



UNIVERSIDAD DE MURCIA
ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO
TESIS DOCTORAL

Determinación del grado de penetración de cementos de ionómero de vidrio en dentina sana y cariada en molares permanentes.

D^a. María del Pilar Valverde Rubio
2024



UNIVERSIDAD DE MURCIA
ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO
TESIS DOCTORAL

Determinación del grado de penetración de cementos de ionómero de vidrio en dentina sana y cariada en molares permanentes.

Autor: D^a. María del Pilar Valverde Rubio

Directoras: Dra. Inmaculada Cabello Malagón
Dra. Clara Serna Muñoz



**DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD
DE LA TESIS PRESENTADA PARA OBTENER EL TÍTULO DE DOCTOR**

Aprobado por la Comisión General de Doctorado el 19-10-2022

D./Dña. María del Pilar Valverde Rubio

doctorando del Programa de Doctorado en

PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA SALUD

de la Escuela Internacional de Doctorado de la Universidad Murcia, como autor/a de la tesis presentada para la obtención del título de Doctor y titulada:

Determinación del grado de penetración de cementos de ionómero de vidrio en dentina sana y cariada en molares permanentes.

y dirigida por,

D./Dña. Inmaculada Cabello Malagón

D./Dña. Clara Serna Muñoz

DECLARO QUE:

La tesis es una obra original que no infringe los derechos de propiedad intelectual ni los derechos de propiedad industrial u otros, de acuerdo con el ordenamiento jurídico vigente, en particular, la Ley de Propiedad Intelectual (R.D. legislativo 1/1996, de 12 de abril, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual, modificado por la Ley 2/2019, de 1 de marzo, regularizando, aclarando y armonizando las disposiciones legales vigentes sobre la materia), en particular, las disposiciones referidas al derecho de cita, cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones.

Si la tesis hubiera sido autorizada como tesis por compendio de publicaciones o incluyese 1 o 2 publicaciones (como prevé el artículo 29.8 del reglamento), declarar que cuenta con:

- La aceptación por escrito de los coautores de las publicaciones de que el doctorando las presente como parte de la tesis.*
- En su caso, la renuncia por escrito de los coautores no doctores de dichos trabajos a presentarlos como parte de otras tesis doctorales en la Universidad de Murcia o en cualquier otra universidad.*

Del mismo modo, asumo ante la Universidad cualquier responsabilidad que pudiera derivarse de la autoría o falta de originalidad del contenido de la tesis presentada, en caso de plagio, de conformidad con el ordenamiento jurídico vigente.

En Murcia, a 13 de Septiembre de 2024

Fdo.: María del Pilar Valverde Rubio

Esta DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD debe ser insertada en la primera página de la tesis presentada para la obtención del título de Doctor.

Información básica sobre protección de sus datos personales aportados	
Responsable:	Universidad de Murcia. Avenida teniente Flomesta, 5. Edificio de la Convalecencia. 30003; Murcia. Delegado de Protección de Datos: dpd@um.es
Legitimación:	La Universidad de Murcia se encuentra legitimada para el tratamiento de sus datos por ser necesario para el cumplimiento de una obligación legal aplicable al responsable del tratamiento. art. 6.1.c) del Reglamento General de Protección de Datos
Finalidad:	Gestionar su declaración de autoría y originalidad
Destinatarios:	No se prevén comunicaciones de datos
Derechos:	Los interesados pueden ejercer sus derechos de acceso, rectificación, cancelación, oposición, limitación del tratamiento, olvido y portabilidad a través del procedimiento establecido a tal efecto en el Registro Electrónico o mediante la presentación de la correspondiente solicitud en las Oficinas de Asistencia en Materia de Registro de la Universidad de Murcia

AGRADECIMIENTOS

Me embarqué en esta aventura de la tesis doctoral sin el pleno conocimiento de lo que realmente conllevaba, pero por suerte, tenía a los mejores posibles capitanes que podían llevar este proyecto a buen puerto.

Antonio Ortiz. No había ninguna otra puerta a la que yo quisiera llamar para dirigir mi tesis. Primero, profesor de PTD y padrino de promoción y, años después, director del Máster de OII, donde descubrí no sólo a un gran profesional de la odontología, docencia e investigación, sino también a una grandísima persona. Gracias, gracias y gracias por tu dedicación y comprensión.

Inmaculada Cabello. Tu labor como directora no puede tener peros, gracias por ayudarme con tu conocimiento y experiencia investigadora. Te estoy inmensamente agradecida también por tu implicación a pesar de algunos “pequeños inconvenientes” como un bichito llamado Covid-19 y a los casi 300 km de distancia que hay entre Murcia y Granada.

Clara Serna. No tengo palabras para expresar mi admiración hacia ti como profesional y, algo muy importante para mí, como persona y compañera. Agradecerte infinitamente tu apoyo constante, no sólo ahora como directora, sino desde hace ya 8 años que tuve la suerte de tenerte como profesora del Máster de OII.

Tengo que agradecer también a todos aquellos que, de una u otra forma, han aportado su granito de arena para que esta tesis se haya podido realizar, con mención especial a Tere (ACTI), disponible incluso fuera de horario. Por supuesto, a todos vosotros, familiares, amigos y compañeros que, con vuestro apoyo logístico y moral, especialmente en los momentos de “crisis doctoral”, habéis sido un pilar importantísimo. En especial, tengo que nombrar a mis padres, Pilar y Ricardo, que fuisteis los que pusisteis la primera piedra para que yo forjara mi carrera profesional y que siempre habéis estado ahí; y, como no, a mi compañera y amiga Alba Ferrández, porque cualquier día a cualquier hora has estado ahí para ayudarme en la manera en que la que te he necesitado.

Mis niños, Carlos y Jorge. Qué difícil es poder expresaros mi gratitud ante el gran esfuerzo y sacrificio que habéis hecho tantas veces por mí. Santa paciencia la que habéis tenido con mamá. Carlos: “Yo te quiero más”. Jorge: “Te quiero, te quiero, uno siempre más que tú”.

Finalmente, GRACIAS Carlos, por tu apoyo incondicional, por tu fe ciega en mí, por animarme a empezar con cualquier proyecto que sabes que me ilusiona, por tirar de mí cuando sabes que necesito ese empujoncito o frenarme cuando piso mucho el acelerador. Somos “Superhéroes”.

Gracias a todos vosotros, estoy hoy aquí, dando un paso más.

*"Cuanto más aprendo, más me doy cuenta
de lo mucho que no sé"*

Albert Einstein

ÍNDICE

ÍNDICE DE TABLAS	6
ÍNDICE DE FIGURAS	7
ABREVIATURAS	10
1. RESUMEN	13
1.1 Resumen	14
1.2 Abstract	16
2. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO	19
3. INTRODUCCIÓN	23
3.1 Dentina: Estructura y composición química.....	24
3.2 Odontología Mínimamente Invasiva	25
3.3 Materiales en Odontología Restauradora	28
3.3.1 Resinas Compuestas.....	28
3.3.2 Cementos de Ionómero de Vidrio.....	30
I. Composición y Reacción de Fraguado	30
II. Propiedades	33
II.a. Liberación de Flúor	34
III. Indicaciones	34
3.3.2.1 Cementos de Ionómero de Vidrio de Alta Viscosidad.....	34
I. Composición y Reacción de Fraguado	34
II. Propiedades	36
II.a. Liberación de Flúor	36
III. Indicaciones	36
3.3.2.2 Ionómeros de Vidrio Modificados con Resina.....	36
I. Composición y Reacción de Fraguado	36
II. Propiedades	38
II.a. Liberación de Flúor.....	38
III. Indicaciones	38
3.3.3 Resina Bioactiva	38
I. Composición y Reacción de Fraguado.	39
II. Propiedades.	40
II.a. Liberación de Flúor.....	40
III. Indicaciones	40

3.3.4 Ventajas e Inconvenientes de las propiedades de las Resinas Compuestas, los Cementos de Ionómero de Vidrio y ACTIVA BioACTIVE Restorative™	40
3.4 Adhesión	41
3.4.1 Sistemas adhesivos	42
3.4.2 Capacidad autoadhesiva de los CIV	44
3.5 Microdureza	44
3.6 Microscopía	45
4. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	49
5. MATERIAL Y MÉTODOS	51
5.1 Selección y almacenamiento inicial de los dientes	52
5.2 Grupos experimentales	52
5.3. Preparación de las muestras	52
5.3.1 Preparación de las cavidades	52
5.3.2 Aplicación de los materiales restauradores	52
5.3.3 Aplicación de la fluoresceína	56
5.3.4 Corte de las muestras	56
5.4 Microscopía de barrido Láser Confocal	57
5.5 Microscopía Electrónica de Barrido de Emisión de Campo	58
5.6 Análisis de Energía Dispersiva de Rayos X y Mapping	58
5.7 Microdureza de Vickers	59
5.8 Análisis estadístico	60
6. RESULTADOS	61
6.1 Morfología de los materiales	62
6.2 Evaluación de la morfología de la interfase dentina sana con los materiales restauradores Riva Light Cure, Riva Self Cure HV, Active BioActive Restorative™ y GrandioSO®	64
6.2.1 Grupo IAa (Riva Light Cure-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar)	64
6.2.2 Grupo IIAa (Riva Self Cure HV-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar)	65
6.2.3 Grupo IIIAa (Activa BioActive Restorative™-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar) y IIIAb (Activa BioActive Restorative™-fluoresceína mezclada con el adhesivo)	67

6.2.4 Grupo IVAa (<i>GrandioSO®-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar</i>) y IVAb (<i>GrandioSO®-fluoresceína mezclada con el adhesivo</i>).	70
6.3 Evaluación de la morfología de la interfase dentina cariada con los materiales restauradores <i>Riva Light Cure</i> , <i>Riva Self Cure HV</i> , <i>Activa BioActive Restorative™</i> y <i>GrandioSO®</i>	72
6.3.1 Grupo IBa (<i>Riva Light Cure-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar</i>)	72
6.3.2 Grupo IIBa (<i>Riva Self Cure HV-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar</i>)	72
6.3.3 Grupos IIIBa (<i>Activa BioActive Restorative™-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar</i>) y IIIBb (<i>Activa BioActive Restorative™-fluoresceína mezclada con el adhesivo</i>).	75
6.3.4 Grupos IVBa (<i>GrandioSO®-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar</i>) y IVBb (<i>GrandioSO®-fluoresceína mezclada con el adhesivo</i>).	77
6.4 Determinar la composición semicuantitativa de la interfase entre dentina sana o dentina cariada y los materiales restauradores <i>Riva Light Cure</i> , <i>Riva Self Cure HV</i> , <i>Activa BioActive Restorative™</i> y <i>GrandioSO®</i> mediante espectroscopia de Rayos X de dispersión de energía. <i>Mapping</i>	79
6.5 Análisis de Microdureza de Vickers	90
7. DISCUSIÓN.....	93
7.1 Discusión del método	94
7.1 Discusión de los resultados.....	96
7.2.1 Discusión de los resultados sobre la morfología de la interfase	96
7.2.2 Discusión de los resultados sobre la microdureza de la interfase	99
7.2.3 Discusión de los resultados sobre la composición de la interfase	101
8. CONCLUSIONES.....	105
9. BIBLIOGRAFÍA	109
10. ANEXOS.....	117
10.1 Comisión de Ética de Investigación de la Universidad de Murcia.....	118

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla I. Valores medios de los iones que componen la dentina	24
Tabla II. Propiedades e indicaciones generales de los materiales restauradores.	41
Tabla III: Grupos experimentales.	53
Tabla IV. Composición de los materiales restauradores (MSDS).....	54
Tabla V. Análisis EDX del adhesivo Prime&Bond active™	81
Tabla VI. Análisis EDX de los materiales de restauración Riva Light Cure, Riva Self Cure HV, Activa BioActive Restorative™ y GrandioSO®	81
Tabla VII. Análisis EDX de dentina sana con los materiales de restauración Riva Light Cure, Riva Self Cure HV, Activa BioActive Restorative™ y GrandioSO®	81
Tabla VIII. Análisis EDX de dentina cariada con los materiales de restauración Riva Light Cure, Riva Self Cure HV, Activa BioActive Restorative™ y GrandioSO®	81
Tabla IX. Valores medios de Microdureza de Vickers	90

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Formación triple hélice de colágeno	25
Figura 2. Leyendas de las figuras	31
Figura 3. CIV convencional	32
Figura 4. Reacción de fraguado de CIV convencional	32
Figura 5 CIV AV	35
Figura 6. Reacción de fraguado de CIV AV	35
Figura 7. CIV MR.	37
Figura 8. Reacción de fraguado de CIV MR	37
Figura 9. Activa BioActive Restorative™	39
Figura 10. Reacción de fraguado de ACTIVA BioACTIVE Restorative™	39
Figura 11. Dientes embebidos en resina en la máquina de vacío.....	57
Figura 12. Muestra en portaobjetos para visualización en CLSM.....	57
Figura 13. Imagen FESEM-Análisis EDX de la muestra IIIAa	58
Figura 14. Muestra sobre pletina en microdurómetro	59
Figura 15. Esquema sobre toma de registros de microdureza	59
Figura 16. <i>Riva Light Cure</i>	62
Figura 17. <i>Riva Self Cure HV</i>	63
Figura 18. <i>Activa BioActive Restorative™</i>	63
Figura 19. <i>GrandioSO®</i>	64
Figura 20. Grupo <i>IAa</i> (CLSM 63x).....	65
Figura 21. Grupo <i>IAa</i> (1000x)	65
Figura 22. Grupo <i>IIAa</i> (CLSM 63x).....	66
Figura 23. Grupo <i>IIAa</i> (FESEM 45x)	66
Figura 24. Grupo <i>IIAa</i> (FESEM 260x)	67
Figura 25. Grupo <i>IIIAa</i> (CLSM 63x).....	68
Figura 26A. Grupo <i>IIIAa</i> (FESEM 45x)	68
Figura 26B. Grupo <i>IIIAa</i> (FESEM 500x)	68
Figura 27. Grupo <i>IIIAb</i> (CLSM 63X)	69

Figura 28A. Grupo <i>IIIAb</i> (FESEM 45x)	69
Figura 28B. Grupo <i>IIIAb</i> (FESEM 920x)	69
Figura 29. Grupo <i>IVAa</i> (CLSM 63x).....	70
Figura 30. Grupo <i>IVAa</i> (FESEM 500x).....	71
Figura 31. Grupo <i>IVAb</i> (CLSM 63x).....	71
Figura 32. Grupo <i>IVAb</i> (FESEM 1000x).....	72
Figura 33A. Grupo <i>IBa</i> (CLSM 63x)	73
Figura 33B. Grupo <i>IBa</i> (CLSM 10x)	73
Figura 34. Grupo <i>IBa</i> (FESEM 300x)	73
Figura 35. Grupo <i>IIBa</i> (CLSM 63x).....	74
Figura 36. Grupo <i>IIBa</i> (FESEM 600x)	74
Figura 37. Grupo <i>IIIBa</i> (FESEM 70x)	75
Figura 38. Grupo <i>IIIBa</i> (FESEM 400x)	75
Figura 39. Grupo <i>IIIBb</i> (CLSM 63x)	76
Figura 40. Grupo <i>IIIBb</i> (FESEM 160x)	76
Figura 41. Grupo <i>IVBa</i> (CLSM 63x).....	77
Figura 42A. Grupo <i>IVBa</i> (FESEM 45x)	78
Figura 42B. Grupo <i>IVBa</i> (FESEM 400x)	78
Figura 43. Grupo <i>IVBb</i> (CLSM 63x).....	78
Figura 44A. Grupo <i>IVBb</i> (FESEM 45x)	79
Figura 44B. Grupo <i>IVBb</i> (FESEM 125x)	79
Figura 45. <i>Mapping IAa</i>	82
Figura 46. <i>Mapping IBa</i>	83
Figura 47. <i>Mapping IIAa</i>	84
Figura 48. <i>Mapping IIBa</i>	85
Figura 49. <i>Mapping IIIAa</i>	86
Figura 50. <i>Mapping IIIBa</i>	87
Figura 51. <i>Mapping IVAa</i>	88
Figura 52. <i>Mapping IVBa</i>	89

Figura 53. Gráfica Microdureza Vickers Materiales.....	91
Figura 54. Gráfica Microdureza Vickers Dentina.	91
Figura 55. Gráfica Midrodureza Vickers Interfase Dentina Sana y Dentina Cariada ...	92

