants. Consensus report of Working Group 2. *Clinical Oral Implants Research*, *17 Suppl 2*, 93-96.

<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.001366.x>

Kobayashi, M., Saito, H., Mase, T., Sasaki, T., Wang, W., Tanaka, Y., Nakamura, M., Nagai, A., & Yamashita, K. (2010). Polarization of hybridized calcium phosphoaluminosilicates with 45S5-type bioglasses. *Biomedical Materials (Bristol, England)*, *5*(2), 25001.

<https://doi.org/10.1088/1748-6041/5/2/025001>

Köhler, B., Rasmusson, C.-G., & Ödman, P. (2000). A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. *Journal of Dentistry*, *28*(2), 111-116.

[https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(99\)00059-7](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(99)00059-7)

Kolenbrander, P. E., Palmer, R. J., Periasamy, S., & Jakubovics, N. S. (2010). Oral multispecies biofilm development and the key role of cell–cell distance. *Nature Reviews Microbiology*, *8*(7), Article 7.

<https://doi.org/10.1038/nrmicro2381>

Kopperud, S. E., Tveit, A. B., Gaarden, T., Sandvik, L., & Espelid, I. (2012). Longevity of posterior dental restorations and reasons for failure. *European Journal of Oral Sciences*, *120*(6), 539-548. <https://doi.org/10.1111/eos.12004>

Korsch, M., Marten, S.-M., Walther, W., Vital, M., Pieper, D. H., & Dötsch, A. (2018). Impact of dental cement on the peri-implant biofilm-microbial comparison of two different cements in an in vivo observational study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *20*(5), 806-813. <https://doi.org/10.1111/cid.12650>

Kozmos, M., Virant, P., Rojko, F., Abram, A., Rudolf, R., Raspor, P., Zore, A., & Bohinc, K. (2021). Bacterial Adhesion of Streptococcus mutans to Dental Material Surfaces. *Molecules (Basel, Switzerland)*, *26*(4), 1152. <https://doi.org/10.3390/molecules26041152>

Krzyściak, W., Jurczak, A., Kościelniak, D., Bystrowska, B., & Skalniak, A. (2014). The virulence of Streptococcus mutans and the ability to form biofilms. *European Journal of Clinical Microbiology & Infectious Diseases: Official Publication of the European Society of Clinical Microbiology*, *33*(4), 499-515. <https://doi.org/10.1007/s10096-013-1993-7>

Kugel, G., & Ferrari, M. (2000). THE SCIENCE OF BONDING: FROM FIRST TO SIXTH GENERATION. *The Journal of the American Dental Association*, *131*, 20S-25S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2000.0398>

Kumar, S., Mala, N., Rana, K. S., Namazi, N., Rela, R., & Kumar, K. (2021). Cognizance and Use of Minimally Invasive Dentistry Approach by General Dentists: An Overlooked Companion. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, *13*(Suppl 1), S199-S202. https://doi.org/10.4103/jpbs.JPBS_674_20

Lagerweij, M. D., & van Loveren, C. (2015). Declining Caries Trends: Are We Satisfied? *Current Oral Health Reports*, 2(4), 212-217. <https://doi.org/10.1007/s40496-015-0064-9>

Lang, N. P., Schätzle, M. A., & Loe, H. (2009). Gingivitis as a risk factor in periodontal disease. *Journal of Clinical Periodontology*, 36(s10), 3-8. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2009.01415.x>

Lebed, A. (1980). Odontología árabe. Influencia de los árabes en la Edad Media. *FOUBA Digital*, 82-85.

Leek, F. F. (1967). The Practice of Dentistry in Ancient Egypt. *The Journal of Egyptian Archaeology*, 53, 51. <https://doi.org/10.2307/3855573>

Lempel, E., Lovász, B. V., Bihari, E., Krajczár, K., Jeges, S., Tóth, Á., & Szalma, J. (2019). Long-term clinical evaluation of direct resin composite restorations in vital vs. Endodontically treated posterior teeth—Retrospective study up to 13 years. *Dental Materials*, 35(9), 1308-1318. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.06.002>

Leyva del Rio, D., & Johnston, W. M. (2022). Optical characteristics of experimental dental composite resin materials. *Journal of Dentistry*, 118, 103949. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.103949>

Li, Y., Carrera, C., Chen, R., Li, J., Lenton, P., Rudney, J. D., Jones, R. S., Aparicio, C., & Fok, A. (2014). Degradation in the dentin-composite interface subjected to multi-species biofilm challenges. *Acta Biomaterialia*, 10(1), 375-383. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2013.08.034>

Lima, F. G., Romano, A. R., Correa, M. B., & Demarco, F. F. (2009). Influence of microleakage, surface roughness and biofilm control on secondary caries formation around composite resin

restorations: An in situ evaluation. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, 17(1), 61-65.

<https://doi.org/10.1590/s1678-77572009000100012>

Lippert, F. (2013). An Introduction to Toothpaste—Its Purpose, History and Ingredients. En C. Van Loveren (Ed.), *Monographs in Oral Science* (Vol. 23, pp. 1-14). S. Karger AG.

<https://doi.org/10.1159/000350456>

Loevy, H. T., & Kowitz, A. A. (1997). The dawn of dentistry: Dentistry among the Etruscans.

International Dental Journal, 47(5), 279-284. [https://doi.org/10.1002/j.1875-](https://doi.org/10.1002/j.1875-595X.1997.tb00790.x)

[595X.1997.tb00790.x](https://doi.org/10.1002/j.1875-595X.1997.tb00790.x)

Luchowska, A., Sroczyńska, M., & Żaczek, A. (2023). Assessment of the Impact of Dental Amalgam on Human Health: A Literature Review. *Journal of Education, Health and Sport*, 13, 105-112. <https://doi.org/10.12775/JEHS.2023.13.03.015>

Lussi, A. (1991). Validity of Diagnostic and Treatment Decisions of Fissure Caries. *Caries Research*, 25(4), 296-303. <https://doi.org/10.1159/000261380>

Mabboux, F., Ponsonnet, L., Morrier, J.-J., Jaffrezic, N., & Barsotti, O. (2004). Surface free energy and bacterial retention to saliva-coated dental implant materials—An in vitro study.