ABREVIATURAS

<u>ART:</u>	Tratamiento Restaurador Atraumático (<i>Atraumatic Restorative Treatment</i>)
<u>Bis-GMA:</u>	Bisfenol A Glicidil Dimetacrilato
<u>BPA:</u>	Bisfenol A
<u>CET:</u>	Coeficiente de Expansión Térmica
<u>CIV:</u>	Cemento de Ionómero de Vidrio
<u>CIV AV:</u>	Cemento de Ionómero de Vidrio de Alta Viscosidad
<u>CIV MR:</u>	Cemento de Ionómero de Vidrio Modificado con Resina
<u>CLSM:</u>	Microscopio de barrido Láser Confocal (<i>Confocal Laser Scanning Microscope</i>)
<u>DIT:</u>	Dentina Intertubular
<u>DPT:</u>	Dentina Peritubular
<u>EDX:</u>	Energía de Dispersión de Rayos X / Energía dispersiva de Rayos X (<i>Energy Dispersive X-Ray</i>)
<u>E&R:</u>	Adhesivo de Grabado y Lavado (<i>Ecth&Rinse</i>)
<u>FESEM:</u>	Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo (<i>Field Emission Scanning Electron Microscope</i>)
<u>HAp:</u>	Hidroxiapatita
<u>HEMA:</u>	Metacrilato de 2-Hidroxietilo
<u>ICDAS:</u>	Sistema Internacional de Detección y Evaluación de caries (<i>Intenational Caries Detection and Assessment System</i>)
<u>mm:</u>	Milímetro
<u>MSDS:</u>	Fichas de Datos de Seguridad del Material (<i>Material Safety Data Sheet</i>)
<u>nm:</u>	Nanómetro
<u>OMI:</u>	Odontología Mínimamente Invasiva
<u>p:</u>	Valor de "p", significación estadística
<u>PAA:</u>	Ácido Poliacrílico (<i>Polyacrylic acid</i>)
<u>RC:</u>	Resinas Compuestas
<u>Rpm:</u>	Revoluciones Por Minuto
<u>SE:</u>	Adhesivo de Auto Grabado (<i>Seft Etching</i>)

<u>SEM:</u>	Microscopio Electrónico de Barrido (<i>Scanning Electron Microscope</i>)
<u>SFA:</u>	Silicato de Fluoruro y Aluminio
<u>TEDGMA:</u>	Dimetracrilato de Trietilenglicol
<u>UA:</u>	Adhesivo Universal (<i>Universal Adhesive</i>)
<u>UAD:</u>	Unión AmeloDentinaria
<u>UDMA:</u>	Dimetacrilato de Uretano
<u>VHN:</u>	Microdureza Vickers (<i>Vickers hardness</i>)
<u>x:</u>	Aumentos
<u>μm:</u>	Micrómetros

1. RESUMEN

1.1 Resumen

INTRODUCCIÓN: El principal objetivo de la Odontología Mínimamente Invasiva (OMI) es preservar la mayor cantidad de tejido dentario sano. Para ello, se han desarrollado estrategias de eliminación selectiva de dentina cariada que, junto al uso de materiales de restauración adhesivos y con capacidad de remineralizar (como los Cementos de Ionómero de Vidrio Convencionales-CIV y/o de Alta Viscosidad-CIV AV), han demostrado ser eficaces en la detención del avance de la lesión cariosa. Sin embargo, los CIV presentan desventajas, como baja resistencia mecánica y alta sensibilidad a la hidratación y deshidratación. Las Resinas Compuestas (RC), consideradas el material por excelencia en odontología restauradora, no tienen capacidad remineralizante, pero sí muy buenas propiedades mecánicas. Es por ello, que se idearon los Cementos de Ionómero de Vidrio Modificados con Resina (CIV MR) y, las nuevas resinas bioactivas. Además de las propiedades del material, el éxito clínico de las restauraciones radica en su adhesión al tejido dentario, siendo la dentina cariada un sustrato morfológica y estructuralmente diferente al de la dentina sana. Entre las propiedades del material, la microdureza es una de ellas, la cual está muy determinada por el contenido mineral del tejido dentario al que se va a adherir la restauración.

La Microscopía de Barrido Láser Confocal (CLSM), utilizada junto a fluorocromos, y mediante el corte de las muestras en láminas finas, es ampliamente utilizada para el estudio de la interfase entre el tejido dentario y el material de restauración. La evaluación bajo el Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo (FESEM), permite también el análisis morfológico y estructural de la interfase, además de realizar la Espectroscopia de Rayos X de Dispersión de Energía (EDX), con los que determinar la composición de los elementos químicos tanto de la dentina como del material.

OBJETIVO: Estudiar morfológica, química y mecánicamente las interfases generadas por la adhesión a dentina sana y cariada de los CIV AV, los CIV MR y las resinas bioactivas, mediante CLSM y FESEM-EDX, y microdureza superficial de Vickers.

METODOLOGÍA: Se usaron molares permanentes humanos extraídos, 20 sanos y 20 con lesiones cariosas ocluso-proximales ICDAS 5. Se dividieron aleatoriamente en grupos según el material de restauración empleado (I: *Riva Light Cure* - CIV MR, II: *Riva Self Cure HV* - CIV AV, III: *Activa BioActive Restorative™* - resina bioactiva y IV: *GrandioSO®* - RC, como grupo control), el tipo de sustrato dentinario (A: dentina sana y B: dentina cariada) y la forma de incorporación de la fluoresceína para su estudio en microscopía (a: fluoresceína a través de la cámara pulpar y b: fluoresceína mezclada con el adhesivo). En los dientes sanos se realizaron cavidades ocluso-proximales y en los de dentina cariada se realizó la eliminación selectiva de la dentina cariada. Posteriormente, se realizaron las obturaciones con cada uno de los materiales, previamente mezclados con rodamina B. Finalmente, cada diente fue cortado en láminas para el estudio de la interfase en CLSM y FESEM-EDX y de microdureza Vickers. El protocolo de estudio siguió la normativa ISO TS 11405 y fue aprobado por la Comisión de Ética de Investigación de la Universidad de Murcia (ID: CBE 632/2024). Las principales variables analizadas fueron

la concentración iónica y microdureza en las interfases material-dentina sana y cariada, usando el programa Jamovi v 2.3.

RESULTADOS: En la evaluación con CLSM y FESEM de la morfología de la interfase de los grupos IAa y IIAa se visualizó la adhesión del material, fracturado cohesivamente, a la dentina. Para los grupos IIIAa, IIIAb y IVAa, IVAb, en general, se observó buena adaptación interfacial. Los grupos IBa y IIBa, presentaron algunas diferencias con la dentina sana porque hubo zonas sin hibridación, aunque también se observaron áreas de la interfase con material unido a la dentina cariada. En los grupos IIIBa, IIIBb y IVBa, IVBb sucedió lo contrario que en dentina sana, pues prevaleció la separación de la zona de unión entre material y dentina cariada.

En el estudio de la composición mediante EDX, se observó que los iones comunes para todos los materiales fueron oxígeno, carbono, silicio y aluminio, con otros elementos minoritarios como flúor, sodio y calcio, únicamente no presentes en *GrandioSO*[®]; estroncio sólo estuvo presente en *Riva Light Cure* y *Riva Self Cure HV*, mientras que en *Activa BioActive Restorative*[™] y *GrandioSO*[®] fue el bario. No hubo diferencias significativas respecto a las concentraciones de ningunos los iones mencionados entre *Riva Light Cure* y *Riva Self Cure HV*, mientras que sí las hubo entre el resto de los materiales. Según los materiales usados, oxígeno, calcio, carbono, fósforo, nitrógeno, magnesio, sodio y flúor fueron los elementos presentes en dentina sana, sin diferencias significativas para los cuatro primeros elementos. En dentina cariada, se encontraron también los iones azufre, silicio y estroncio, y no se dieron diferencias significativas entre ninguno de los iones salvo con flúor y estroncio.

En los resultados del análisis de microdureza de Vickers hubo diferencias significativas entre todos los materiales ($p < 0.001$), e igualmente entre dentina sana y cariada ($p = 0.005$). A nivel de las interfases se dieron diferencias dentro de los mismos materiales según el tipo de dentina ($p > 0.001$), siendo siempre menor en dentina cariada, salvo para *Riva Self Cure HV* ($p = 0.605$) donde fue similar entre dentina sana y cariada.

CONCLUSIONES: Los resultados de este estudio indicaron que, morfológicamente, las interfases de dentina sana y cariada con el CIV AV y el CIV MR fueron similares, con mejor hibridación en la dentina sana que en la cariada; por otro lado, la resina bioactiva tuvo buena hibridación en dentina sana, pero no en la cariada. Químicamente, los iones principales de todos los materiales fueron mayoritariamente coincidentes, aunque con diferencias porcentuales; las diferencias entre dentina sana y cariada fueron los elementos silicio, estroncio y azufre, ausentes en la dentina sana. Mecánicamente, el CIV MR se comportó mejor en dentina sana, mientras que en dentina cariada fue el CIV AV.

1.2 Abstract

INTRODUCTION: The main aim of Minimal Invasive Dentistry (MID) is to preserve as much sound tooth tissue as possible. To this end, strategies for the selective removal of carious dentine have been developed which, together with the use of adhesive and remineralising restorative materials (such as Glass Ionomer Cements- GICs and/or High Viscosity Glass Ionomer Cements-GIC HV), have proven to be effective in halting the progression of carious lesions. However, GICs have disadvantages, such as low mechanical strength and high sensitivity to hydration and dehydration. Composite Resins (CRs), considered the material of choice in restorative dentistry, have no remineralising capacity, but very good mechanical properties. This is why Resin Modified Glass Ionomer Cements (RMGICs), and the new bioactive resins were developed. In addition to the material properties, the clinical success of the restorations lies in their adhesion to tooth tissue, carious dentine being a morphologically and structurally different substrate than sound dentine. Among the material properties, microhardness is one of them, which is strongly determined by the mineral content of the tooth tissue to which the restoration is to be bonded.

Confocal Laser Scanning Microscope (CLSM), used with fluorochromes and by cutting the samples into thin slices, is widely used to study the interface between the dental tissue and the restorative material. Evaluation under the Field Emission Scanning Electron Microscope (FESEM) also allows morphological and structural analysis of the interface, as well as Energy Dispersive X-ray Spectroscopy (EDX), with which to determine the composition of the chemical elements of both the dentine and the material.

AIM: To study morphologically, chemically and mechanically the interfaces generated by the adhesion of GICs, RMGICs and bioactive resins to sound and carious dentine by means of CLSM and FESEM-EDX, and Vickers surface microhardness.

METHODOLOGY: Extracted human permanent molars, 20 sound and 20 with ICDAS 5 occlusal-proximal carious lesions, were used. They were randomly divided into groups according to the restorative material used (I: *Riva Light Cure* - RMGIC, II: *Riva Self Cure HV* – GIC HV, III: *Activa BioActive Restorative™* - bioactive resin and IV: *GrandioSO®* - CR, as a control group), the type of dentine substrate (A: sound dentine and B: carious dentine) and the pattern of fluorescein incorporation for microscopic study (a: fluorescein through the pulp chamber and b: fluorescein mixed with the adhesive). In sound teeth, occlusal-proximal cavities were made and in those with carious dentine, selective removal of the carious dentine was performed. Subsequently, the fillings were made with each of the materials, previously mixed with rhodamine B. Finally, each tooth was cut into slices for the study of the interface in CLSM and FESEM-EDX and Vickers microhardness. The study protocol followed the ISO TS 11405 standard and was approved by the Research Ethics Committee of the University of Murcia (ID: CBE 632/2024). The main variables analysed were the ionic concentration and microhardness at the sound and carious material-dentine interfaces, using the Jamovi v 2.3 software.

RESULTS: CLSM and FESEM evaluation of the interfacial morphology of groups IAa and IIAa showed adhesion of the cohesively fractured material to dentine. For groups IIIAa, IIIAb and IVAa, IVAb, generally, good interfacial adaptation was observed. Groups IBa and IIBa, showed some differences with sound dentine because there were areas without hybridization, although areas of the interface with material bonded to the carious dentine were also observed. In groups IIIBa, IIIBb and IVBa, IVBb, the opposite happened as in sound dentine, as the separation of the bonding area between material and carious dentine prevailed.

In the EDX compositional study, it was observed that the common ions for all the materials were oxygen, carbon, silicon and aluminium, with other minority elements such as fluorine, sodium and calcium, only not present in *GrandioSO*[®]; strontium was only present in *Riva Light Cure* and *Riva Self Cure HV*, while in *Activa BioActive Restorative*[™] and *GrandioSO*[®] it was barium. There were no significant differences in the concentrations of any of the aforementioned ions between *Riva Light Cure* and *Riva Self Cure HV*, while there were significant differences between the other materials. According to the materials used, oxygen, calcium, carbon, phosphorus, nitrogen, magnesium, sodium and fluoride were the elements present in sound dentine, with no significant differences for the first four elements. In carious dentine, sulphur, silicon and strontium ions were also found, and there were no significant differences between any of the ions except for fluoride and strontium.

In the Vickers microhardness analysis results, there were significant differences between all materials ($p < 0.001$), and also between sound and carious dentine ($p = 0.005$). At the interface level, there were differences within the same materials according to the type of dentine ($p > 0.001$), being always lower in carious dentine, except for *Riva Self Cure HV* ($p = 0.605$) where it was similar between sound and carious dentine.

CONCLUSIONS: The results of this study indicated that, morphologically, the interfaces of sound and carious dentin with GIC HV and RMGIC were similar, with better hybridization in sound dentin than in carious dentin; on the other hand, the bioactive resin had good hybridization in sound dentin, but not in carious dentin. Chemically, the main ions of all materials were mostly coincident, although with difference percentages; the differences between sound and carious dentine were the elements silicon, strontium and sulphur, which were absent in sound dentine. Mechanically, RMGIC performed better in sound dentine, while in carious dentine it was the GIC HV.

2. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

La caries dental sigue siendo una de las enfermedades crónicas más prevalentes, afectando en todo el mundo a más de 2.300 millones de personas con caries no tratada en dentición permanente, y a 532 millones de niños con caries no tratada en dentición temporal **(Bernabé y cols., 2020)**. En España la prevalencia de la experiencia de caries en dentición primaria es del 35,5% (5-6 años) y en dentición permanente según la edad es de 1'3% (5-6 años), 28'6% (12 años) y 35'5% (15 años) **(Bravo y cols., 2020)**. En los últimos años se ha producido un giro importante en torno al propio concepto y a las estrategias preventivas y procedimientos terapéuticos.

Así, actualmente la caries se define como una enfermedad dinámica, no trasmisible, multifactorial, mediada por biopelículas y modulada por la dieta, que produce una pérdida neta de minerales de los tejidos dentales duros y, además, está determinada por factores biológicos, conductuales, psicosociales y ambientales. Como consecuencia del proceso carioso se desarrolla la lesión de caries que es el signo clínico **(Machiulskiene y cols., 2019)**.

Gran parte de la evidencia científica actual va encaminada al desarrollo de la Odontología Mínimamente Invasiva (OMI), basada en la prevención de la enfermedad y la implementación de estrategias de prevención como primer peldaño de este enfoque conservador, en el diagnóstico precoz de las lesiones cariosas y la reversión de la lesión usando materiales remineralizantes en segundo lugar, y realizar la intervención sólo para cuando ya no hay opciones para los tratamientos no invasivos. Fundamentado en este nuevo enfoque de odontología conservadora, el tratamiento operatorio está orientado a mantener la vitalidad pulpar y preservar al máximo la estructura dental **(Frencken y cols., 2012; IAPD, 2020; Shelke y cols., 2020)**.

Estas nuevas premisas de mínima intervención llevan a que, cada vez más, la dentina cariada sea el sustrato sobre el que se realizan las restauraciones. Por ello, se han desarrollado estrategias de eliminación selectiva de dentina cariada **(Banerjee y cols., 2000; Schwendicke y cols., 2016; Innes y cols., 2016; Cheng y cols., 2022)**.

Aunque las resinas compuestas (RC), debido a sus indiscutibles buenas propiedades mecánicas, estéticas y de manejo, entre otras, son los materiales más usados en odontología restauradora **(Amaireh y cols., 2019; Balkaya y cols., 2019)**, los cementos de ionómero de vidrio son los materiales que mejor cumplen con los principios de la OMI, y son los recomendados para poder realizar estos tratamientos no-invasivos o microinvasivos o poco invasivos, gracias a propiedades como la adhesividad química y la liberación y absorción de flúor **(Karthavya, 2015; Shelke y cols., 2020)**.

La industria no ha cesado en la búsqueda del material ideal en odontología restauradora con el que conseguir el mayor éxito clínico de las restauraciones. Uno de los últimos en comercializarse es *Activa BioActive Restorative™*, que parece poseer las ventajas de las RC y de los cementos de ionómero de vidrio (CIV).

Hay mucha literatura sobre el comportamiento a nivel de la interfase de las RC, los CIV y los ionómeros modificados con resina (CIV MR), estos últimos desarrollados unos años después, con el objetivo de mejorar las carencias de los convencionales. En concreto estos estudios, la mayoría in vitro y en dentina sana, han buscado dar explicación al

rendimiento clínico de estos materiales estudiando sus procesos de adhesión y los factores implicados en ello.

Sin embargo, no existen estudios suficientes que evalúen las interfases adhesivas que consiguen los materiales tradicionales y los nuevos sobre la dentina cariada, desde el punto de vista de su morfología, composición y microdureza.

3. *INTRODUCCIÓN*

3.1 Dentina: Estructura y composición química

Conocer en profundidad la estructura y composición de la dentina es fundamental para comprender adecuadamente los procesos de adhesión y penetración de los distintos materiales en este tejido dentario (**Breschi y cols., 2018**). La dentina presenta una estructura y composición complejas, heterogéneas y variables según su localización y grado de desmineralización (**Tedesco y cols., 2015; Breschi y cols., 2018**).

El componente estructural principal de la dentina son los túbulos dentinarios, los cuales contienen el líquido tisular y las prolongaciones citoplasmáticas que atraviesan todo el espesor dentinario, desde la unión amelodentinaria (UAD) hasta la pulpa, variando en densidad y diámetro según su ubicación, así la densidad es mayor y el diámetro menor cerca de la pulpa, y próxima a la UAD la densidad es menor y el diámetro mayor (**Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009; Tedesco y cols., 2015**). La dentina peritubular (DPT) es la dentina hipermineralizada, localizada en la pared tubular, pobre en fibrillas colágenas. La dentina intertubular (DIT), es la que se encuentra entre la DPT, ocupando la mayor parte de la dentina y está menos mineralizada que la DPT, pues la mayor parte de su composición es colágeno tipo I (**Gomez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009**).

Respecto a la composición sus porcentajes en peso son, aproximadamente, un 70% de materia inorgánica, un 20% de materia orgánica y un 10% de agua; y en volumen 45%, 33% y 22%, respectivamente. Mientras que el principal componente inorgánico es la hidroxiapatita (HAp) en forma de pequeños cristales, el orgánico es el colágeno tipo I (**Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009; Xu y Wang, 2011; Breschi y cols., 2018**). La composición iónica de la dentina, además de la HAp que es $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, es muy variable (Tabla I) (**Combers y cols., 2016**).

Tabla I. Valores medios de los iones que componen la dentina (**Tabla modificada de Combes y cols., 2016**)

Elementos o iones en dentina					
Elementos mayores (% en peso)		Elementos menores (% en peso)		Oligoelementos principales (ppm)	
C (total)	11.8	Cl	0.065	Al	210
CO_3^{2-}	4.6	K	0.024	F	215
N	4.0	Mg	0.74	Fe	44
Ca	26.9	Na	0.76	Pb	15
P	13.2	S	0.070	Sr	145
				Zn	148

C: carbono; CO_3^{2-} : carbonato; N: nitrógeno; Ca: calcio; P: fósforo; Cl: cloro; K: potasio; Mg: magnesio; Na: sodio; S: azufre; Al: aluminio; F: flúor; Fe: hierro; Pb: plomo; Sr: estroncio; Zn: zinc.

La dentina es, por tanto, una matriz tridimensional de fibras de colágeno (90% tipo I y también algo del tipo III y V), proteínas no colágenas (especialmente proteoglicanos, aunque también están presentes sialoproteínas, fosfoproteínas, proteínas morfogénicas óseas, enzimas y factores de crecimiento) y cristales minerales (**Gómez de Ferraris y cols., 2009; Golberg y cols., 2012**). Las moléculas de colágeno constan de tres cadenas entrelazadas en una triple hélice que se enlazan entre sí formando otra hélice mayor que da lugar a las fibras de colágeno insolubles, dispuestas paralelamente entre sí y unidas perpendicularmente por las proteínas no colágenas (Figura 1). Este colágeno insoluble de la dentina es difícilmente degradable gracias a los enlaces inter e intramoleculares (**Golberg y cols., 2012; Breschi y cols., 2016**). En los huecos que quedan van a precipitar los cristales de apatita, aunque la HAp localizada intrafibrilarmente es más resistente a la desmineralización que la situada a nivel interfibrilar. En una dentina parcialmente desmineralizada puede haber fibrillas de colágeno inalteradas con minerales remanentes junto con las proteínas no colágenas, siendo la zona susceptible de poder ser remineralizada (**Poornima y cols., 2016**).

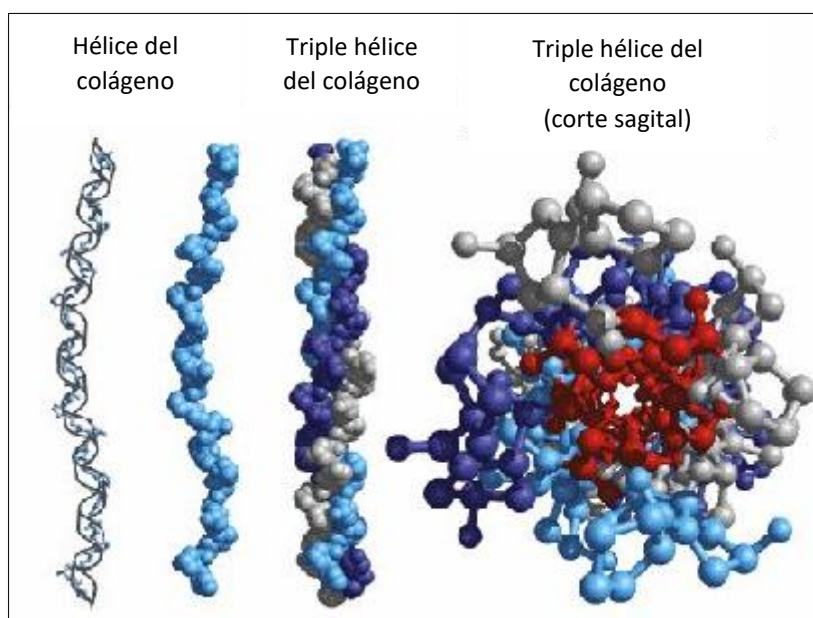


Figura 1. Formación triple hélice de colágeno (Figura modificada de López y cols., 2010).

3.2 Odontología Mínimamente Invasiva

Según la teoría de **Miller (1980)** en la que la caries es una enfermedad infecciosa provocada por bacterias que fermentan los hidratos de carbono procedentes de la dieta y desmineralizan los tejidos dentales, la Odontología Restauradora se ha basado en la eliminación total del esmalte y dentina cariados (**Innes y cols., 2019**). Sin embargo, el cambio conceptual de la caries como “una enfermedad basada en el biofilm y mediada por el comportamiento”, junto a otros progresos en técnicas y materiales, han promovido nuevas formas en el manejo de la caries, primando las estrategias dedicadas a prevenirla y detenerla; es decir, han evolucionado hacia un tratamiento de mínima intervención, pasando de la “extensión para la prevención” de Black a la “prevención de la extensión de la lesión” (**Innes y cols., 2016; Shelke y cols., 2020**).

La Odontología Mínimamente Invasiva (OMI), basándose en la prevención, remineralización y mínima intervención, consiste en preservar la mayor cantidad de tejido dentario sano posible, manteniendo los dientes sanos y funcionales (**Shelke y cols., 2020**), con el objetivo de intentar detener el proceso de la caries y preservar la vitalidad pulpar (**Frencken y cols., 2012; Schwendicke y cols., 2016; Cheng y cols., 2022**). El equilibrio entre la desmineralización y la remineralización determina la detención, remineralización o progresión de la lesión cariosa (**Abinaya y cols., 2020**). Las estrategias que llevan a la implementación de OMI incluyen (**Frencken y cols., 2012; IAPD, 2020; Shelke y cols., 2020**):

- Estrategias de prevención de caries (entre ellos la reducción del consumo de azúcares y el uso de pasta dental con 1000 ppm de flúor).
- Diagnóstico temprano de caries primaria y secundaria, y evaluación del riesgo de caries.
- Remineralización de los tejidos dentarios desmineralizados.
- Tratamientos quirúrgicos mínimamente invasivos.
- Terapias reparativas de restauraciones defectuosas.

Cuando ya se requiere realizar el abordaje quirúrgico, la OMI se enfoca en la realización de cavidades pequeñas, eliminando de forma selectiva la dentina cariada cercana a la pulpa y usando materiales restauradores adhesivos y remineralizantes (**IAPD, 2020**).

Para ello, hay que diferenciar la dentina afectada con capacidad de remineralizar, de la dentina desmineralizada irreversiblemente. A nivel dentinario, el área externa de la lesión cariosa es dentina infectada y desmineralizada irreversiblemente donde el ácido también ha degradado el colágeno, de tal forma que ya no pueden reconstruirse de nuevo sus enlaces moleculares; sin embargo, en el área interna de la lesión, que está menos infectada, aunque el colágeno también ha sufrido daños, éstos son reversibles, pudiéndose remineralizar con la colocación de una restauración sellada, sobre la dentina periférica y/o esmalte sanos (**Banerjee y cols., 2000**). Al sellar la cavidad, los microorganismos quedan aislados del medio oral limitando el acceso de las bacterias a los nutrientes, lo cual lleva a la inhibición de su capacidad metabólica y, con ello, al cese de la desmineralización de las superficies dentales (**Innes y cols., 2019; Frencken y cols., 2012; Banerjee y cols., 2000**).

En este enfoque de tratamiento poco invasivo destaca el Tratamiento Restaurador Atraumático (ART, *Atraumatic Restorative Treatment*) (**Shelke y cols., 2020**), que tuvo su origen como un procedimiento que no precisa ni electricidad ni anestesia y únicamente usa instrumentos manuales y materiales restauradores adhesivos, como los Cementos de Ionómero de Vidrio de Alta Viscosidad (CIV AV) los cuales, al liberar fluoruro, tienen efecto antibacteriano, favorecen la remineralización y disminuyen la desmineralización, deteniendo y previniendo las lesiones de caries secundarias. En la actualidad, debido a que es una técnica compatible, se ha modificado para su uso en OMI (**Frencken y cols., 2012; Karthavya, 2015; Shelke y cols., 2020**).

Sobre esta idea se han desarrollado distintos tipos de estrategias para eliminar el tejido cariado (**Innes y cols., 2019**), con el objetivo de evitar la exposición pulpar en aquellos dientes asintomáticos o con pulpitis reversible. La dureza de la dentina es el criterio

clínico sobre el que los profesionales se apoyan para distinguir entre los distintos tipos de dentina, aumentando con la profundidad de la lesión (**Banerjee y cols., 2000; Schwendicke y cols., 2016; Innes y cols., 2016; Maltz y cols., 2017; Cheng y cols., 2022**).

- Eliminación no selectiva de dentina dura (excavación completa): consiste en la eliminación del tejido cariado en toda la cavidad; actualmente se considera sobretratamiento y no se recomienda.
- Eliminación selectiva a dentina firme: consiste en no extirpar la dentina coriácea o firme que hay sobre la pulpa, que es aquella que se puede quitar sin ejercer excesiva fuerza con un excavador manual y donde la dentina periférica y el esmalte deben limpiarse hasta que queden totalmente duros para permitir un buen sellado marginal.
- Eliminación selectiva a dentina blanda: consiste en dejar el tejido cariado blando sobre la pulpa para evitar su exposición, con los márgenes de esmalte y dentina también libres de todo tejido cariado.
- Eliminación selectiva paso a paso: es una estrategia de excavación gradual de la dentina que consta de dos pasos, una primera cita en la que se realiza una eliminación selectiva a dentina blanda y se coloca una restauración provisional a la espera de la formación de dentina terciaria, la remineralización de la dentina desmineralizada y la disminución de las bacterias activas. Y una segunda cita, pasados entre 6 y 12 meses, en la que se quita la restauración temporal para comprobar los cambios dentinarios, se realiza la eliminación selectiva a dentina firme y se coloca la restauración definitiva. Esta técnica presenta inconvenientes como el riesgo de exponer la pulpa durante el segundo paso, la posibilidad de que la obturación temporal sufra filtración durante los meses de espera, la inasistencia del paciente a la segunda cita para el reemplazo de la obturación temporal por la definitiva y el aumento de gasto.

La eliminación selectiva a dentina firme es el tratamiento de elección para ambas denticiones en lesiones dentinarias cavitadas poco profundas o moderadamente profundas; y la eliminación selectiva a dentina blanda para caries profundas en dentición permanente y, según algunos autores, también en dentición temporal (**Schwendicke y cols., 2016; Innes y cols., 2016; Cheng y cols., 2022**).

Respecto al material, su elección debe realizarse una vez preparada la cavidad teniendo en cuenta los procesos químicos, propiedades y características de manejo de los materiales adhesivos indicados en la estrategia de OMI (**Frencken y cols., 2012; Mackenzie-Banerjee, 2017**). Los Cementos de Ionómero de Vidrio (CIV) son materiales que cumplen con esas características acordes con la filosofía OMI: presentan biocompatibilidad y adhesividad química al sustrato dental, es decir, que no precisan de ningún material intermedio y, además, son liberadores de iones fluoruro, lo que puede evitar lesiones de caries secundarias (**Cedillo y cols., 2017; Sauro y cols., 2018; Cheng y cols., 2022**).

3.3 Materiales en Odontología Restauradora

La Odontología Restauradora tiene como objetivos clave (Cedillo y cols., 2017):

- Reemplazar los tejidos dentarios no recuperables por un material biocompatible.
- Proteger a la pulpa de agresiones como toxicidad, cambios térmicos, traumas y microfiltración.
- Reproducir el color, la anatomía y propiedades del diente natural.

La adaptación marginal es la distancia existente entre la restauración y las paredes de la cavidad realizadas. Esta integridad marginal es imprescindible y depende directamente de un buen sellado de los márgenes para prevenir la microfiltración que, a su vez, reduce la posibilidad de producir lesiones de caries secundarias y sensibilidad postoperatoria (Ebaya y cols., 2019, Lin y cols., 1992). La unión entre restauración y paredes cavitarias es fundamental en los tratamientos y el factor más importante en el éxito clínico de los procedimientos restauradores (Lin y cols., 1992). Entre los factores que determinan la durabilidad de las restauraciones en el tiempo se pueden distinguir: la técnica de uso del material junto a la experiencia y habilidad del profesional, el tamaño y la forma de la restauración, las propiedades del material y factores individuales del medio oral (Balkaya y cols., 2019).

La microfiltración es definida por Kidd (1976) como “la difusión químicamente indetectable de fluidos, bacterias, moléculas o iones entre la pared cavitaria preparada y el material restaurador usado, configurándose como un factor clave en el rendimiento y durabilidad de la restauración dental” (Bollu y cols., 2016; Amaireh y cols., 2019). Existen diversos factores en el material que favorecen que se pueda producir microfiltración, como son: la contracción de polimerización, el coeficiente de expansión térmica (CET), la resistencia a las fuerzas externas, la absorción de agua y la mala adaptación (Amaireh y cols., 2019).

La demanda, tanto por parte del odontólogo como de los pacientes, de mejorar los materiales en biocompatibilidad, estética, bajo coste y técnicas menos invasivas, impulsaron un cambio progresivo del uso de los mismos (Davidson, 2009).

De la amplia gama de materiales de restauración disponibles para el odontólogo (Resinas Compuestas (RC), CIV, Compómeros, Giómeros y otros materiales bioactivos) se detallarán a continuación, las propiedades y técnicas de uso de las RC, los CIV y la nueva resina bioactiva.

3.3.1 Resinas Compuestas

Las RC aparecieron en el mercado en 1962 siendo, actualmente, los materiales más usados en la práctica odontológica (Zimmerli y cols., 2010; Lohbauer, 2010; Cedillo y cols., 2017). Su clasificación en función del tamaño de la partícula de relleno es la más usada. Las primeras RC, con un tamaño de partícula de entre 10 μm y 50 μm , se denominaron *composites de macrorrelleno* con muy buenas propiedades mecánicas, salvo la resistencia al desgaste, y dificultad de pulido. Con el propósito de solucionar estos problemas, a finales de la década 1970–1980, surgieron los *composites de microrrelleno*, cuya parte inorgánica estaba formada por partículas de sílice pirogénico

de 0.04 μ m (40nm). Consiguieron muy buena estética y resistencia al desgaste, pero empeoraron el resto de las propiedades mecánicas debido a su baja carga de relleno. A principios de la década de 1980 aparecieron *los composites híbridos* introduciendo ambos tipos de partículas en un intento de conseguir las mejores propiedades de ambos. Como el gran tamaño de las partículas de macrorrelleno se redujo, se pasaron a denominar *composites híbridos de partículas pequeñas o de mediorrelleno*, con un tamaño entre 40 nm (microrrelleno) y 1 a 10 μ m (relleno de partícula pequeña). El tamaño de las partículas se ha ido reduciendo (minirellenos) y a finales de los años 1990 aparecieron los que hoy se consideran los *composites universales o microhíbridos*, cuyo relleno está formado por partículas esféricas de sílice pirogénico con un tamaño de 40 nm y partículas irregulares menores de 1 μ m. Los últimos composites en aparecer fueron los *composites de nanorrelleno*, que solo contienen nanopartículas esféricas o aglomerados de nanopartículas esféricas (entre 5 y 100 nm) y los *composites nanohíbridos* que incorporan, además, partículas irregulares inferiores a 1 μ m (Ferracane, 2011).

Las RC tienen tres componentes que son la matriz orgánica, la inorgánica y el agente de unión, que determinan sus características mecánicas, físicas, estéticas y clínicas. La matriz orgánica consta de monómeros de resina como el Bisfenol-A Glicidil Dimetacrilato (Bis-GMA) el cual, en ocasiones, se combina con el Dimetracrilato de Trietilenglicol TEDGMA, Dimetacrilato de Uretano (UDMA) u otros para disminuir su viscosidad. La matriz inorgánica está formada por partículas de relleno de distinta composición, tamaño y forma, y son muy determinantes en las propiedades mecánicas y físicas del material; el relleno más usado es la sílice en sus diferentes formas, el cuarzo, y la cerámica. A menudo se acompañan de rellenos que le proporcionan radiopacidad como el aluminio, el bario, el estroncio, el zinc o el zirconio. El tercer y último componente es el formado por un grupo metacrilato en un extremo y un silano en el otro, para poder unir la resina orgánica con la carga inorgánica, y que también influye en las propiedades (Hervás y cols., 2006; Zimmerli y cols., 2010).