Colloids and Surfaces B: Biointerfaces, 39(4), 199-205.

<https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2004.08.002>

Mackenzie, L., & Banerjee, A. (2017). Minimally invasive direct restorations: A practical guide.

British Dental Journal, 223(3), Article 3. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2017.661>

- Mansour, Y. F., Pintado, M. R., & Mitchell, C. A. (2006). Optimizing resin cement removal around esthetic crown margins. *Acta Odontologica Scandinavica*, 64(4), 231-236.
<https://doi.org/10.1080/00016350600613443>
- Mantri, C. K., Chen, C.-H., Dong, X., Goodwin, J. S., Pratap, S., Paromov, V., & Xie, H. (2015). Fimbriae-mediated outer membrane vesicle production and invasion of *Porphyromonas gingivalis*. *MicrobiologyOpen*, 4(1), 53-65. <https://doi.org/10.1002/mbo3.221>
- Maravić, T., Mazzitelli, C., Mancuso, E., Del Bianco, F., Josić, U., Cadenaro, M., Breschi, L., & Mazzoni, A. (2023). Resin composite cements: Current status and a novel classification proposal. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 35(7), 1085-1097.
<https://doi.org/10.1111/jerd.13036>
- Marcano, R., Rojo, M. Á., Cordoba-Diaz, D., & Garrosa, M. (2021). Pathological and Therapeutic Approach to Endotoxin-Secreting Bacteria Involved in Periodontal Disease. *Toxins*, 13(8), 533. <https://doi.org/10.3390/toxins13080533>
- Marcarian, L., Talone, S., Lauriola, L., Capandegui, N., Suárez, M., & Zaiden, S. (2019). Impacto de la Luz Operatoria Sobre las Resinas Compuestas: Evaluación de su Contracción. *Revista de la Facultad de Odontología de la Universidad de Buenos Aires*, 34(78), Article 78.
- Marinho, V. C., Worthington, H. V., Walsh, T., & Clarkson, J. E. (2013). Fluoride varnishes for preventing dental caries in children and adolescents. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 7. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD002279.pub2>
- Marquis, R. E. (1995). Antimicrobial actions of fluoride for oral bacteria. *Canadian Journal of Microbiology*, 41(11), 955-964. <https://doi.org/10.1139/m95-133>

Marsh, P. (2009). Biopelículas Dentales. En J. Lindhe & N. P. Lang, *Periodontología Clínica e Implantología Odontológica* (6a ed., pp. 169-180). Médica Panamericana.

Marsh, P. D. (2005). Dental plaque: Biological significance of a biofilm and community lifestyle. *Journal of Clinical Periodontology*, 32(s6), 7-15. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2005.00790.x>

Mathur, H., Field, D., Rea, M. C., Cotter, P. D., Hill, C., & Ross, R. P. (2018). Fighting biofilms with lantibiotics and other groups of bacteriocins. *NPJ Biofilms and Microbiomes*, 4, 9. <https://doi.org/10.1038/s41522-018-0053-6>

Matinlinna, J. P., Lung, C. Y. K., & Tsoi, J. K. H. (2018). Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental Materials*, 34(1), 13-28. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.09.002>

Mazzitelli, C., Maravic, T., Mancuso, E., Josic, U., Generali, L., Comba, A., Mazzoni, A., & Breschi, L. (2022). Influence of the activation mode on long-term bond strength and endogenous enzymatic activity of dual-cure resin cements. *Clinical Oral Investigations*, 26(2), 1683-1694. <https://doi.org/10.1007/s00784-021-04141-x>

McCabe, J. F. (2008). *Applied dental materials*. Oxford, UK ; Ames, Iowa : Blackwell Pub. http://archive.org/details/applieddentalmat0000mcca_r1t9

McCabe, J. F., Yan, Z., Al Naimi, O. T., Mahmoud, G., & Rolland, S. L. (2009). Smart materials in dentistry—Future prospects. *Dental Materials Journal*, 28(1), 37-43. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.37>

McCabe, J. F., Yan, Z., Al Naimi, O. T., Mahmoud, G., & Rolland, S. L. (2011). Smart materials in dentistry. *Australian Dental Journal*, *56 Suppl 1*, 3-10. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01291.x>

McLean, J. W., Nicholson, J. W., & Wilson, A. D. (1994). Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, *25(9)*, 587-589.

Meer, J., Ali, & Tripathi, S. (2016). DENTAL CEMENTS. *International journal of Development Research*.

Melendez, D., Tay, L., & Delgado, L. (2021). La ciencia detrás de las lámparas de polimerización led. The science behind led light curing units. Revisión bibliográfica. *Revista de Operatoria Dental y Biomateriales*, *10(3)*, 6-18.

Metz, J. E., & Brackett, W. W. (1994). Performance of a glass ionomer luting cement over 8 years in a general practice. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *71(1)*, 13-15. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(94\)90248-8](https://doi.org/10.1016/0022-3913(94)90248-8)

Miller, M. B., & Bassler, B. L. (2001). Quorum Sensing in Bacteria. *Annual Review of Microbiology*, *55(1)*, 165-199. <https://doi.org/10.1146/annurev.micro.55.1.165>

Milnar, F. J. (2014). *The History and Evolution of Direct Composites. Improved physical and mechanical properties drive innovation*. *10(1)*. <https://www.aegisdentalnetwork.com/id/2014/01/history-and-evolution-of-direct-composites>

Mitra, S. B. (2008). Dental cements: Formulations and handling techniques. En *Dental Biomaterials* (pp. 162-193). Elsevier. <https://doi.org/10.1533/9781845694241.162>

Mjör, I. A., Pakhomov, G. N., & WHO Oral Health Programme. (1997). *Dental amalgam and alternative direct restorative materials* (WHO/ORH/AMAL/97.2). Article

WHO/ORH/AMAL/97.2. <https://iris.who.int/handle/10665/63711>

Mjör, I. A., & Toffenetti, F. (2000). Secondary caries: A literature review with case reports.

Quintessence International (Berlin, Germany: 1985), 31(3), 165-179.

Moradas Estrada, M., & Álvarez López, B. (2017). Dinámica de polimerización enfocada a reducir o prevenir el estrés de contracción de las resinas compuestas actuales. Revisión bibliográfica. *Avances en Odontoestomatología*, 33(6), 261-272.

Moradi, S., Sabbagh, S., Timms, L., & Ravaghi, V. (2021). Teaching Minimally Invasive Interventions in Paediatric Dentistry: A Cross-Sectional Survey of Dental Schools in Iran. *BMC Oral Health*, 21(1), 368. <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01735-5>

Moraschini, V., Fai, C. K., Alto, R. M., & Dos Santos, G. O. (2015). Amalgam and resin composite longevity of posterior restorations: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 43(9), 1043-1050. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.06.005>

Morgan, M. V., Adams, G. G., Bailey, D. L., Tsao, C. E., Fischman, S. L., & Reynolds, E. C. (2008). The Anticariogenic Effect of Sugar-Free Gum Containing CPP-ACP Nanocomplexes on Approximal Caries Determined Using Digital Bitewing Radiography. *Caries Research*, 42(3), 171-184. <https://doi.org/10.1159/000128561>

Mount, G. J. (2001). *An Atlas of Glass-Ionomer Cements: A Clinician's Guide*. CRC Press. <https://doi.org/10.3109/9780203215456>

Munson, M. A., Banerjee, A., Watson, T. F., & Wade, W. G. (2004). Molecular Analysis of the Microflora Associated with Dental Caries. *Journal of Clinical Microbiology*, 42(7), 3023-3029.

<https://doi.org/10.1128/jcm.42.7.3023-3029.2004>

Murdoch-Kinch, C. A., & McLean, M. E. (2003). Minimally invasive dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 134(1), 87-95.

<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2003.0021>

Musitelli, S. (1996). An Outline of Odontoiatry and Odonotology in the Ancient World. *Medicina Nei Secoli: Journal of History of Medicine and Medical Humanities*, 8(2), Article 2.

Nadell, C. D., Xavier, J. B., & Foster, K. R. (2009). The sociobiology of biofilms. *FEMS Microbiology Reviews*, 33(1), 206-224. <https://doi.org/10.1111/j.1574-6976.2008.00150.x>

Nair, P. N. R. (2004). Pathogenesis of apical periodontitis and the causes of endodontic failures. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine: An Official Publication of the American Association of Oral Biologists*, 15(6), 348-381. <https://doi.org/10.1177/154411130401500604>

Nakabayashi, N., Nakamura, M., & Yasuda, N. (1991). Hybrid Layer as a Dentin-Bonding Mechanism. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 3(4), 133-138.

<https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.1991.tb00985.x>

Nazir, M. A. (2017). Prevalence of periodontal disease, its association with systemic diseases and prevention. *International Journal of Health Sciences*, 11(2), 72-80.

Nejman, D., Livyatan, I., Fuks, G., Gavert, N., Zwang, Y., Geller, L. T., Rotter-Maskowitz, A., Weiser, R., Mallel, G., Gigi, E., Meltser, A., Douglas, G. M., Kamer, I., Gopalakrishnan, V., Dadosh, T., Levin-Zaidman, S., Avnet, S., Atlan, T., Cooper, Z. A., ... Straussman, R. (2020).

The human tumor microbiome is composed of tumor type-specific intracellular bacteria. *Science (New York, N.Y.)*, 368(6494), 973-980. <https://doi.org/10.1126/science.aay9189>

Nelsen, R. J., Wolcott, R. B., & Paffenbarger, G. C. (1952). Fluid exchange at the margins of dental restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 44(3), 288-295. [https://doi.org/10.1016/s0002-8177\(52\)43006-8](https://doi.org/10.1016/s0002-8177(52)43006-8)

Nicholson, J. W., Sidhu, S. K., & Czarnecka, B. (2023). Fluoride exchange by glass-ionomer dental cements and its clinical effects: A review. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 10(1), 2244982. <https://doi.org/10.1080/26415275.2023.2244982>

Nomura, R., Morita, Y., Matayoshi, S., & Nakano, K. (2018). Inhibitory effect of surface pre-reacted glass-ionomer (S-PRG) eluate against adhesion and colonization by *Streptococcus mutans*. *Scientific Reports*, 8, 5056. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-23354-x>

Ocarino, N., Bozzi, A., Pereira, R., Breyner, N., Silva, V., Castanheira, P., Góes, A., & Serakides, R. (2008). Behavior of mesenchymal stem cells stained with 4', 6-diamidino-2-phenylindole dihydrochloride (DAPI) in osteogenic and non osteogenic cultures. *Biocell : official journal of the Sociedades Latinoamericanas de Microscopía Electronica ... et. al*, 32, 175-183. <https://doi.org/10.32604/biocell.2008.32.175>

Øgaard, B. (1990). Effects of Fluoride on Caries Development and Progression in vivo. *Journal of Dental Research*, 69(2_suppl), 813-819. <https://doi.org/10.1177/00220345900690S155>

Olivares Núñez, S. D. (2015). *Estudio in vitro de la resistencia a la tracción de cilindros colados cementados a análogos de pilar de implantes con tres tipos de ionomero de vidrio* [Universidad Nacional Mayor De San Marcos]. <https://cybertesis.unmsm.edu.pe/handle/20.500.12672/4545>

Ørstavik, D., & Ørstavik, J. (1981). Two-Hour Bacterial Colonization of Dental Luting Cements in Vivo. *Acta Odontologica Scandinavica*, 39(2), 115-123.