Poseen muy buena estética, buenas propiedades mecánicas y de ajuste, y precisan una mínima preparación dentaria debido a las técnicas de adhesión empleadas para su colocación. Sin embargo, requieren mayor tiempo de trabajo clínico que otros materiales, son más caras, susceptibles a la técnica y sufren contracción de polimerización lo cual, como se ha comentado anteriormente, puede favorecer la microfiltración (Davidson, 2009; Amaireh y cols., 2019; Balkaya y cols., 2019); otras desventajas son: sensibilidad postoperatoria, pigmentación a nivel del margen y pérdida de la restauración (Cedillo y cols., 2017; Balkaya y cols., 2019). La degradación en el tiempo de la unión entre el material y la estructura dentaria puede limitar también la durabilidad de este material (Davidson, 2009). Otro inconveniente a destacar es la liberación de los monómeros resinosos, la cual puede ser reducida gracias a un proceso de polimerización lento (Zimmerli y cols., 2010) (Tabla II).

Estas ventajas y desventajas se pueden modificar con ajustes en la composición a nivel orgánico e inorgánico; ejemplo de ello son la incorporación de monómeros como el TEDGMA que, además de disminuir la viscosidad que facilita el manejo y mejorar la resistencia a la tracción, disminuye la resistencia a la flexión y aumenta la contracción de polimerización (Zimmerli y cols., 2010). El aumento de la carga inorgánica se traduce

en mejoras en la radiopacidad, estética, características de manejo, contracción de polimerización, CET, módulo de elasticidad, absorción de agua y resistencia a la compresión, tracción y desgaste (**Hervás y cols., 2006; Zimmerli y cols., 2010**).

3.3.2 Cementos de Ionómero de Vidrio

Debido a que ningún material disponible cumplía con todas las propiedades clínicas deseadas por los profesionales y pacientes (estética, adhesividad, biocompatibilidad, anticariogenicidad y bajo coste), aparecieron los CIV (**Mahesh y cols., 2011**).

Éstos fueron creados por Wilson y Kent en 1969, ofreciendo unas ventajas exclusivas como: la liberación y absorción de flúor (que les confieren anticariogenicidad), un CET similar al diente (que favorece su adaptación marginal y buena retención, y disminuye la microfiltración), adhesividad química a esmalte y dentina húmedos y metales básicos, biocompatibilidad y baja toxicidad. A pesar de ello, también presentaban algunos inconvenientes que superaban dichas ventajas como eran: un fraguado lento, que junto a su alta susceptibilidad a la hidratación y deshidratación durante este endurecimiento dificultaban su manejo clínico, una estética razonable, por su opacidad marcada después del fraguado y una baja resistencia al desgaste y fractura, que no garantizaban su durabilidad, especialmente en zonas que soportan estrés masticatorio (**Croll y Nicholson, 2002; Davidson, 2009; Lohbauer, 2010; Bollu y cols., 2016; Balkaya y cols., 2019**) (Tabla II).

Semánticamente, y según las normas ISO, el término CIV no es adecuado y estos cementos deberían denominarse Cementos de Polialquenoato de Vidrio, pero como CIV es el más utilizado y aceptado en la literatura científica (**Sidhu y Nicholson, 2016; Francois y cols., 2020**) en el presente trabajo también se usará la terminología CIV para hacer referencia a los cementos de ionómero de vidrio convencionales.

I. Composición y Reacción de Fraguado

Los CIV fraguan a través de una reacción ácido-base después de mezclar un polvo de partículas de vidrio de silicato de fluoruro y aluminio (SFA) reactivas básicas, con un ácido polialquenoico soluble en agua como el ácido poliacrílico (PAA, *Polyacrylic acid*) que contiene numerosos grupos funcionales carboxilo ionizados (COO^-) (Figura 2, 3). Hay otros poliacidos, como el Ácido Tartárico, Itacónico, Maleico, Tricarboxílico y Polivinilfosfórico, que pueden sustituir o añadirse al anterior, modificando la reacción y las propiedades del material. Así, el ácido polialquenoico puede presentarse como una solución acuosa homopolímera de PAA (muy viscoso y con alta tendencia a gelificar), o como un copolímero de PAA con otro/s ácido/s adicional/es que disminuye su viscosidad y gelificación y facilita su almacenamiento (**Mahesh y cols., 2011; Sidhu y Nicholson, 2016; Sauro y cols., 2018; Francois y cols., 2020**). En ocasiones puede incorporarse el políácido al polvo siendo el líquido, en este caso, únicamente agua, o también puede incorporarse solo parte del políácido al polvo y el resto en el líquido junto al agua (**Lohbauer, 2010; Sidhu y Nicholson, 2016**).

La formulación del polvo de los CIV varía según cada fabricante, pudiendo incorporar otros componentes como: calcio, fosfato, sodio, estroncio o zinc que van a modular la reacción de fraguado, la liberación iónica y las propiedades del material (**Lohbauer, 2010; Mahesh y cols., 2011; Sidhu y Nicholson, 2016; Francois y cols., 2020**).

El fraguado de los CIV se produce a los 2-3 minutos por la reacción química ácido-base, que es la acción de los iones hidrógeno del PAA sobre la superficie de las partículas de SFA, resultando en una liberación iónica, que dependerá de su composición, principalmente de calcio y estroncio primero, seguido de aluminio después. Estos cationes liberados sirven para formar enlaces iónicos con los grupos carboxilos ionizados de los PAA y formar una sal de hidrogel de sílice que actúa como matriz de unión, disminuyendo ahora su solubilidad, que inicialmente es muy alta (Lohbauer, 2010; Sidhu y Nicholson, 2016; Francois y cols., 2020).

Con los primeros iones liberados se produce el fraguado inicial, que continuará con la liberación de aluminio que se alarga, más o menos, durante uno o dos días. La maduración total se consigue en semanas o meses debido a la liberación tardía de aluminio y también de sodio y flúor, que aún quedan en la matriz sin reaccionar (Figura 4) (Lohbauer, 2010; Sidhu y Nicholson, 2016; Sauro y cols., 2018; Francois y cols., 2020).

LEYENDAS DE LAS FIGURAS	
	Monómeros Resinosos / Polímeros resinosos
	Monómeros ácidos / Polímeros ácidos
	Fotoiniciadores / Quimioiniciadores
	Agua
	Macropartículas no reactivas silanizadas / Micro o nanopartículas no reactivas silanizadas
	Partículas SFA / Partículas SFA silanizadas
	Partículas SFA ácido activadas / Partículas SFA silanizadas ácido activadas
	Partículas SFA super reactivas / Partículas SFA super reactivas ácido activadas
	Iones / Enlaces iónicos

Figura 2. Leyendas de las figuras (Figura modificada de Francois y cols., 2020).

SFA: partículas de vidrio de silicato de fluoruro y aluminio.

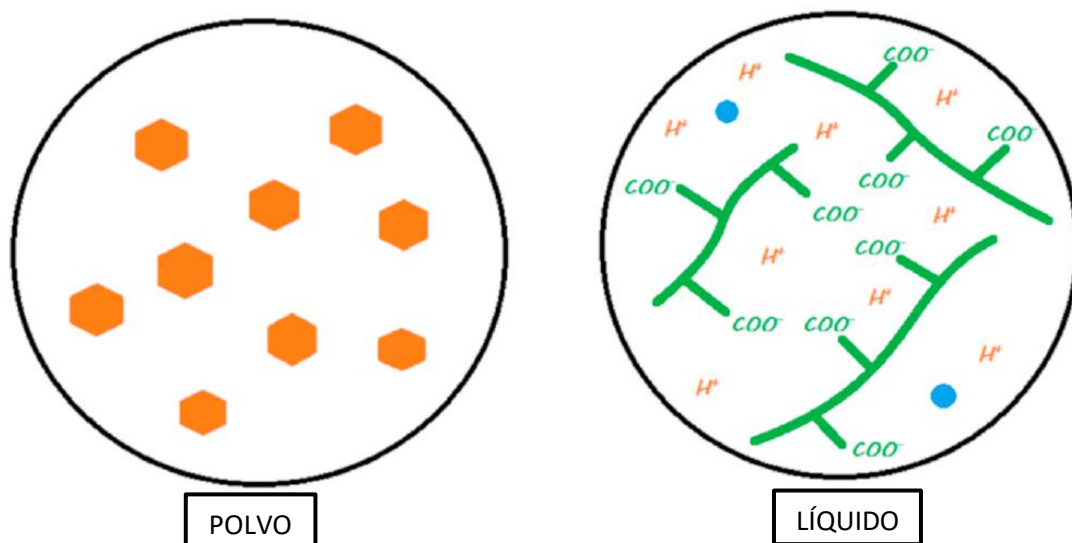


Figura 3. CIV convencional. Polvo que contiene partículas de vidrio SFA no silanizadas; líquido compuesto por agua y PAA ionizado (**Figura modificada de Francois y cols., 2020**).
COO⁻: ácido carboxílico ionizado; H⁺: ión hidrógeno.

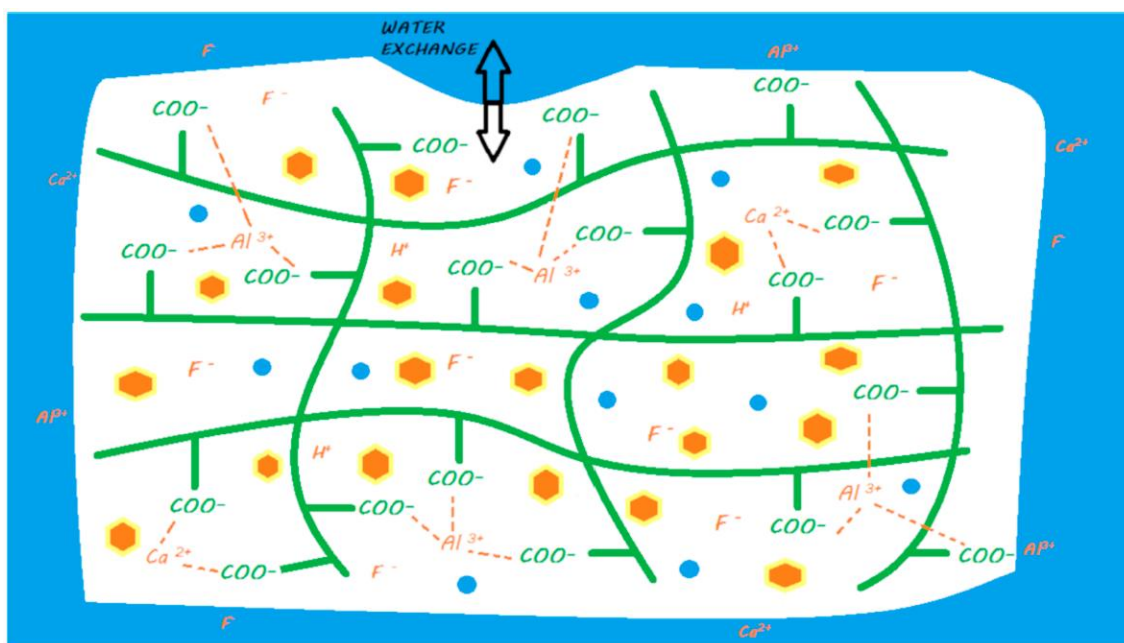


Figura 4. Reacción de fraguado de CIV convencional (**Francois y cols., 2020**).
COO⁻: ácido carboxílico ionizado; H⁺: ión hidrógeno; Al³⁺: ión aluminio; Ca²⁺: ión calcio; F⁻: ión flúor.

El agua, además de ser el medio de transporte de los iones en el interior del CIV, es el disolvente del ácido polimérico y el medio en el que se produce el proceso de fraguado (**Watson, 1990; Croll y Nicholson, 2002; Sidhu y Nicholson, 2016**). Los CIV mantienen una reactividad química lenta e inicialmente susceptible a la acción del agua. El agua del líquido se incorpora totalmente al polvo durante la mezcla y para evitar que se disuelvan los cationes, debe impedirse la incorporación de agua extra antes de su endurecimiento (**Sidhu y Nicholson, 2016**); esta contaminación inicial por humedad es la responsable de la reducción del módulo elástico y resistencia a la fractura (**Lohbauer, 2010**).

Para evitar tanto la deshidratación como la hidratación con agua durante el fraguado del CIV hay que protegerlo mediante un barniz, pues las variaciones hídricas pueden

alterar sus propiedades (**Lohbauer, 2010; Sidhu y Nicholson, 2016**). El exceso de agua disminuye la resistencia al desgaste y la dureza del material, mientras que la aparición de grietas en su espesor son producto de la deshidratación (**kanik y cols., 2016**). Uno de estos revestimientos son los barnices de resina fotopolimerizables, los cuales se pierden con el tiempo por los efectos masticatorios, pero durante dicho tiempo han conferido al cemento de la protección que precisa ante las variaciones en el balance hídrico, pues limitan el movimiento del agua a través de su superficie (**Lohbauer, 2010**). Además, estos barnices confieren al material menor translucidez y mayor brillo superficial, rellenan las imperfecciones creadas durante el pulido y, al protegerlo de la contaminación inicial por agua, mejora las propiedades mecánicas (**Balkaya y cols., 2019**).

La contracción de polimerización de los CIV es un proceso lento, consecuencia del fraguado químico. Parte de ella también puede ser consecuencia de la deshidratación. La fuerza de contracción, que produce tensión sobre la superficie a la que se adhiere el material, puede dar lugar a fracturas en la interfase, a nivel dental o del material (**Watson y cols., 1998**).

II. Propiedades

Múltiples factores pueden afectar a la reacción de fraguado y, por lo tanto, a las propiedades de los CIV: variaciones en la composición y proporción polvo-líquido, el tamaño de las partículas, la masa molecular y la concentración del poliácido, el pretratamiento y la técnica de mezcla (**de Lima y cols., 2021; Sidhu y Nicholson, 2016; Lohbauer, 2010**).

Sobre las diferencias que pueden presentar los CIV en su composición está, por ejemplo, la sustitución del calcio por el estroncio lo cual aumenta la radiopacidad del material. En el polímero, un peso molecular alto aumenta la resistencia del cemento, aunque dificulta la mezcla, ya que su viscosidad también es mayor (**Sidhu y Nicholson, 2016**); a mayor concentración del PAA se acelera el fraguado y también es cierto que una mayor proporción polvo/líquido aumenta la resistencia. Al añadir Ácido Tartárico, se retrasa la velocidad inicial de la reacción de fraguado facilitando la mezcla (**Lohbauer, 2010; Sidhu y Nicholson, 2016**).

Respecto a la presentación y técnica de mezcla, un CIV de la misma marca en la versión de mezcla manual y la encapsulada tienen formulación diferente, pues los de cápsula tienen que ser menos reactivos por la aceleración de la mezcla automática y así permitir tiempo de trabajo y fraguado adecuados (**Sidhu y Nicholson, 2016**). Aquellos en formato de cápsula presentan una proporción polvo-líquido no modificable, un mejor manejo, y una consistencia homogénea (**Lohbauer, 2010**). En un estudio de **Cabello y cols., (2022)** se concluyó que la porosidad de los CIV es dependiente del tipo de mezcla cuando su viscosidad es baja, mientras que si es alta no es tan determinante, y que los sistemas de jeringa de automezcla parecen obtener los mejores resultados de porosidad (**Cabello y cols., 2022**).

II.a. Liberación de Flúor

La liberación de iones por parte de los CIV varía según su formulación, aunque principalmente son flúor, aluminio y calcio. Los iones de sodio y flúor se mantienen dentro de la matriz durante la fase de fraguado y es posteriormente cuando se liberan de forma gradual **(Sauro y cols., 2018; Francois y cols., 2020)**.

El pico de liberación se produce en las primeras horas y continúa en menor medida durante la maduración; los CIV también son capaces de recargarse de los mismos iones que se encuentran en el entorno en sus etapas tempranas, disminuyendo esta recaptación durante la maduración **(Sidhu y Nicholson, 2016; Francois y cols., 2020)**. Si los CIV pueden recargarse del flúor del medio oral, éste también podrá ser adsorbido por la HAp del tejido dentario, existiendo entonces dos vías de protección anticaries. El intercambio iónico entre CIV, el diente y el medio oral proporciona una alta resistencia frente a los ácidos, siendo éste el motivo por el que no suelen producirse caries secundarias bajo las obturaciones realizadas con CIV **(Sidhu y Nicholson, 2016)**.

Por tanto, la liberación del flúor (agente más efectivo en la prevención frente a la caries por su capacidad de reducir la desmineralización y promover la remineralización de esmalte y dentina) confiere a estos materiales una actividad anticariogénica, por lo que se denominan Materiales Bioactivos, **(Lohbauer, 2010; Sauro y cols., 2018; Francois y cols., 2020)**; otra denominación recibida es la de Material Inteligente puesto que, en condiciones ácidas, es mayor la liberación de flúor, amortiguando el pH ácido **(Davidson, 2009; Sidhu y Nicholson, 2016)**.

Sin embargo, el término de Material Bioactivo puede presentar controversia ya que sólo un material restaurador capaz de inducir la biorremineralización mediante una liberación iónica suficientemente significativa puede ser considerado como tal **(Francois y cols., 2020)**.

III. Indicaciones

Debido a los distintos inconvenientes que presentaban estos materiales, desde su aparición han sufrido múltiples modificaciones que les han permitido evolucionar en su composición y propiedades y aumentar sus indicaciones clínicas preventivas y restauradoras que actualmente son múltiples: base y relleno cavitario, reconstrucción de muñones, técnica de sándwich, cementado de restauraciones indirectas y de bandas y brackets, sellador de fosas y fisuras, restauraciones directas, etc. **(Cedillo y cols., 2017)** (Tabla II).