<https://doi.org/10.3109/00016358109162269>

Ortega, P. R. (2010). *Glass-ionomer restoratives: An evaluation according to standard 96 of the ADA*.

https://www.academia.edu/102612280/Glass_ionomer_restoratives_an_evaluation_according_to_standard_96_of_the_ADA

O'Toole, G., Kaplan, H. B., & Kolter, R. (2000). Biofilm Formation as Microbial Development. *Annual Review of Microbiology*, 54(1), 49-79. <https://doi.org/10.1146/annurev.micro.54.1.49>

Ozel, E., Korkmaz, Y., Attar, N., & Karabulut, E. (2008). Effect of one-step polishing systems on surface roughness of different flowable restorative materials. *Dental Materials Journal*, 27(6), 755-764. <https://doi.org/10.4012/dmj.27.755>

Padovani, G. C., Fúcio, S. B. P., Ambrosano, G. M. B., Correr-Sobrinho, L., & Puppin-Rontani, R. M. (2015). In situ bacterial accumulation on dental restorative materials. CLSM/COMSTAT analysis. *American Journal of Dentistry*, 28(1), 3-8.

Paffenbarger, G. C., Tesk, J. A., & Brown, W. E. (1985). Dental research at the National Bureau of Standards: How it changed the practice of dental health service. *The Journal of the American Dental Association*, 111(1), 83-89. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1985.0050>

Pajor, K., Pajchel, L., & Kolmas, J. (2019). Hydroxyapatite and Fluorapatite in Conservative Dentistry and Oral Implantology—A Review. *Materials*, 12(17), 2683.

<https://doi.org/10.3390/ma12172683>

Pallesen, U., van Dijken, J. W. V., Halken, J., Hallonsten, A.-L., & Höigaard, R. (2014). A prospective 8-year follow-up of posterior resin composite restorations in permanent teeth of children and adolescents in Public Dental Health Service: Reasons for replacement. *Clinical Oral Investigations*, *18*(3), 819-827. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1052-x>

Pandit, S., Jung, J.-E., Choi, H.-M., & Jeon, J.-G. (2018). Effect of brief periodic fluoride treatments on the virulence and composition of a cariogenic biofilm. *Biofouling*, *34*(1), 53-61. <https://doi.org/10.1080/08927014.2017.1404583>

Pandit, S., Kim, G.-R., Lee, M.-H., & Jeon, J.-G. (2011). Evaluation of Streptococcus mutans biofilms formed on fluoride releasing and non fluoride releasing resin composites. *Journal of Dentistry*, *39*(11), 780-787. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.08.010>

Paulo Rodríguez, B. (2022). *Fuerza de adhesión de nuevos adhesivos universales para cementar materiales restauradores cad cam y sustrato dental. Influencia del envejecimiento artificial* (p. 1) [[Http://purl.org/dc/dcmitype/Text](http://purl.org/dc/dcmitype/Text), Universitat Internacional de Catalunya]. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=320842>

Pegoraro, T. A., Da Silva, N. R. F. A., & Carvalho, R. M. (2007). Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dental Clinics of North America*, *51*(2), 453-471. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.02.003>

Peng, X., Cheng, L., You, Y., Tang, C., Ren, B., Li, Y., Xu, X., & Zhou, X. (2022). Oral microbiota in human systematic diseases. *International Journal of Oral Science*, *14*, 14. <https://doi.org/10.1038/s41368-022-00163-7>

Peyton, F. A. (1943). Physical and Clinical Characteristics of Synthetic Resins Used in Dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 30(15), 1179-1189.

<https://doi.org/10.14219/jada.archive.1943.0242>

Phillips, R. W. (1970). Composite restorative resins. Council on Dental Materials and Devices. *Journal of the American Dental Association* (1939), 80(2), 357-358.

<https://doi.org/10.14219/jada.archive.1970.0037>

Poyser, N. J., Briggs, P. F. A., Chana, H. S., Kelleher, M. G. D., Porter, R. W. J., & Patel, M. M. (2007). The evaluation of direct composite restorations for the worn mandibular anterior dentition – clinical performance and patient satisfaction. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(5), 361-376. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01702.x>

Pratap, B., Gupta, R. K., Bhardwaj, B., & Nag, M. (2019). Resin based restorative dental materials: Characteristics and future perspectives. *The Japanese Dental Science Review*, 55(1), 126-138. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2019.09.004>

Preston, A. J., Agalamanyi, E. A., Higham, S. M., & Mair, L. H. (2003). The recharge of esthetic dental restorative materials with fluoride in vitro—Two years' results. *Dental Materials*, 19(1), 32-37. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(02\)00011-8](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(02)00011-8)

Qvist, V., Manscher, E., & Teglers, P. T. (2004). Resin-modified and conventional glass ionomer restorations in primary teeth: 8-year results. *Journal of Dentistry*, 32(4), 285-294.

<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.01.001>

Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z. R., & Ferrari, M. (2008). Self-adhesive Resin Cements: A Literature Review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *10*(4), 251-258.

<https://doi.org/10.3290/j.jad.a13735>

Raetz, C. R. H., & Whitfield, C. (2002). Lipopolysaccharide Endotoxins. *Annual review of biochemistry*, *71*, 635-700. <https://doi.org/10.1146/annurev.biochem.71.110601.135414>

Ramírez-Salomón, M., Vega-Lizama, E., Quintana-Owen, P., Cucina, A., & Tiesler, V. (2018). Pulp pathosis associated with ancient Maya dental inlays. *Archives of Oral Biology*, *95*, 202-208.

<https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2018.08.008>

Raval, N. C., Wadhvani, C. P. K., Jain, S., & Darveau, R. P. (2015). The Interaction of Implant Luting Cements and Oral Bacteria Linked to Peri-Implant Disease: An In Vitro Analysis of Planktonic and Biofilm Growth--A Preliminary Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *17*(6), 1029-1035. <https://doi.org/10.1111/cid.12235>

Ravi, R., Alla, R. K., Mohammed, S., & Devarhubli, A. (2013). Dental Composites - A Versatile Restorative Material: An Overview. *Indian Journal of Dental Sciences*, *5*, 111-115.

Rechmann, P., Rechmann, B. M., Featherstone, J. D., & Charland, D. (2012). Performance of laser fluorescence devices and visual examination for the detection of occlusal caries in permanent molars. *Journal of Biomedical Optics*, *17*(3), 036006.

<https://doi.org/10.1117/1.JBO.17.3.036006>

Renvert, S., & Quirynen, M. (2015). Risk indicators for peri-implantitis. A narrative review. *Clinical Oral Implants Research*, *26*(S11), 15-44. <https://doi.org/10.1111/clr.12636>

Rhee, S. H. (2014). Lipopolysaccharide: Basic Biochemistry, Intracellular Signaling, and Physiological Impacts in the Gut. *Intestinal Research*, *12*(2), 90-95.

<https://doi.org/10.5217/ir.2014.12.2.90>

Rodríguez Hernández, A. G. (2009). Estudio de la interacción de bacterias implicadas en la formulación de placa dentro-bacteriana con superficies de titanio comercialmente puro in vitro y su asociación con la peri-implantitis. [Doctoral thesis, Universitat Politècnica de Catalunya]. En *TDX (Tesis Doctorals en Xarxa)*. <https://doi.org/10.5821/dissertation-2117-93382>

Rodríguez-Farre, E., Testai, E., Bruzell, E., De Jong, W., Schmalz, G., Thomsen, M., & Hensten, A. (2016). The safety of dental amalgam and alternative dental restoration materials for patients and users. *Regulatory Toxicology and Pharmacology*, *79*, 108-109.

<https://doi.org/10.1016/j.yrtph.2015.12.015>

Rose, E., Lal, J., Williams, N., & Falcetti, J. (1955). The screening of materials for adhesion to human tooth structure. *Journal of Dental Research*, *34*(4).

<https://doi.org/10.1177/00220345550340041401>

Rueggeberg, F. A., Giannini, M., Arrais, C. A. G., & Price, R. B. T. (2017). Light curing in dentistry and clinical implications: A literature review. *Brazilian Oral Research*, *31*, e61.

<https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0061>

Rüttermann, S., Bergmann, N., Beikler, T., Raab, W. H.-M., & Janda, R. (2012). Bacterial viability on surface-modified resin-based dental restorative materials. *Archives of Oral Biology*, *57*(11), 1512-1521. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2012.05.005>

- Sadurní, J. (2023, abril 16). *El «Papiro Edwin Smith», un tratado médico del antiguo Egipto*. [historia.nationalgeographic.com.es](https://historia.nationalgeographic.com.es/a/el-papiro-edwin-smith-un-tratado-medico-del-antiguo-egipto_19396). https://historia.nationalgeographic.com.es/a/el-papiro-edwin-smith-un-tratado-medico-del-antiguo-egipto_19396
- Sánchez, C. C., & Monroy, M. (2009). Materiales de resinas compuestas y su polimerización: Parte I. *Revista ADM*, 65(4).
- Sang, T., Ye, Z., Fischer, N. G., Skoe, E. P., Echeverría, C., Wu, J., & Aparicio, C. (2020). Physical-chemical interactions between dental materials surface, salivary pellicle and *Streptococcus gordonii*. *Colloids and Surfaces. B, Biointerfaces*, 190, 110938. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2020.110938>
- Saran, R., Upadhyaya, N. P., Ginjupalli, K., Amalan, A., Rao, B., & Kumar, S. (2020). Effect on Physical and Mechanical Properties of Conventional Glass Ionomer Luting Cements by Incorporation of All-Ceramic Additives: An In Vitro Study. *International Journal of Dentistry*, 2020, 8896225. <https://doi.org/10.1155/2020/8896225>
- Sarkar, N. K. (1979). Copper in dental amalgams. *Journal of Oral Rehabilitation*, 6(1), 1-8. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1979.tb00397.x>
- Satou, J., Fukunaga, A., Satou, N., Shintani, H., & Okuda, K. (1988). Streptococcal Adherence on Various Restorative Materials. *Journal of Dental Research*, 67(3), 588-591. <https://doi.org/10.1177/00220345880670031301>
- Sbaraini, A., Adams, G. G., & Reynolds, E. C. (2021). Experiences of oral health: Before, during and after becoming a regular user of GC Tooth Mousse Plus®. *BMC Oral Health*, 21(1), 14. <https://doi.org/10.1186/s12903-020-01360-8>

Scholtanus, J. D., & Huysmans, M.-C. D. N. J. M. (2007). Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: A retrospective study. *Journal of Dentistry*, 35(2), 156-162. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2006.07.006>

Schwechheimer, C., & Kuehn, M. J. (2015). Outer-membrane vesicles from Gram-negative bacteria: Biogenesis and functions. *Nature reviews. Microbiology*, 13(10), 605-619. <https://doi.org/10.1038/nrmicro3525>

Schwendicke, F. (2018). Removing Carious Tissue: Why and How? En F. Schwendicke, J. Frecken, & N. Innes (Eds.), *Monographs in Oral Science* (Vol. 27, pp. 56-67). S. Karger AG. <https://doi.org/10.1159/000487832>

Selwitz, R. H., Ismail, A. I., & Pitts, N. B. (2007). Dental caries. *Lancet (London, England)*, 369(9555), 51-59. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(07\)60031-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(07)60031-2)

Seppä, L., Torppa-Saarinen, E., & Luoma, H. (1992). Effect of different glass ionomers on the acid production and electrolyte metabolism of *Streptococcus mutans* Ingbritt. *Caries Research*, 26(6), 434-438. <https://doi.org/10.1159/000261483>