3.3.2.1 Cementos de Ionómero de Vidrio de Alta Viscosidad

Un resultado de la innovación de los CIV en la década de los 90 fueron CIV AV que, en muchas ocasiones, los podemos encontrar referenciados como CIV convencionales **(Francois y cols., 2020; de Lima y cols., 2021)**.

I. Composición y Reacción de Fraguado

Los cambios en su composición parten de una relación polvo-líquido aumentada **(Balkaya y cols., 2019; Francois y cols., 2020; de Lima y cols., 2021)**. En el líquido, el peso molecular del PAA es mayor y, en el polvo, se incorporan pequeños SFA y otros elementos que aceleran la reacción de fraguado limitando así su alteración por el

balance hídrico (Francois y cols., 2020) y aumentando su dureza, resistencia a la abrasión y flexión y tenacidad a la fractura (Figura 5) (Balkaya y cols., 2019).

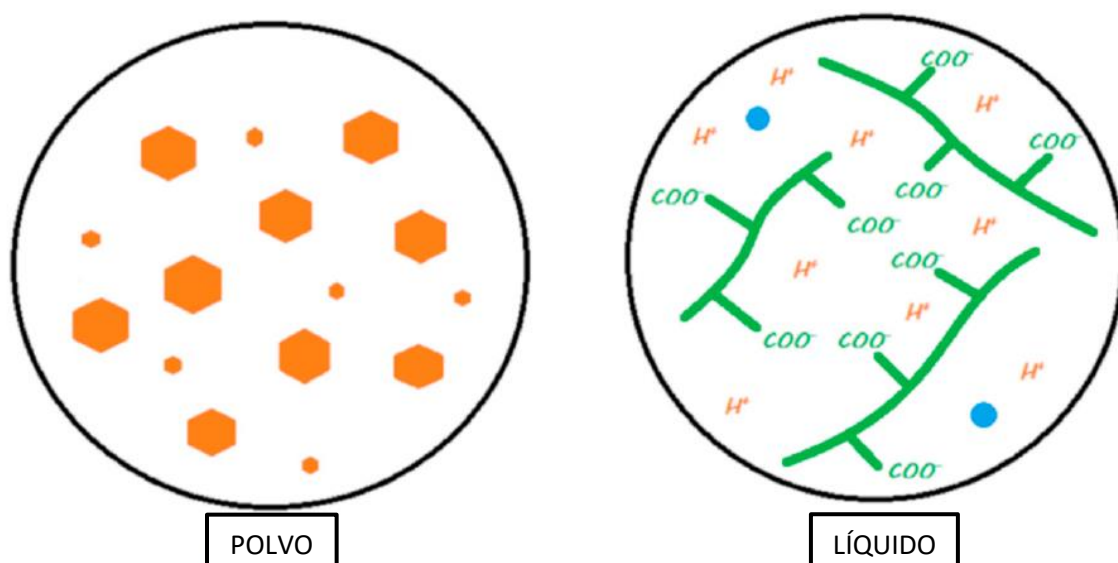


Figura 5 CIV AV. A la izquierda, polvo que contiene partículas de vidrio SFA no silanizadas y otras que aumentan la reactividad e incrementan la proporción polvo/líquido; a la derecha, líquido compuesto por agua y PAA ionizado (Figura modificada de Francois y cols., 2020).
COO⁻: ácido carboxílico ionizado; H⁺: ión hidrógeno.

El mecanismo de la reacción de fraguado es el mismo de los CIV convencionales. Tras su colocación, precisan también ser recubiertos por un barniz fotopolimerizable que los aísle, en esa primera fase de fraguado, de la contaminación temprana de agua y saliva (Figura 6) (Balkaya y cols., 2019; Francois y cols., 2020).

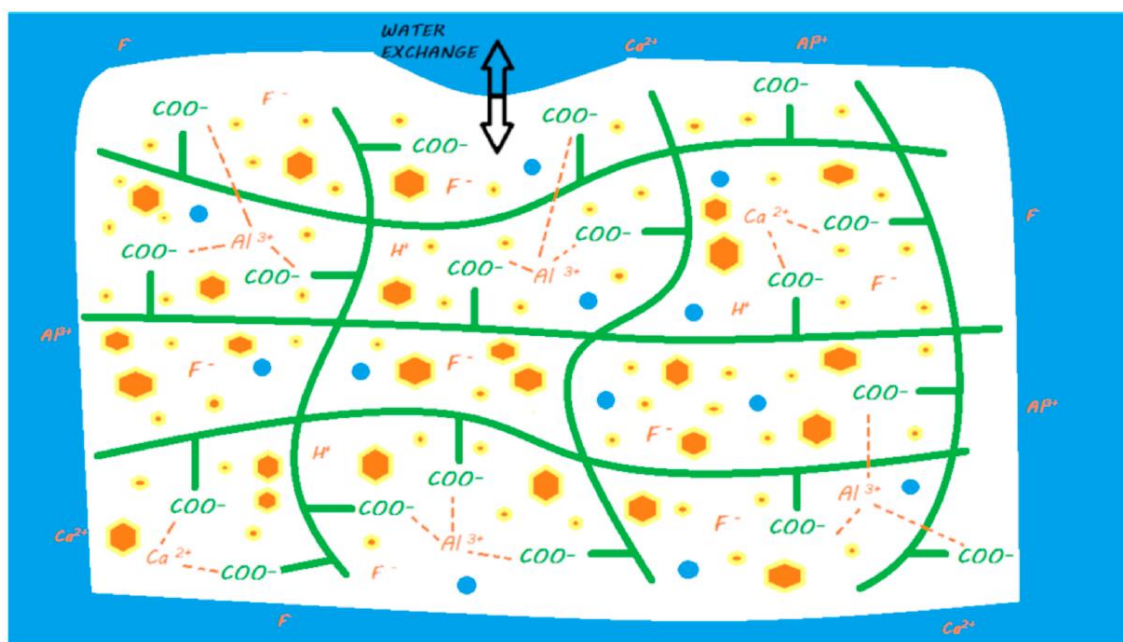


Figura 6. Reacción de fraguado de CIV AV. (Francois y cols., 2020).
COO⁻: ácido carboxílico ionizado; H⁺: ión hidrógeno; Al³⁺: ión aluminio; Ca²⁺: ión calcio; F⁻: ión flúor.

II. Propiedades

Con esos cambios en la formulación, los CIV AV ofrecieron una mayor adhesividad a los tejidos dentarios y mejores propiedades físicas y mecánicas **(Cedillo y cols., 2017)**: disminución en el tiempo de fraguado, aumento de la resistencia a la flexión (reduciendo el riesgo de fractura cohesiva), a la abrasión y una ligera mejora en la resistencia al desgaste que la hace aceptable **(Cedillo y cols., 2017; Francois y cols., 2020)**. (Tabla II).

II.a. Liberación de Flúor

Los mecanismos de liberación y recarga iónica y su pico de liberación son similares a los CIV convencionales, pero la liberación mantenida de flúor se reduce ligeramente, aunque sí que mantiene la capacidad de remineralización de los tejidos dentarios (in vitro) y, por tanto, pueden considerarse bioactivos. (Tabla II).

III. Indicaciones

Todas las características mencionadas amplían sus indicaciones terapéuticas respecto a los CIV convencionales a restauraciones oclusales, proximales y cervicales, como base intermedia en la técnica de sándwich en niños **(Francois y cols., 2020)** y en ART **(Cedillo y cols., 2017)**. (Tabla II).

3.3.2.2 Ionómeros de Vidrio Modificados con Resina

Otra modificación que fue clave en la década de los 90 fue el refuerzo de los CIV para producir Cementos de Ionómero de Vidrio Modificado con Resina (CIV MR), **(Croll y Nicholson, 2002; Bollu y cols., 2016)** combinando las propiedades mecánicas de las RC con el potencial anticariogénico de los CIV **(Sauro y cols., 2018)**.

I. Composición y Reacción de Fraguado

Estos materiales híbridos son CIV a los que se le han añadido un monómero resinoso hidrofílico (normalmente Metacrilato de 2-Hidroxietilo -HEMA-) al ácido policarboxílico y fotoiniciadores como la canforoquinona **(Watson, 1990; Sidhu y Watson, 1998; Lohbauer, 2010; Sidhu y Nicholson, 2016; Francois y cols., 2020)**.

Los rellenos SFA reactivos, en esta ocasión, están silanizados, lo que permite su unión a la matriz resinosa, aumentando más el entrecruzamiento de la red de resina (Figura 7) **(Francois y cols., 2020)**. Al mezclar el polvo y el líquido se producen dos reacciones, una principal de ácido-base como en los CIV y otra complementaria activada por luz (Figura 8) **(Lohbauer, 2010; Ebaya y cols., 2019)**. Inicialmente, se produce la reacción de fotopolimerización de los radicales libres de la resina y, después, la polimerización química **(Croll y Nicholson, 2002; Francois y cols., 2020)**. Aunque coexisten ambas reacciones, se entorpecen, así cuando se inicia la polimerización de la resina la reacción ácido-base continúa, pero de forma limitada; igualmente, la fotopolimerización se ve afectada por la reacción química y, por ello, los monómeros HEMA que quedan sin reaccionar provocan en el tiempo una mayor absorción de agua, aumentando la sensibilidad del material a la hidrólisis **(Sidhu y Nicholson, 2016; Francois y cols., 2020)**.

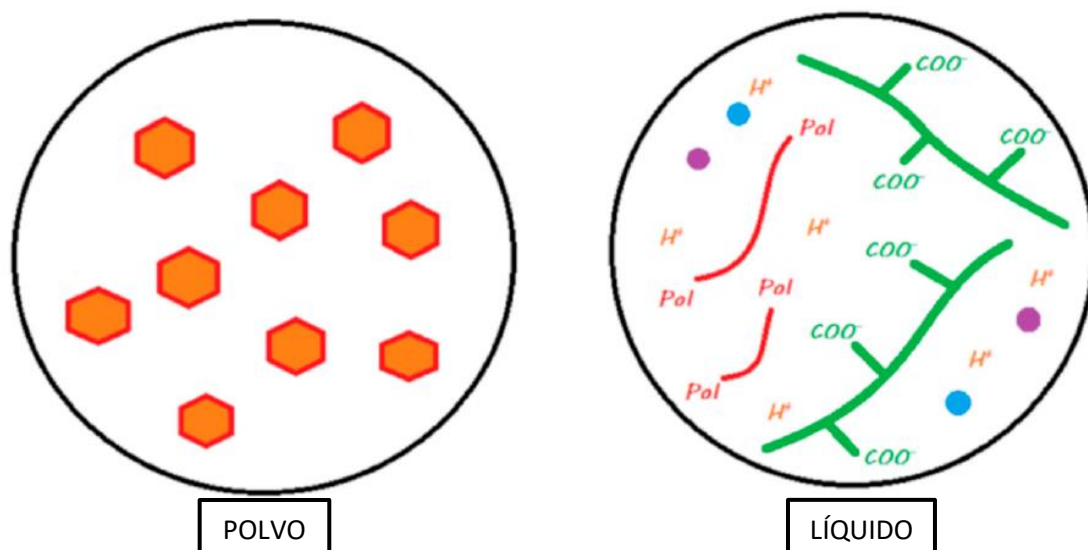


Figura 7. CIV MR. A la izquierda, polvo que contiene partículas de vidrio SFA silanizadas; a la derecha, líquido compuesto por agua, PAA ionizado y monómeros HEMA (Figura modificada de Francois y cols., 2020).

COO⁻: ácido carboxílico ionizado; H⁺: ión hidrógeno.

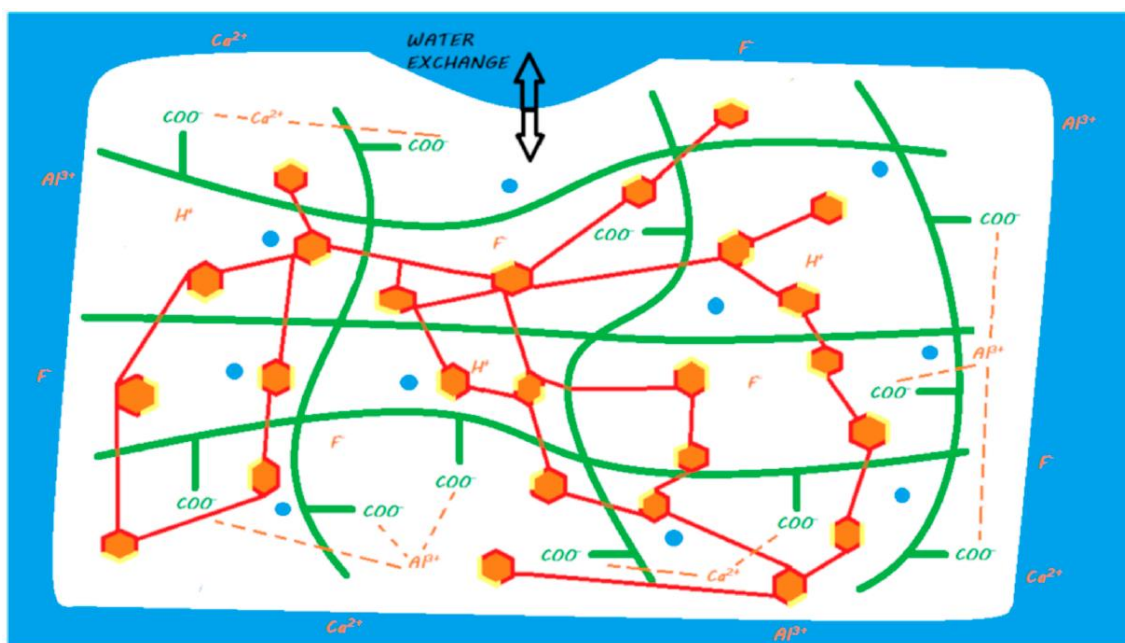


Figura 8. Reacción de fraguado de CIV MR (Francois y cols., 2020).

COO⁻: ácido carboxílico ionizado; H⁺: ión hidrógeno; Al³⁺: ión aluminio; Ca²⁺: ión calcio; F⁻: ión flúor

Al igual que los CIV y CIV AV, es preciso proteger la superficie del material con un revestimiento superficial inmediatamente después de su colocación para aislarlos del medio oral, manteniendo el equilibrio hídrico, pues tanto la hidratación como deshidratación durante la fase de fraguado químico vulnerable puede alterar sus propiedades. Sin embargo, hay algunos fabricantes que indican que los CIV MR se pueden usar con o sin protección (Lohbauer, 2010).

II. Propiedades

Los CIV MR mantienen propiedades únicas de los CIV como su adhesividad fisicoquímica a esmalte y dentina, biocompatibilidad y la liberación y absorción del flúor (**Croll y Nicholson, 2002; Amaireh y cols., 2018**).

La adición de la resina genera el entrecruzamiento rápido de la misma tras la polimerización, lo que influye en la solubilidad de los rellenos reactivos y mejora las propiedades mecánicas (**Lohbauer, 2010; Francois y cols., 2020**) como la resistencia a la fractura, la resistencia a la flexión y la resistencia al desgaste, aunque ésta última en zonas de tensión mecánica sigue siendo baja. Se consigue el fraguado rápido, facilitando el manejo y aumentando el tiempo de trabajo y, además, mejora en la apariencia estética y translucidez. Existe una ligera disminución de la susceptibilidad por la contaminación temprana del material por agua o saliva respecto a los CIV (**Croll y Nicholson, 2002; Davidson, 2009; Lohbauer, 2010; Bollu y cols., 2016; Omid y cols., 2018; Sauro y cols., 2018; Ebaya y cols., 2019; Francois y cols., 2020**). Respecto a la biocompatibilidad, es menor debido a la liberación del HEMA, especialmente durante las primeras 24h y relacionada con el grado de fotopolimerización (**Sidhu y Nicholson, 2016**).

En comparación con las RC, los CIV MR son menos sensibles a la técnica, pero tienen una estética inferior y propiedades mecánicas más bajas (módulo de Young, resistencia a la flexión y al desgaste) (**Sauro y cols., 2018; Amaireh y cols., 2019**). (Tabla II)

II.a. Liberación de Flúor.

Los mecanismos de liberación y recarga de iones son similares a los CIV con un pico de liberación en la colocación, aunque liberan menos cantidad de iones que los CIV y CIV AV, debido a la matriz de resina polimerizada que limita ese intercambio de iones con el ambiente externo (**Sidhu y Nicholson, 2016; Sauro y cols., 2018; Francois y cols., 2020**). Esta liberación iónica induce la remineralización de los tejidos dentales subyacentes (in vitro) por lo que se consideran materiales bioactivos (**Croll y Nicholson, 2002; Davidson, 2009; Sauro y cols., 2018; Francois y cols., 2020**). (Tabla II).

III. Indicaciones

Teniendo en cuenta todas las propiedades de los CIV MR, sus indicaciones son similares a los CIV, aunque destaca su uso odontopediátrico por el fraguado rápido y las ventajas que eso proporciona (**Lohbauer, 2010; Amaireh y cols., 2019**). (Tabla II).

3.3.3 Resina Bioactiva

En busca de ese material ideal, surgen nuevos materiales bioactivos que mejoran las propiedades beneficiosas sobre los materiales de restauración existentes (**Amaireh y cols., 2019**), ofreciendo las ventajas de los CIV y RC y no sus desventajas (**Croll y cols., 2015**). Así, en 2013, se desarrolló un material bioactivo restaurador conocido como *Activa BioActive Restorative™* (Pulpdent Corp., Watertown, MA, EE. UU.). Según algunos autores es un composite bioactivo y, según otros, un CIV MR (**Francois y cols., 2020**) mejorado con una mezcla de monómeros y un vidrio bioactivo (**Croll y cols., 2015; Omid y cols., 2018; Ebaya y cols., 2019**).

I. Composición y Reacción de Fraguado.

Respecto a su composición, el PAA es de alto peso molecular y, además, contiene monómeros de metacrilato polimerizables, monómeros de UDMA y Polibutadieno Hidrogenado (resina sintética), Fosfato de Dimetacrilato (ácido), fotoiniciadores e iniciadores químicos; el polvo está compuesto por rellenos bioactivos SFA silanizados y rellenos no reactivos silanizados que pueden unirse a la matriz de resina (calcio, fosfato y flúor) (Figura 9) (Ebaya y cols., 2019; Francois y cols., 2020). No contiene Bisfenol A (BPA), Bis-GMA o derivados de BPA (Croll y cols., 2015; Dijken y cols., 2018). Con la mezcla polvo-líquido se produce una reacción activada por luz y otra química. Este doble fraguado se comporta igual que en los CIV MR, es decir, ambas reacciones compiten entre sí (Figura 10) (Francois y cols., 2020).

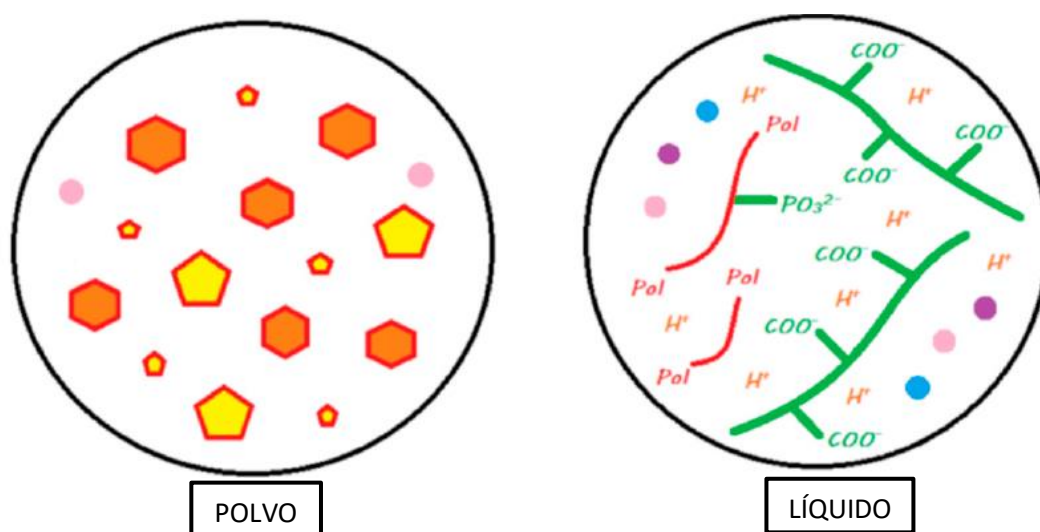


Figura 9. Activa BioActive Restorative™. A la izquierda, polvo que contiene partículas de vidrio SFA silanizadas, partículas no reactivas silanizadas y quimioiniciadores. A la derecha, líquido compuesto por agua, PAA, monómeros resinosos y foto y quimioiniciadores (Figura modificada de Francois y cols., 2020). COO⁻: ácido carboxílico ionizado; H⁺: ión hidrógeno; PO₃²⁻: fosfato.

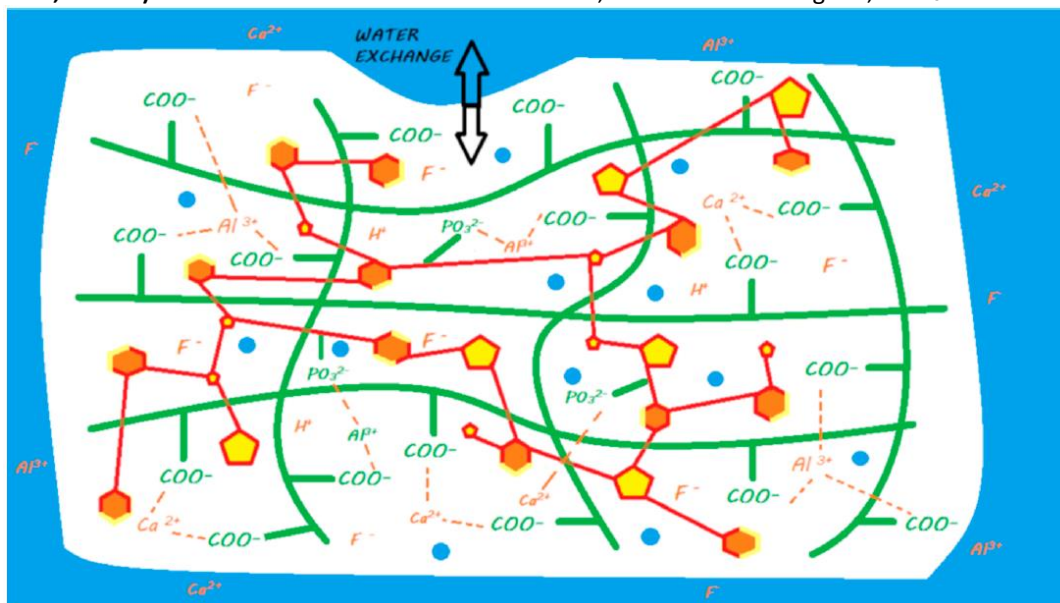


Figura 10. Reacción de fraguado de ACTIVA BioACTIVE Restorative™ (Francois y cols., 2020). COO⁻: ácido carboxílico ionizado; H⁺: ión hidrógeno; PO₃²⁻: fosfato Al³⁺: ión aluminio; Ca²⁺: ión calcio; F⁻: ión flúor

II. Propiedades.

El componente resinoso es el que mejora la resistencia al desgaste, fractura y sellado marginal (**Dijken y cols., 2018; Ebaya y cols., 2019**), mientras que los rellenos bioactivos simulan las características químicas y físicas de los dientes naturales (**Ebaya y cols., 2019**).

Según el fabricante, este material tolera la humedad, reacciona continuamente a los cambios de pH en la boca, se une químicamente al diente y su sellado marginal evita la microfiltración; también indica que es estético y resistente al desgaste y a las fracturas (**Croll y cols., 2015; Benetti y cols., 2019; Ebaya y cols., 2019**). Estudios in vitro refieren que mecánicamente presentan un desgaste similar a las RC e inferior a los CIV AV y CIV MR, y una resistencia inicial a la flexión superior a estos últimos; igualmente, se hace referencia a la alta contracción de polimerización de este material restaurador (**Benetti y cols., 2019; Francois y cols., 2020** (Tabla II).

Aunque inicialmente no fue así, el nuevo protocolo de uso incluye usar un adhesivo (**Francois y cols., 2020**) ya que, según algunos estudios, su capacidad de autoadhesión no está clara.

II.a. Liberación de Flúor.

Según el fabricante, este material participa activamente en el intercambio de iones entre la estructura del diente y la saliva y puede liberar y recargar calcio, fosfato y flúor más que los CIV (**Croll y cols., 2015; Omid y cols., 2018; Ebaya y cols., 2019; Amaireh y cols., 2019**). Sin embargo, esta liberación de flúor, calcio y fosfato no se ha demostrado que produzca remineralización de los tejidos subyacentes in vitro, por lo que no pueden considerarse bioactivos (**Francois y cols., 2020**).

III. Indicaciones

El fabricante apunta que este material está indicado para restauraciones anteriores y posteriores directas y como base intermedia (**Francois y cols., 2020**) (Tabla II).

3.3.4 Ventajas e Inconvenientes de las propiedades de las Resinas Compuestas, los Cementos de Ionómero de Vidrio y ACTIVA BioACTIVE Restorative™.

Las características indispensables que debe poseer un material restaurador son buenas propiedades mecánicas, físicas, adhesivas, estéticas, de manipulación y biocompatibilidad (**Zimmerli y cols., 2010**), por ello, según **Croll y cols. (2015)** el material ideal es aquel que abarca todas las ventajas de los CIV junto con las de las RC y que no tiene las desventajas de ninguno de los dos.

Tabla II. Propiedades e indicaciones generales de los materiales restauradores.

	RC	CIV / CIV AV	CIV MR	ACTIVA
Estética	+++	+	++	++/+++
Propiedades Mecánicas	+++	-/+	+	++
CET	-	++	+	+
Contracción polimerización	-/+	++	+	+
Liberación flúor	-	+++	++	+/++
Adhesividad química	-	+++	++	+
Indicaciones	· Restauraciones clase I, II, III, IV y V	· Restauraciones clase I, II e intermedia · Base · Sellador · Cementado · ART	· Restauraciones clase I, II, III y V · Base · Sellador · Odontopediatría	· Restauraciones clase I, II, III y V · Base

Nota: +++ (muy buena); ++ (buena); + (aceptable); - (mala).

RC: Resina compuesta; CIV: Cemento Ionómero de vidrio; AV: Alta Viscosidad; MR: Modificado con resina
CET: Coeficiente de Expansión Térmico. Propiedades mecánicas: resistencia a la tracción, resistencia a la flexión, resistencia a la compresión, resistencia al desgaste, resistencia a la fractura, resistencia a la abrasión, módulo de Young.

3.4 Adhesión

La adhesión, según **Lin y cols., 1992**, puede definirse como “la atracción entre las moléculas de diferentes materiales en su interfase”. Su objetivo es conseguir una retención, sellado e integridad de la interfase en el tiempo (**Breschi y cols., 2018**).

El éxito en la adhesión de nuestros tratamientos depende de las características morfológicas y estructurales del sustrato sobre el que se va a realizar el procedimiento (esmalte, dentina y cemento), del conocimiento de las propiedades y técnicas de uso del material que va a ser empleado y de la unión entre ambos (**Tedesco y cols., 2015; Cedillo y cols., 2017; Isolán y cols., 2018**).

Hay otros autores, como **Breschi y cols. (2018)**, que estudian en profundidad otro factor influyente en la unión de los materiales y la dentina, que es la formación y degradación de la capa híbrida. La capa híbrida fue descrita en 1982 por **Nakabayashi** como el resultado de la infiltración de monómeros resinosos polimerizados que quedan entrelazados micromecánicamente en el colágeno desmineralizado de la dentina superficial acondicionada (**Mandri y cols., 2015; Breschi y cols., 2018; van Meerbeek y cols., 2020**).

La unión a esmalte es más predecible y longeva en el tiempo que la adhesión a dentina ya que, como se ha mencionado anteriormente, es muy heterogénea estructural y morfológicamente (Lin y cols., 1992; Tedesco y cols., 2015; Ebaya y cols., 2019; Ismail y cols., 2022).

La adhesión en dentina sana y cariada no es igual, pues la microestructura y composición de ambas son diferentes. La dentina sana se caracteriza por ser un entramado tridimensional de colágeno con cristales de apatita en su interior. La dentina cariada, según su grado de afectación, puede estar más o menos desmineralizada, con las fibras colágenas desnaturalizadas también en mayor o menor medida. Debido a esa desmineralización intra e interfibrilar de la dentina afectada por caries, hay más cantidad de poros que resultan en una capa híbrida más ancha con colágeno no soportado mineralmente y por tanto es más susceptible de degradación en el tiempo (Ceballos, 2004; Toledano y cols., 2017; Isolán y cols., 2018).

Además de las diferencias de adhesión según el tipo y características del sustrato, los mecanismos de unión entre dentina y sistemas adhesivos no son iguales que entre dentina y CIV; los primeros se unen principalmente mediante adhesión micromecánica mientras que en los segundos destaca la interacción química (Tedesco y cols., 2015).

3.4.1 Sistemas adhesivos

Aunque hoy día, gracias a los sistemas adhesivos se puede evitar la realización de cavidades retentivas que sacrifican la estructura dentaria sana (Breschi y cols., 2018), sigue sin existir una unión predecible a dentina y cemento (Bollu y cols., 2016).

Los sistemas adhesivos constan de un ácido, un *primer* y un adhesivo. El ácido elimina el barrillo dentinario y desmineraliza el sustrato dentario, exponiendo las fibrillas de colágeno y creando poros e irregularidades en la superficie donde después el *primer*, que es una solución resinosa hidrofílica, se introduce con el objetivo de preparar el sustrato para la infiltración posterior con el bonding, que es una mezcla de monómeros hidrofóbicos que penetran en dichos espacios creados y en los túbulos, dando lugar a la adhesión mecánica. Todos estos componentes podemos encontrarlos en uno o más botes y pueden ser aplicados entre uno y tres pasos (Mandri y cols., 2015; Breschi y cols., 2018; van Meerbeek y cols., 2020).

En la clasificación de los sistemas adhesivos según su aplicación clínica podemos diferenciar los sistemas de grabado y lavado (E&R, *Ect&Rinse*) y los autograbantes (SE, *Self Etching*), pero también hay que incluir los sistemas universales (UA, *Universal Adhesives*), que pueden usarse como sistemas E&R o SE (Wellington Luiz de Oliveira y cols., 2015; Mandri y cols., 2015; Breschi y cols., 2018; Balkaya y cols., 2019; van Meerbeek y cols., 2020).

Los sistemas E&R requieren un grabado ácido inicial que, además de eliminar el barrillo dentinario, produce una desmineralización de los cristales de HAp, más profunda en esmalte que en dentina (Rosa y cols., 2015; Breschi y cols., 2018). Después se realiza la imprimación del sustrato y la aplicación del bonding; sin embargo, éste nunca conseguirá una infiltración completa, quedando fibrillas desprotegidas y rodeadas de agua, especialmente en la parte más profunda de la capa híbrida (Rosa y cols., 2015; Cedillo y cols., 2017; Mandri y cols., 2015; Breschi y cols., 2018).

A diferencia de los sistemas E&R, los adhesivos autograbantes no precisan el grabado ácido, ya que en el *primer* se añaden unos monómeros ácidos con los que sustituirlo y, así, se consigue desmineralizar e infiltrar a la misma profundidad (**Mandri y cols., 2015; Breschi y cols., 2018**). Algunos estudios afirman que esta unión es más homogénea y menos porosa que la conseguida con el sistema de grabado (**Breschi y cols., 2018**) pues lo importante no es el tamaño de la capa híbrida, sino su calidad (**van Meerbeek y cols., 2020**).

Con este tipo de sistema adhesivo SE la adhesión al esmalte es más ineficaz (**Breschi y cols., 2018**), inconveniente que puede subsanarse mediante un grabado ácido adicional selectivo del esmalte (**Rosa y cols., 2015; Breschi y cols., 2018; van Meerbeek y cols., 2020**). Es necesario que no se produzca un sobregrabado dentinario porque produce un colapso del colágeno que se traduciría en una infiltración incompleta (**Bollu y cols., 2017, Breschi y cols., 2018**). Con estos sistemas SE el barrillo dentinario no es eliminado sino alterado, por lo que los fosfatos de calcio disueltos se quedan insertados en la matriz, disponibles para interactuar con los monómeros ácidos del *primer* (**van Meerbeek y cols., 2020**). La adhesión a esmalte es consecuencia de la retención micromecánica de los monómeros adhesivos en las zonas desmineralizadas del mismo (**Rosa y cols., 2015**), mientras que la adhesión a dentina es micromecánica y química, ésta última como consecuencia de la interacción con el calcio disponible de la HAp (**van Meerbeek y cols., 2020**).

En los sistemas UA tampoco puede infiltrarse la totalidad de la zona desmineralizada si se usa en el modo de E&R, sin embargo, en el modo de SE junto al grabado selectivo del esmalte además de la adhesión micromecánica se produce la química, manteniendo protegidas las fibrillas colágenas y así formar una capa híbrida más estable (**Breschi y cols., 2018; Rosa y cols., 2015**).

El agua es clave en todo este proceso de adhesión, pero también es determinante en los procesos de degradación de la interfase. El agua dificulta la penetración de los monómeros de resina, compromete su polimerización y también deteriora el adhesivo y degrada el colágeno a largo plazo (**Breschi y cols., 2018; Cedillo y cols., 2017**).

En la adhesión, los sistemas adhesivos usados contienen monómeros resinosos hidrofílicos (ej: HEMA) en sus solventes (agua, etanol o acetona) para que se puedan infiltrar en la dentina húmeda y desmineralizada y se pueda producir la hibridación (**Mandri y cols., 2015; Cedillo y cols., 2017; Breschi y cols., 2018**). Con un sistema de grabado ácido total se elimina el barrillo dentinario que taponan los túbulos, permitiendo un mayor movimiento del fluido dentinario que va a dificultar, por un lado, la infiltración de la totalidad de la dentina desmineralizada, quedando fibrillas colágenas expuestas frente a la acción de los fluidos y, por otro, va a dificultar la polimerización total del adhesivo, que se traduce en una menor retención micromecánica, pobre sellado marginal de la restauración y microfiltración (**Cedillo y cols., 2017**). Además, la canforoquinona, fotoiniciador hidrofóbico, puede causar un bajo grado de polimerización de los monómeros hidrofílicos (**Breschi y cols., 2018**). También, los mismos monómeros de resina hidrofílicos después de la polimerización producen una alta absorción de agua que hace que la capa híbrida sea una membrana permeable (es decir, existe movimiento de agua en la interfase) que lleva a su degradación (**Breschi y cols., 2018**).