Shen, P., Cai, F., Nowicki, A., Vincent, J., & Reynolds, E. C. (2001). Remineralization of Enamel Subsurface Lesions by Sugar-free Chewing Gum Containing Casein Phosphopeptide-Amorphous Calcium Phosphate. *Journal of Dental Research*, 80(12), 2066-2070. <https://doi.org/10.1177/00220345010800120801>

Shivakumar, K. M., Vidya, S. K., & Chandu, G. N. (2009). Dental caries vaccine. *Indian Journal of Dental Research*, 20(1), 99. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.49066>

Sidhu, S. K. (2010). Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dental Materials*, 26(1), 7-12. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.08.015>

Sidhu, S. K., & Nicholson, J. W. (2016). A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *Journal of Functional Biomaterials*, 7(3), 16. <https://doi.org/10.3390/jfb7030016>

Slayton, R. L., Urquhart, O., Araujo, M. W. B., Fontana, M., Guzmán-Armstrong, S., Nascimento, M. M., Nový, B. B., Tinanoff, N., Weyant, R. J., Wolff, M. S., Young, D. A., Zero, D. T., Tampi, M. P., Pilcher, L., Banfield, L., & Carrasco-Labra, A. (2018). Evidence-based clinical practice guideline on nonrestorative treatments for carious lesions: A report from the American Dental Association. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 149(10), 837-849.e19. <https://doi.org/10.1016/j.adaj.2018.07.002>

Socransky, S. S., & Haffajee, A. D. (1994). Evidence of bacterial etiology: A historical perspective. *Periodontology 2000*, 5(1), 7-25. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.1994.tb00016.x>

Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U., & Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: From the IV generation to the universal type. *Annali Di Stomatologia*, 8(1), 1-17. <https://doi.org/10.11138/ads/2017.8.1.001>

Soncini, J. A., Maserejian, N. N., Trachtenberg, F., Tavares, M., & Hayes, C. (2007). The longevity of amalgam versus compomer/composite restorations in posterior primary and permanent teeth: Findings From the New England Children's Amalgam Trial. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 138(6), 763-772. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2007.0264>

- Souza, J. C. M., Mota, R. R. C., Sordi, M. B., Passoni, B. B., Benfatti, C. A. M., & Magini, R. S. (2016). Biofilm Formation on Different Materials Used in Oral Rehabilitation. *Brazilian Dental Journal*, 27(2), 141-147. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201600625>
- Srimaneepong, V., Heboyan, A., Zafar, M. S., Khurshid, Z., Marya, A., Fernandes, G. V. O., & Rokaya, D. (2022). Fixed Prosthetic Restorations and Periodontal Health: A Narrative Review. *Journal of Functional Biomaterials*, 13(1), 15. <https://doi.org/10.3390/jfb13010015>
- Stamm, A. D. B., & Carriego, M. T. (2018). Odontología. Una Aproximación a su Evolución Histórica. *Revista de la Facultad de Odontología de la Universidad de Buenos Aires*, 33(75), Article 75.
- Staněk, J., Riad, A., Le, A., Bernát, M., Hammal, M., & Azar, B. (2022). Survival of Prosthodontic Restorations Luted with Resin-Based versus Composite-Based Cements: Retrospective Cohort Study. *Materials*, 15(1), 312. <https://doi.org/10.3390/ma15010312>
- Stanford, J. W. (1971). The Current Status of Restorative Resins. *Dental Clinics of North America*, 15(1), 57-66. [https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(22\)01514-2](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(22)01514-2)
- Stangvaltaite-Mouhat, L., Puriene, A., Stankeviciene, I., & Aleksejuniene, J. (2021). Fluoride in the drinking water and dental caries experience by tooth surface susceptibility among adults. *BMC Oral Health*, 21, 234. <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01598-w>
- Stanley, H. R. (1992). Local and Systemic Responses To Dental Composites and Glass Ionomers. *Advances in Dental Research*, 6(1), 55-64. <https://doi.org/10.1177/08959374920060011801>

Stansbury, J. W. (2000). Curing Dental Resins and Composites by Photopolymerization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(6), 300-308. [https://doi.org/10.1111/j.1708-](https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2000.tb00239.x)

8240.2000.tb00239.x

Sudjalim, T. R., Woods, M. G., Manton, D. J., & Reynolds, E. C. (2007). Prevention of demineralization around orthodontic brackets in vitro. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(6), 705.e1-705.e9. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.09.043>

Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Altinchi, A., Ahmed, S. N., & Donovan, T. E. (2018). Mechanical properties of resin-based cements with different dispensing and mixing methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(6), 1007-1013.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.06.010>

Sweet, S. P., MacFarlane, T. W., & Samaranayake, L. P. (1990). An in vitro method to study the adherence of bacteria to saliva-treated tooth enamel sections. *Oral Microbiology and Immunology*, 5(1), 24-28. <https://doi.org/10.1111/j.1399-302X.1990.tb00221.x>

Swift, E., Perdigao, J., & Heymann, H. (1995). Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 26, 95-110.

Tagg, J. R., Harold, L. K., Jain, R., & Hale, J. D. F. (2023). Beneficial modulation of human health in the oral cavity and beyond using bacteriocin-like inhibitory substance-producing streptococcal probiotics. *Frontiers in Microbiology*, 14, 1161155.

<https://doi.org/10.3389/fmicb.2023.1161155>

Takahashi, N. (2003). Acid-neutralizing activity during amino acid fermentation by *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia* and *Fusobacterium nucleatum*. *Oral*

Microbiology and Immunology, 18(2), 109-113. <https://doi.org/10.1034/j.1399-302x.2003.00054.x>

Tamargo Díaz-Faes, S. (2020). *Adhesión microbiana en la formación de biopelículas bucales. Capacidad antibacteriana de la superficie de los implantes dentales*. [Trabajo de fin de grado]. Universidad Europea Miguel de Cervantes.

Tang, H. M., Torabinejad, M., & Kettering, J. D. (2002). Leakage Evaluation of Root End Filling Materials Using Endotoxin. *Journal of Endodontics*, 28(1), 5-7. <https://doi.org/10.1097/00004770-200201000-00002>

Tassery, H., Levallois, B., Terrer, E., Manton, D., Otsuki, M., Koubi, S., Gugnani, N., Panayotov, I., Jacquot, B., Cuisinier, F., & Rechmann, P. (2013). Use of new minimum intervention dentistry technologies in caries management. *Australian Dental Journal*, 58(s1), 40-59. <https://doi.org/10.1111/adj.12049>

Taut, C. (2013). Dental amalgam: Is this the end? *Journal of the Irish Dental Association*. <https://www.semanticscholar.org/paper/Dental-amalgam%3A-is-this-the-end-Taut/6fe11b7946c14e0d359198d7e93aa2efbfe34c89>

ten Cate. (2013). Contemporary perspective on the use of fluoride products in caries prevention. *British Dental Journal*, 214(4), 161-167. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2013.162>

ten Cate, J. M., & Featherstone, J. D. B. (1991). Mechanistic Aspects of the Interactions Between Fluoride and Dental Enamel. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 2(3), 283-296. <https://doi.org/10.1177/10454411910020030101>

- Teughels, W., Van Assche, N., Sliepen, I., & Quirynen, M. (2006). Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clinical Oral Implants Research*, 17 Suppl 2, 68-81. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01353.x>
- Trost, L. (2017). *The Restorative Interface: Practical Approaches for Better Outcomes*. 38(9), 628.
- Tu, Y., Ren, H., He, Y., Ying, J., & Chen, Y. (2023). Interaction between microorganisms and dental material surfaces: General concepts and research progress. *Journal of Oral Microbiology*, 15(1), 2196897. <https://doi.org/10.1080/20002297.2023.2196897>
- Tüzüner, T., Dimkov, A., & Nicholson, J. W. (2019). The effect of antimicrobial additives on the properties of dental glass-ionomer cements: A review. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 5(1), 9-21. <https://doi.org/10.1080/23337931.2018.1539623>
- Tyas, M. J., Anusavice, K. J., Frencken, J. E., & Mount, G. J. (2000). Minimal intervention dentistry — a review*: FDI Commission Project 1–97. *International Dental Journal*, 50(1), 1-12. <https://doi.org/10.1111/j.1875-595X.2000.tb00540.x>
- Vallittu, P. K. (2013). Fibre-reinforced composites (FRCs) as dental materials. En *Non-Metallic Biomaterials for Tooth Repair and Replacement* (pp. 352-374). Elsevier. <https://doi.org/10.1533/9780857096432.3.352>
- van de Sande, F. H., Opdam, N. J., Da Rosa Rodolpho, P. A., Correa, M. B., Demarco, F. F., & Cenci, M. S. (2013). Patient Risk Factors' Influence on Survival of Posterior Composites. *Journal of Dental Research*, 92(7_suppl), S78-S83. <https://doi.org/10.1177/0022034513484337>

- van Dijk, J., Herkströter, F., Busscher, H., Weerkamp, A., Jansen, H., & Arends, J. (1987). Surface-free energy and bacterial adhesion. *Journal of Clinical Periodontology*, *14*(5), 300-304. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.1987.tb01537.x>
- van Dijken, J., Kieri, C., & Carlén, M. (1999). Longevity of Extensive Class II Open-sandwich Restorations with a Resin-modified Glass-ionomer Cement. *Journal of Dental Research*, *78*(7), 1319-1325. <https://doi.org/10.1177/00220345990780070601>
- van Dijken, J., Persson, S., & Sjöström, S. (1991). Presence of *Streptococcus mutans* and lactobacilli in saliva and on enamel, glass ionomer cement, and composite resin surfaces. *Scandinavian Journal of Dental Research*, *99*(1), 13-19. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1991.tb01017.x>
- van Dijken, J. W. V., & Pallesen, U. (2016). Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *Journal of Dentistry*, *51*, 29-35. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.05.008>
- van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Van Landuyt, K., Yoshida, Y., & Peumans, M. (2020). From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *22*(1), 7-34. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a43994>
- Varma, S., Banerjee, A., & Bartlett, D. (2008). An in vivo investigation of associations between saliva properties, caries prevalence and potential lesion activity in an adult UK population. *Journal of Dentistry*, *36*(4), 294-299. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.01.009>

Velazquez-Enriquez, U., Scougall-Vilchis, R. J., Contreras-Bulnes, R., Flores-Estrada, J., Uematsu, S., & Yamaguchi, R. (2012). Quantitative analysis of *S. mutans* and *S. sobrinus* cultivated independently and adhered to polished orthodontic composite resins. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, *20*(5), 544-549. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572012000500009>

von Hajmasy, A. (2012). Aspectos interesantes sobre el composite. *Quintessence Técnica*, *23*(6), 340-351.

Walsh, T., Worthington, H. V., Glenny, A.-M., Marinho, V. C., & Jeronicic, A. (2019). Fluoride toothpastes of different concentrations for preventing dental caries. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, *3*. <https://doi.org/10.1002/14651858.cd007868.pub3>

Wataha, J. C. (2002). Alloys for prosthodontic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *87*(4), 351-363. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.123817>

Wen, Z. T., Yates, D., Ahn, S.-J., & Burne, R. A. (2010). Biofilm formation and virulence expression by *Streptococcus mutans* are altered when grown in dual-species model. *BMC Microbiology*, *10*, 111. <https://doi.org/10.1186/1471-2180-10-111>

Whelton, H. P., Spencer, A. J., Do, L. G., & Rugg-Gunn, A. J. (2019). Fluoride Revolution and Dental Caries: Evolution of Policies for Global Use. *Journal of Dental Research*, *98*(8), 837-846. <https://doi.org/10.1177/0022034519843495>

Whitford, G. M. (1992). Acute and Chronic Fluoride Toxicity. *Journal of Dental Research*, *71*(5), 1249-1254. <https://doi.org/10.1177/00220345920710051901>

Wiegand, A., Buchalla, W., & Attin, T. (2007). Review on fluoride-releasing restorative materials—Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dental Materials*, 23(3), 343-362. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.01.022>

Wilson, A. D. (1991). Glass-ionomer cement—Origins, development and future. *Clinical Materials*, 7(4), 275-282. [https://doi.org/10.1016/0267-6605\(91\)90070-v](https://doi.org/10.1016/0267-6605(91)90070-v)

Winkelmann, J., Gómez Rossi, J., & van Ginneken, E. (2022). Oral health care in Europe: Financing, access and provision. *Health Systems in Transition*, 24(2), 1-176.