Por éstas y otras circunstancias, nació el concepto de Nanofiltración, que consiste en el paso de fluidos dentinarios en la parte inferior de la capa híbrida que no ha quedado totalmente infiltrada, sin que sea por la presencia de espacios marginales, que conlleva el consiguiente riesgo de sufrir microfiltración **(Cedillo y cols., 2017; D'Alpino y cols., 2006; van Meerbeek y cols., 2020)**.

3.4.2 Capacidad autoadhesiva de los CIV.

Una de las grandes ventajas de los CIV es su mencionada capacidad autoadhesiva para unirse los tejidos duros humedecidos del diente **(Lin y cols., 1992; Cedillo y cols., 2017; Sauro y cols., 2018)**. La adhesión es mayor en esmalte que en dentina, explicado porque la unión se produce con la fase mineral de ambos tejidos dentarios **(Lohbauer, 2010; Sidhu y Nicholson, 2016)**.

Cuando el material todavía en reacción entra en contacto con la superficie dentaria se genera un intercambio iónico, es decir, enlaces de hidrógeno entre el agua unida del diente y los grupos carboxilo libres del ionómero que, lentamente se reemplazan por los enlaces formados con los iones calcio y fosfato de la apatita del esmalte y la dentina (adhesión química), incluso sin eliminar la capa de barrillo dentinario **(Lohbauer, 2010; Sidhu y Nicholson, 2016; Sauro y cols., 2018)**. Además de esta reacción química, los CIV al ser ácidos, tienen propiedades de autograbado que le confieren una unión micromecánica con la dentina **(Shimada y cols., 1999)**.

El barrillo dentinario dificulta el intercambio iónico y, por tanto, interfiere la unión de la dentina con el material **(Hadis y cols., 2020)**. Como el efecto de autograbado de los CIV es débil **(Shimada y cols., 1999)**, la fuerza de unión puede mejorarse con el uso de un acondicionador ácido que lo elimine, exponiendo la HAp con la que reaccionar químicamente y, desmineralizar ligeramente el sustrato dentinario para exponer la red de fibras colágenas donde se infiltrará el cemento (adhesión micro y nanomecánica) **(Lohbauer, 2010; Sidhu y Nicholson, 2016; Toledano y cols., 2017; Sauro y cols., 2018)**. El acondicionador más comúnmente utilizado es el PAA 10% puesto que ya forma parte del líquido de la reacción, aunque existen otros muchos acondicionadores, como son el ácido ortofosfórico, ácido cítrico 50%, ácido tánico 25%, cloruro férrico 2%, NaF, EDTA y solución de Levine **(Lohbauer, 2010; Mahesh y cols., 2011)**.

La adhesión de los CIV MR se produce por interacción química, principalmente, pero también micromecánica **(Bollu y cols., 2016; Toledano y cols., 2017)** por la retención proporcionada por las irregularidades intrínsecas de la superficie dentinaria y la porosidad creada por el autograbado del CIV MR **(Toledano y cols., 2017)**. En este caso, el efecto de autograbado es moderado debido al rápido fraguado; por ello, hay autores que aconsejan el uso de un acondicionador que permita aumentar la fuerza de unión **(Shimada y cols., 1999)**.

3.5 Microdureza

La microdureza es la resistencia de un material a sufrir deformación superficial permanente al aplicarle una carga **(Fuentes y cols., 2003; Zoergiebel e Ilie, 2013)**.

Como ya se ha mencionado anteriormente, la microestructura, la composición y las propiedades dentinarias son decisivas en los procesos de adhesión, variando según su ubicación (**Fuentes y cols., 2003**); a su vez, las propiedades mecánicas y la fuerza de unión están vinculadas directamente con la microdureza, siendo ésta un factor predictivo de la resistencia al desgaste y a la abrasión (**Zoergiebel e Ilie, 2013**) o del comportamiento de la interfase entre un material y la dentina, determinando posibles zonas de fractura (**Fuentes y cols., 2003**).

El pretratamiento dentinario que forma parte de los procedimientos adhesivos modifica su estructura y, como consecuencia, sus propiedades; en concreto, a nivel de la interfase dentina-resina (**Fuentes y cols., 2003**). En el caso del CIV y la dentina el intercambio iónico que se produce a nivel interfacial influye en la fuerza de unión y, por tanto, en sus propiedades mecánicas (**Zoergiebel e Ilie, 2013**). Hay autores que defienden entonces que, las propiedades de la interfase pueden estar asociadas con la dureza de la dentina (**Fuentes y cols., 2003**).

La dureza y resto de propiedades mecánicas de la dentina aumentan proporcionalmente con la cantidad mineral presente en la misma. Así, la dentina desmineralizada posee valores de microdureza menores que la dentina sana (**Poornima y cols., 2016**).

Las modificaciones en la composición del polvo y del líquido de los CIV, el número y tamaño de los cristales, la integridad de la interfase (**Zoergiebel e Ilie, 2013; HersHKovitz y cols., 2020**), la porosidad (**Fano y cols., 2001; HersHKovitz y cols., 2020; Cabello y cols., 2022**), etc., influyen y determinan las propiedades mecánicas, entre ellas, la microdureza. Los poros creados durante la mezcla de material, por su contenido en oxígeno, inhiben parte de la polimerización, traducándose en una menor resistencia (**Fano y cols., 2001**).

Una de las pruebas con las que se puede determinar la microdureza es la prueba de dureza de Vickers, que se realiza mediante la presión de un diamante con base cuadrada en forma de pirámide, bajo una determinada carga, sobre la superficie pulida. Esta prueba está indicada en materiales con alta fragilidad como es el tejido dentario (**Fuentes y cols., 2003**).

3.6 Microscopía

Para el estudio de la interfase entre la estructura del diente y el material de restauración son diversos los sistemas de observación bajo microscopía de los que se disponen, como son la Microscopía Convencional, que precisa cortes muy finos que suponen un alto riesgo de fractura de los mismos, la Microscopía Electrónica de Barrido (SEM, *Scanning Electron Microscope*), para la cual se requiere la preparación y deshidratación de la muestra y, la Microscopía Láser Confocal, que precisa una mínima preparación de la muestra, sin deshidratarla (**Lin y cols., 1992; Sidhu y Watson, 1998; Shimada y cols., 1999; Sidhu y cols., 2002; Toledano y cols., 2017**).

Para observar una muestra mediante Microscopía Convencional se necesita una muestra de corte delgado de tejido fijo o congelado que se coloca en la pletina del microscopio donde se ilumina y se visualiza simultáneamente. Aunque el haz de luz entrante está en el punto focal de la lente del objetivo del microscopio, hay iluminación

de otras partes de la muestra, lo que podría desenfocar u oscurecer la imagen y comprometer la calidad de ésta **(Nwaneshiudu y cols., 2012; Elliot, 2020)**.

En el ámbito científico de la medicina, la biología, los materiales odontológicos, etc, la Microscopía Confocal Láser consigue “secciones ópticas” delgadas dentro de una muestra gruesa, obteniendo imágenes con gran nitidez, contraste y resolución y, además, permite su estudio tridimensional; todas ellas son grandes ventajas respecto a la Microscopía Óptica Convencional. Esas imágenes profundas de alta calidad con detalles finos y mayor contraste se consiguen porque es un haz de luz entrante el que se enfoca a través del objetivo del microscopio en un punto pequeño en el interior de la muestra, bloqueando cualquier luz fuera del plano. Otra ventaja de la Microscopía Confocal Láser respecto a la Microscopía Convencional es su capacidad de rastrear movimientos dinámicos de fluidos y migración celular y de visualizar imágenes de especímenes intactos, gruesos y vivos. Como desventaja, destaca su limitación en la profundidad **(Nwaneshiudu y cols., 2012; Kanik y cols., 2016; Elliot, 2020; Anadón y cols., 2002)**.

Los Microscopios Confocales se pueden distinguir por su método de exploración. Como sólo se ilumina una pequeña zona de la muestra, para visualizarla, el haz del láser barre la muestra; la mayoría de los Microscopios Confocales utilizan esta estrategia de escaneo y se denomina Microscopía de Barrido Láser Confocal (CLSM, *Confocal Láser Scanning Microscope*). El rayo láser escanea la muestra en los ejes “x” e “y” para producir una imagen del corte, y después cambia el punto focal y repite el escaneo en la dirección “z”, así tras la recopilación de todas las secciones ópticas se puede reconstruir una imagen 3D, permitiendo visualizar estructuras **(Nwaneshiudu y cols., 2012; Elliot, 2020; Anadón y cols., 2002)**.

Tanto la Microscopía Convencional como la Confocal pueden usar luz reflejada o luz fluorescente para obtener imágenes de la muestra **(D’Alpino, 2006; Nwaneshiudu y cols., 2012; Kanik y cols., 2016; Elliot, 2020; Anadón y cols., 2022)**. Esta última utiliza tintes que emiten fluorescencia cuando son estimulados por unos tintes denominados fluorocromos, que se agregan a la muestra mejorando la sensibilidad y la especificidad, y permiten una detección mejor y más nítida del objetivo. Un láser, a una longitud de onda determinada, proporciona la luz de excitación del marcador específico. Existe la posibilidad de usar a la vez dos o más agentes fluorescentes que se excitan a diferentes longitudes de onda para poder observar diferentes partes de la muestra, pudiéndose visualizar simultáneamente e incluso superponer **(Nwaneshiudu y cols., 2012; Elliot, 2020; Anadón y cols., 2002)**.

En investigación odontológica se usa habitualmente este método de colorantes para examinar, a nivel de la interfase entre el tejido dentario y materiales de restauración, la morfología, la microfiltración y la adaptación de las restauraciones a la estructura y las características de la capa híbrida (tags de resina y espesor de la capa híbrida) **(D’Alpino y cols., 2006; Toledano y cols., 2017)**.

Los agentes fluorescentes deben ser poco tóxicos, no inestables en ambientes acuosos y no alterar la muestra **(Sidhu y Watson, 1998; D’Alpino, 2006)**. El fluorocromo más empleado es la Rodamina B gracias a su estabilidad en diferentes pH, la fácil visualización y su labilidad en la interfase. Este fluorocromo se activa con luz verde (540nm) y emite

un color rojo (590nm), **(Sidhu y Watson, 1998; D'Apino, 2006)**. También se usa frecuentemente la Fluoresceína Sódica que se excita con luz azul (495nm) y emite en amarillo/verde (520nm), sin embargo, este tinte es más inestable y lábil en ambientes de pH bajo **(D'Alpino, 2006)**.

Los colorantes pueden incorporarse directamente al material, previo a su colocación **(Querobim Ionta y cols., 2016; Toledano y cols., 2017)** o desde la cámara pulpar mediante la inyección de un fluido con el colorante, que atraviesa los túbulos dentinarios hacia la interfase de la restauración, para evaluar la capacidad de sellado; este tipo de estudio se conoce como Prueba de Micropermeabilidad. Si hay alguna zona con presencia de gaps, el tinte se acumula en dicho punto **(Sidhu y Watson, 1998)**.

Se considera, por tanto, que CLSM usado junto a los fluorocromos es uno de los métodos menos invasivos y destructivos para el estudio de la interfase diente-material, la morfología de la capa híbrida y la estructura dentinaria y, la interacción dinámica de fluidos entre diente y restauración **(Lin y cols., 1992; Sidhu y Watson, 1998; Shimada y cols., 1999; Sidhu y cols., 2002; Toledano y cols., 2017)**. En el caso específico de CIV, el estudio con CLSM está particularmente indicado pues éste es muy sensible a la deshidratación **(Liza y cols., 2015)**.

El Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo (FESEM, *Field Emission Scanning Electron Microscope*) es de gran utilidad para estudios ultraestructurales de células y tejidos en grandes muestras biológicas, generando imágenes de gran resolución, en dos y tres dimensiones, a partir de cortes planos ultrafinos de la muestra embebida en resina. Para conseguir imágenes de mayor calidad, primeramente, las muestras deben ser deshidratadas a través de un proceso meticuloso que evite su contracción y, posteriormente, se introducen en una cámara de vacío para cubrirlas con una fina capa de metales pesados. Todo este proceso de preparación de las muestras ayuda a mostrar y diferenciar la superficie y su composición. El FESEM puede usarse solo o en combinación con fluorocromos **(Lewczuk-Szyryńska, 2021)**.

La Espectroscopia de Rayos X de Dispersión de Energía (EDX, *Energy Dispersive X-Ray*) es una técnica cuyo objetivo es determinar la composición de elementos químicos a nivel semicuantitativo de un punto, línea o área seleccionada en la superficie de la muestra observada mediante la microscopía electrónica de barrido. Este análisis es producto del estudio de los rayos X generados cuando interactúa el haz de electrones con la muestra **(Pirozzi y cols., 2021)**.

La implantación cada vez mayor de la OMI, el surgimiento de los nuevos materiales restauradores y la falta de investigaciones realizadas sobre un sustrato como es la dentina cariada, con particulares condiciones, aunque con capacidad de recuperación, nos plantea la duda sobre si el comportamiento de los cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad a nivel de su interfase con la dentina sana es mejor, o no, que con la dentina cariada. Todo ello justifica, por tanto, la realización de este estudio, que pretende dar luz sobre el comportamiento de estos materiales a nivel de las interfases con dentina sana y cariada.

4. *HIPÓTESIS Y OBJETIVOS*

HIPÓTESIS NULA (H_0): El comportamiento mecánico de las interfases dentina cariada–ionómero de vidrio modificado con resina y resina bioactiva no es mejor que cuando el ionómero de vidrio es convencional de alta viscosidad.

HIPÓTESIS ALTERNATIVA (H_1): El comportamiento mecánico de las interfases dentina cariada–ionómero de vidrio modificado con resina y resina bioactiva es mejor que cuando el ionómero de vidrio es convencional de alta viscosidad.

OBJETIVO GENERAL.

Estudiar morfológica, química y mecánicamente las interfases generadas por la adhesión a dentina sana y cariada de un ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad (*Riva Self Cure HV*), de un ionómero de vidrio modificado con resina (*Riva Light Cure*) y de una resina bioactiva (*Activa BioActive Restorative™*).

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

OBJETIVO 1. Observar las diferencias morfológicas de la interfase entre la dentina sana y el ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad, el ionómero de vidrio modificado con resina y la resina bioactiva, mediante microscopía de barrido láser confocal y microscopía electrónica de barrido de emisión de campo.

OBJETIVO 2. Observar las diferencias morfológicas de la interfase entre la dentina cariada y el ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad, el ionómero de vidrio modificado con resina y la resina bioactiva, mediante microscopía de barrido láser confocal y microscopía electrónica de barrido de emisión de campo.

OBJETIVO 3. Determinar la composición semicuantitativa de la interfase entre dentina sana y el ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad, el ionómero de vidrio modificado con resina y la resina bioactiva, mediante espectroscopia de rayos X de dispersión de energía.

OBJETIVO 4. Determinar la composición semicuantitativa de la interfase entre dentina cariada y el ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad, el ionómero de vidrio modificado con resina y la resina bioactiva mediante espectroscopia de rayos X de dispersión de energía.

OBJETIVO 5. Medir la microdureza superficial de Vickers de la interfase entre dentina sana y el ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad, el ionómero de vidrio modificado con resina y la resina bioactiva.

OBJETIVO 6. Medir la microdureza superficial de Vickers de la interfase entre dentina cariada y el ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad, el ionómero de vidrio modificado con resina y la resina bioactiva.

5. MATERIAL Y MÉTODOS

5.1 Selección y almacenamiento inicial de los dientes

Se utilizaron 40 molares permanentes humanos extraídos en la Clínica Odontológica de la Universidad de Murcia por razones ajenas al estudio, 20 molares sanos y 20 con lesiones de caries cavitadas ocluso-proximales con el código 5 del Sistema Internacional de Detección y Evaluación de Caries (ICDAS, *International Caries Detection and Assessment System*), que corresponde a cavidad con dentina visible sin afectación pulpar. Los pacientes dieron su consentimiento para que pudieran ser usados en el estudio. Tras la extracción, los dientes se limpiaron de restos orgánicos, se lavaron con agua destilada y se colocaron en una solución de timol al 0'1% (**Shimada y cols., 1999**). Tras 24 horas se lavaron y se almacenaron a 4° C en agua destilada que fue renovada a diario. Los dientes se usaron dentro de los 6 meses posteriores a la extracción, siguiendo las normas ISO (International Organization for Standardization) TS 11405 (Geneva: Switzerland; 2015). El diseño de este estudio fue aprobado por la Comisión de Ética de Investigación de la Universidad de Murcia (ID: CBE 632/2024) (Anexo I).

5.2 Grupos experimentales

Los dientes sanos y los que presentaban lesiones de dentina cavitadas se dividieron aleatoriamente en los diferentes grupos usando una tabla de números aleatorios generados por el programa excel (=ALEATORIO.ENTRE) (Tabla III).

5.3. Preparación de las muestras.

5.3.1 Preparación de las cavidades

En los dientes con dentina sana se prepararon cavidades ocluso-proximales, de aproximadamente 4 x 4 x 4 mm, por encima de la línea amelocementaria con turbina W-H (Bürmoos, Austria) y fresa troncocónica de diamante.

En los dientes con lesiones cavitadas se eliminó el esmalte y la dentina cariados de los márgenes de la cavidad. A nivel del fondo de la cavidad se eliminó la dentina desmineralizada irreversiblemente con una cucharilla excavadora LM (Parafinen-Finlandia).