Winkler, C., Schäfer, L., Felthaus, O., Allerdings, J., Hahnel, S., Behr, M., & Bürgers, R. (2014). The bacterial adhesion on and the cytotoxicity of various dental cements used for implant-supported fixed restorations. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(4), 241-250. <https://doi.org/10.3109/00016357.2013.828320>

Wong, M. C. M., Clarkson, J., Glenny, A.-M., Lo, E. C. M., Marinho, V. C. C., Tsang, B. W. K., Walsh, T., & Worthington, H. V. (2011). Cochrane Reviews on the Benefits/Risks of Fluoride Toothpastes. *Journal of Dental Research*, 90(5), 573-579. <https://doi.org/10.1177/0022034510393346>

World Health Organization. (1958). *Expert Committee on Water Fluoridation [meeting held in Geneva from 26 to 30 August 1957]: First report*. World Health Organization. <https://iris.who.int/handle/10665/40405>

World Health Organization. (2021). *Report of the informal global WHO consultation with policymakers in dental public health, 2021: Monitoring country progress in phasing down the*

use of dental amalgam. World Health Organization. <https://www.who.int/publications-detail-redirect/9789240038424>

Xiao, J., Klein, M. I., Falsetta, M. L., Lu, B., Delahunty, C. M., Iii, J. R. Y., Heydorn, A., & Koo, H. (2012). The Exopolysaccharide Matrix Modulates the Interaction between 3D Architecture and Virulence of a Mixed-Species Oral Biofilm. *PLOS Pathogens*, 8(4), e1002623. <https://doi.org/10.1371/journal.ppat.1002623>

Xie, D., Brantley, W. A., Culbertson, B. M., & Wang, G. (2000). Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 16(2), 129-138. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(99\)00093-7](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(99)00093-7)

Yengopal, V., & Mickenautsch, S. (2009). Caries preventive effect of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate (CPP-ACP): A meta-analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*, 67(6), 321-332. <https://doi.org/10.1080/00016350903160563>

Yip, K. H.-K., Smales, R. J., Gao, W., & Peng, D. (2002). The effects of two cavity preparation methods on the longevity of glass ionomer cement restorations: An evaluation after 12 months. *The Journal of the American Dental Association*, 133(6), 744-751. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2002.0272>

Yli-Urpo, H., Lassila, L. V. J., Närhi, T., & Vallittu, P. K. (2005). Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 21(3), 201-209. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.03.006>

Yu, C., Gao, X.-J., Deng, D.-M., Yip, H.-K., & Smales, R. J. (2004). Survival of glass ionomer restorations placed in primary molars using atraumatic restorative treatment (ART) and conventional cavity preparations: 2-year results. *International Dental Journal*, *54*(1), 42-46. <https://doi.org/10.1111/j.1875-595X.2004.tb00251.x>

Yu, T., Guo, F., Yu, Y., Sun, T., Ma, D., Han, J., Qian, Y., Kryczek, I., Sun, D., Nagarsheth, N., Chen, Y., Chen, H., Hong, J., Zou, W., & Fang, J.-Y. (2017). *Fusobacterium nucleatum* Promotes Chemoresistance to Colorectal Cancer by Modulating Autophagy. *Cell*, *170*(3), 548-563.e16. <https://doi.org/10.1016/j.cell.2017.07.008>

Zainuddin, N., Karpukhina, N., Hill, R. G., & Law, R. V. (2009). A long-term study on the setting reaction of glass ionomer cements by Al-27 MAS-NMR spectroscopy. *295*. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.07.008>

Zenobia, C., & Darveau, R. P. (2022). Does Oral Endotoxin Contribute to Systemic Inflammation? *Frontiers in Oral Health*, *3*, 911420. <https://doi.org/10.3389/froh.2022.911420>

Zhang, N., Melo, M. A. S., Weir, M. D., Reynolds, M. A., Bai, Y., & Xu, H. H. K. (2016). Do Dental Resin Composites Accumulate More Oral Biofilms and Plaque than Amalgam and Glass Ionomer Materials? *Materials (Basel, Switzerland)*, *9*(11), 888. <https://doi.org/10.3390/ma9110888>

Zhang, S. (2013). Dental Caries and Vaccination Strategy against the Major Cariogenic Pathogen, *Streptococcus mutans*. *Current Pharmaceutical Biotechnology*, *14*(11), 960-966. <https://doi.org/10.2174/1389201014666131226144339>

Zhang, Z., Liu, D., Liu, S., Zhang, S., & Pan, Y. (2021). The Role of Porphyromonas gingivalis Outer Membrane Vesicles in Periodontal Disease and Related Systemic Diseases. *Frontiers in Cellular and Infection Microbiology*, *10*, 585917. <https://doi.org/10.3389/fcimb.2020.585917>

Zijngel, V., van Leeuwen, M. B. M., Degener, J. E., Abbas, F., Thurnheer, T., Gmür, R., & Harmsen, H. J. M. (2010). Oral biofilm architecture on natural teeth. *PloS One*, *5*(2), e9321. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0009321>