5.3.2 Aplicación de los materiales restauradores

La composición de los materiales restauradores utilizados en este estudio según las fichas de datos de seguridad propias del fabricante (MSDS, *Material Safety Data Sheet*) se muestra en la tabla IV.

Tabla III: Grupos experimentales.

Grupo	Descripción	Fluorocromo	Técnica/Muestra
(IAa)	Dentina sana + <i>Riva Light Cure</i>	Rodamina B + fluoresceína en cámara pulpar	CLSM, FESEM, EDX: 2 dientes – 2 láminas/diente Microdureza: 2 dientes – 1 lámina/diente
(IIAa)	Dentina sana + <i>Riva Self Cure HV</i>	Rodamina B + fluoresceína en cámara pulpar	CLSM, FESEM, EDX: 2 dientes – 2 láminas/diente Microdureza: 2 dientes – 1 lámina/diente
(IIIAa)	Dentina sana + <i>Activa BioActive Restorative™</i>	Rodamina B + fluoresceína en cámara pulpar	CLSM, FESEM, EDX: 2 dientes – 2 láminas/diente Microdureza: 2 dientes – 1 lámina/diente
(IVAa)	Dentina sana + <i>GrandioSO®</i>	Rodamina B + fluoresceína en cámara pulpar	CLSM, FESEM, EDX: 2 dientes – 2 láminas/diente Microdureza: 2 dientes – 1 lámina/diente
(IIIAb)	Dentina sana + <i>Activa BioActive Restorative™</i>	Rodamina B + fluoresceína en el adhesivo	CLSM, FESEM, EDX: 2 dientes – 2 láminas/diente
(IVAb)	Dentina sana + <i>GrandioSO®</i>	Rodamina B + fluoresceína en el adhesivo	CLSM, FESEM, EDX: 2 dientes – 2 láminas/diente
(IBa)	Dentina cariada + <i>Riva Light Cure</i>	Rodamina B + fluoresceína en cámara pulpar	CLSM, FESEM, EDX: 2 dientes – 2 láminas/diente Microdureza: 2 dientes – 1 lámina/diente
(IIBa)	Dentina cariada + <i>Riva Self Cure HV</i>	Rodamina B + fluoresceína en cámara pulpar	CLSM, FESEM, EDX: 2 dientes – 2 láminas/diente Microdureza: 2 dientes – 1 lámina/diente
(IIIBa)	Dentina cariada + <i>Activa BioActive Restorative™</i>	Rodamina B + fluoresceína en cámara pulpar	CLSM, FESEM, EDX: 2 dientes – 2 láminas/diente Microdureza: 2 dientes – 1 lámina/diente
(IVBa)	Dentina cariada + <i>GrandioSO®</i>	Rodamina B + fluoresceína en cámara pulpar	CLSM, FESEM, EDX: 2 dientes – 2 láminas/diente Microdureza: 2 dientes – 1 lámina/diente
(IIIBb)	Dentina cariada + <i>Activa BioActive Restorative™</i>	Rodamina B + fluoresceína en el adhesivo	CLSM, FESEM, EDX: 2 dientes – 2 láminas/diente
(IVBb)	Dentina cariada + <i>GrandioSO®</i>	Rodamina B + fluoresceína en el adhesivo	CLSM, FESEM, EDX: 2 dientes – 2 láminas/diente

I: *Riva Light Cure*. II: *Riva Self Cure HV*. III: *Activa BioActive Restorative™*. IV: *GrandioSO®*.

A: Dentina sana. B: Dentina cariada.

a: Rodamina B mezclada con el material restaurador + fluoresceína en cámara pulpar; b: Rodamina B mezclada con el material restaurador + fluoresceína en el adhesivo.

Tabla IV. Composición de los materiales restauradores (MSDS).

Material	Composición	% en peso
Riva Conditioner	Ácido poliacrílico	25-30
Riva Coat	- Dimetacrilato de 2,2'-etilendioxidietilo - Bismetacrilato de 7,7,9(o 7,9,9)-trimetil-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diazahexadecano-1,16-diilo	20-30 60-70
Riva Light Cure	<i>Líquido</i> · Metacrilato 2-hidroxietilo · Ácido-2-propenoico,-2-metil,-2-hidroxietil-éster,-fosfato · Bis(2-metilprop-2-enoato) de 2-hidroxipropano-1,3-diilo · Metacrilato de 2-dimetil amino de etilo · Ácido (2R,3R)2,3-Dihidroxiutanodioico · 4-Dimetil amino benzoato de etilo · 1,7,7-Trimetilbiciclo[2.2.1]Heptano-2,3-Diona · 2,6-di-terc-butil-4-metilfenol <i>Polvo</i> · Silicato-fluoruro de aluminio	15-25 10-20 5-15 1-7 1-5 0-1 0-1 0-1 95-100
Riva Self Cure HV	<i>Líquido</i> · Ácido poliacrílico · Ácido tartárico <i>Polvo</i> · Silicato-fluoruro de aluminio · Ácido poliacrílico	20-30 10-15 90-95 5-10
Prime & Bond Active™	· Bisacrilamida1. · Propan-2-ol. · 10-Metacrililoilo-oxidecil-dihidrogenofosfato · Bisacrilamida 2. · Fosfato de pentaacrilato de dipentaeritritol · 4-(dimetilamina) benzonitrilo	25-50 10-<25 10-<25 2.5-<10 2.5-<10 0,1-<1
Activa BioActive Restorative™	· Mezcla de diuretano y otros metacrilatos con ácido poliacrílico modificado · Sílice amorfo · Fluoruro de sodio	44.6 6.7 0.75
GrandioSO®	· Bisfenol A Glicidil Dimetacrilato · Trietileno glicol dimetacrilato · Dimetacrilato de bisfenol-A etoxilado	2.5-5% 2.5-5% 2.5-5%

Riva Light Cure (SDI)

La superficie donde se realizó la adhesión se lavó con agua destilada en spray y se secó con aire seco comprimido, sin desecar. Se aplicó el acondicionador *Riva Conditioner* (PAA) durante 10 segundos, se enjuagó con agua en spray y se secó con aire comprimido manteniendo ligeramente la humedad. Se activó la cápsula y se mezcló mecánicamente con un vibrador rotatorio Ultramat S SDI Limited (Bayswater, Victoria, Australia) durante 10 segundos a 4550 rpm. El material restaurador se dispensó sobre un libro de mezcla satinado, se le añadió Rodamina B al 0.05 % en peso (RhB; Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Riedstr, Alemania) **(Toledano y cols., 2017)** y se espatuló manualmente. La mezcla resultante se utilizó para realizar la obturación en incrementos máximos de 2 mm llevándola a la cavidad con una espátula de composite. Los incrementos se fotopolimerizaron durante 20 segundos con la lámpara LED Demi™ Ultra (Kerr, CA, EEUU). Tras la fotopolimerización de la última capa se aplicó el *Riva Coat* y se polimerizó otros 20 segundos.

Riva Self Cure HV (SDI)

La superficie donde se realizó la adhesión se lavó con agua destilada en spray y se secó con aire seco comprimido, sin desecar. Se aplicó el acondicionador *Riva Conditioner* (PAA) durante 10 segundos, se enjuagó con agua en spray y se secó con aire comprimido manteniendo ligeramente la humedad. Se activó la cápsula y se mezcló mecánicamente con un vibrador rotatorio Ultramat S SDI Limited (Bayswater, Victoria, Australia) durante 10 segundos a 4550 rpm. El material restaurador se dispensó sobre un libro de mezcla satinado, se le añadió Rodamina B al 0.05 % en peso (RhB; Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Riedstr, Alemania) **(Toledano y cols., 2017)** y se espatuló manualmente. La mezcla resultante se utilizó para realizar la obturación en un solo incremento llevándola a la cavidad con una espátula de composite. Tras el fraguado se aplicó el *Riva Coat* y se polimerizó 20 segundos.

Activa BioActive Restorative™ (Pulpdent)

La superficie donde se realizó la adhesión se lavó con agua destilada en spray y se secó con aire seco comprimido, sin desecar. Se grabó la superficie a restaurar con ácido ortofosfórico al 37% durante 15 segundos (ácido ortofosfórico Dentaflux, Madrid, España), se lavó con agua en spray y se secó con aire comprimido manteniendo ligeramente la humedad. Se aplicó el adhesivo *Prime&Bond active™* (Densply Sirona; Charlotte, EE. UU.) removiéndolo durante 20 segundos, eliminando el solvente durante 5 segundos mediante la aplicación suave de aire y se polimerizó 20 segundos con la lámpara LED Demi™ Ultra (Kerr, CA, EEUU). El material restaurador se dispensó, ya mezclado con la jeringa automix, sobre un libro de mezcla satinado, se le añadió Rodamina B al 0.05 % en peso (RhB; Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Riedstr, Alemania) **(Toledano y cols., 2017)** y se espatuló manualmente. La mezcla resultante se utilizó para realizar la obturación en incrementos máximos de 4 mm llevándola a la cavidad con una espátula de composite. Los incrementos se fotopolimerizaron durante 20 segundos con la lámpara LED Demi™ Ultra (Kerr, CA, EEUU).

Grandioso® (Voco)

La superficie donde se realizó la adhesión se lavó con agua destilada en espray y se secó con aire seco comprimido, sin desecar. Se grabó el esmalte con ácido ortofosfórico al 37% durante 15 segundos (ácido ortofosfórico Dentaflux, Madrid, España), se lavó con agua en espray y se secó con aire comprimido manteniendo ligeramente la humedad. Se aplicó el adhesivo *Prime&Bond active™* (Densply Sirona; Charlotte, EE. UU.) por toda la superficie, removiéndolo durante 20 segundos, eliminando el solvente durante 5 segundos mediante la aplicación suave de aire y se polimerizó 20 segundos con la lámpara LED Demi™ Ultra (Kerr, CA, EEUU). El material restaurador se colocó sobre un libro de mezcla satinado, se le añadió Rodamina B al 0.05 % en peso (RhB; Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Riedstr, Alemania) (Toledano y cols., 2017) y se espató manualmente. La mezcla resultante se utilizó para realizar la obturación en incrementos máximos de 2 mm llevándola a la cavidad con una espátula de composite. Los incrementos se fotopolimerizaron durante 20 segundos con la lámpara LED Demi™ Ultra (Kerr, CA, EE. UU.).

5.3.3 Aplicación de la fluoresceína

La fluoresceína fue utilizada de dos formas diferentes:

a. En los grupos IAa, IIAa, IIIAa, IVAa, IBa, IIBa, IIIBa, IVBa, tras la realización de las obturaciones, se seccionó el tercio medio e inferior de las raíces de los molares hasta la furca con turbina W-H (Bürmoos, Austria) y fresa troncocónica diamantada. Se eliminó el tejido pulpar de la cámara con cucharilla excavadora. Se pintaron todas las paredes de los molares con esmalte de uñas salvo la entrada a la cámara pulpar (Sidhu y Watson, 1998), que se rellenó con fluoresceína acuosa/etanol al 1% en peso (Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Riedstr, Alemania) mediante una jeringa. Los molares se dejaron sumergidos en fluoresceína durante 3 horas (Sidhu y Watson, 1998; Toledano y cols., 2017).

b. En los grupos IIIAb, IIIBb, IVAb y IVBb, la fluoresceína acuosa/etanol al 1% en peso (Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Riedstr, Alemania) se mezcló con el adhesivo *Prime&Bond Active™* justo antes de que éste fuese aplicado sobre la superficie del diente. En estos grupos la fluoresceína no se inyectó a través de la cámara pulpar, ni fueron sumergidos en la misma.

Todas las muestras se almacenaron en agua destilada durante 24 horas a temperatura ambiente.

5.3.4 Corte de las muestras

Tras 24 horas de estar sumergidas en agua destilada, las coronas de los dientes ya preparadas se introdujeron en unos contenedores de plástico donde se sumergieron en resina epoxy de autofraguado Aka-Resin (AKASEL A/S; Roskilde, Dinamarca), con una proporción en peso de 100/12 de aka-resina líquida epoxy y aka-cure slow (catalizador), respectivamente. Los contenedores se sometieron a vacío durante 2 horas con una máquina de vacío N 86 Laboratory (Village-Neus, Francia) y posteriormente se introdujeron 37° durante 24 horas en una estufa Incubat Safety Thermostar (JP Selecta, Abrera, Barcelona, España) (Figura 11).

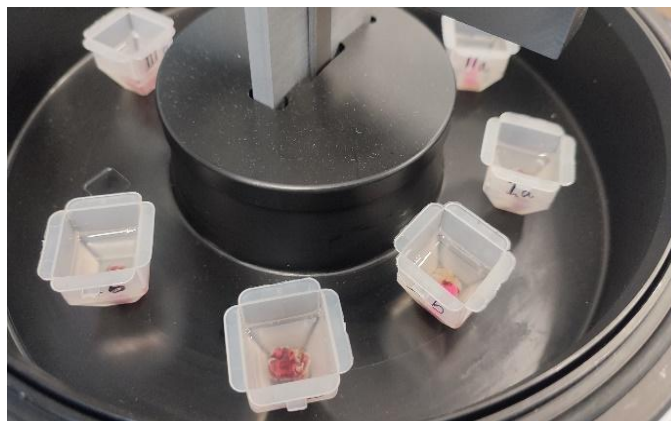


Figura 11. Dientes embebidos en resina en la máquina de vacío.

Los dientes se sacaron de los contenedores de plástico y se cortaron longitudinalmente en dirección vestibulo-palatino/lingual con una sierra de precisión (Precision Saw Isomet 1000™ Buehler®). Posteriormente refrigerados con agua, se pulieron por ambas caras en la pulidora Saphir 250 M1 (ATM GmbH, Mammelzen, Alemania) usando discos abrasivos de SiC (carbono-silicio) de 1200 a 4000 grits y disco de terciopelo. Se obtuvieron por cada diente 2 láminas de, aproximadamente, 1mm que se limpiaron con ultrasonidos durante de 5 minutos (BioSonic UC50DB, Coltene; Ascot Parkway, Cuyahoga Falls, OH, EEUU) sumergidas en agua destilada. Las muestras fueron almacenadas en una cámara de humedad (Toledano y cols., 2017).

5.4 Microscopía de barrido Láser Confocal

Para la CLSM, FESEM y EDX se usaron las mismas muestras: 2 dientes por grupo, dos láminas por diente.

Cada lámina se colocó sobre un portaobjetos de cristal de 26x76mm, se le añadió una gota de glicerol al 80% y 20% agua y fue protegida con un cubreobjetos de cristal de 24x24mm para su observación (Figura 12).



Figura 12. Muestra en portaobjetos para visualización en CLSM.

El análisis de las interfases de adhesión del material a la dentina se realizó con un microscopio confocal de barrido espectral con pletina motorizada Stellaris 8 (Leica, Heidelberg, Alemania) equipado con un láser blanco, lentes en seco (10x) y lentes de inmersión (63x aceite y glicerol, 86x agua y 100x aceite).

Las muestras fueron observadas en primer lugar con el objetivo de 10x/0,4 en seco y, seguidamente, con el objetivo 63x/1,30 con glicerol como medio de inmersión. La evaluación de la difusión de los materiales se realizó con un láser de excitación de

rodamina, la cual se excitó usando una luz verde (540nm) y emitió en rojo (590nm) y el fluorocromo fluoresceína que se activó con luz azul (495nm) y emitió en color verde-amarillo (520nm). Cada interfase se visualizó completamente y se realizaron microfotografías, que representaban las características morfológicas más comunes observadas, a través del software “Las X” de Leica (Heidelberg, Alemania).

5.5 Microscopía Electrónica de Barrido de Emisión de Campo

Las mismas muestras que fueron observadas en CLSM se usaron para su estudio en FESEM. Para ello, se limpiaron en ultrasonidos, sumergidas en etanol al 100% durante 15 minutos, para eliminar los restos de glicerol. A continuación, se dejaron secar a temperatura ambiente sobre papel secante durante 24 horas y se adhirieron mediante una cinta de carbón a una pletina. Se sometieron a un recubrimiento con platino (capa de 5nm) en la cámara metalizadora Leica EM ACE600 (Leica, Heidelberg, Alemania). Terminado este proceso, se mantuvieron en una desecadora hasta su visualización en el microscopio FESEM ZeissCrossbeam 350 (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Alemania).

Los parámetros empleados en la visualización en FESEM fueron 5 mm de distancia de trabajo y 10 KV de voltaje de aceleración. Se utilizó el software SmartSEM 6.07 (2020) de Zeiss para la obtención de las imágenes más representativas.

5.6 Análisis de Energía Dispersiva de Rayos X y Mapping.

Para determinar la composición elemental, se realizó un análisis EDX a 10 kV de voltaje de aceleración, para lo que se utilizó el detector EDX de Oxford Instrument (Abingdon, Oxfordshire, Reino Unido) y el software AZtec versión 5.0.7577.2 (2020). Los datos se expresaron en porcentaje en peso (p/p).

Las zonas donde se realizó el análisis EDX fueron: (a) un área en el material inmediatamente adyacente a la interfase; (b) tres áreas en la dentina inmediatamente adyacente a la interfase; (c) un área en el adhesivo, en las muestras en las que se usó (Figura 13).

Además, se realizó un mapeo elemental (*mapping*) a una única muestra por grupo con el fin de conocer la distribución de los elementos en la dentina, material y adhesivo.

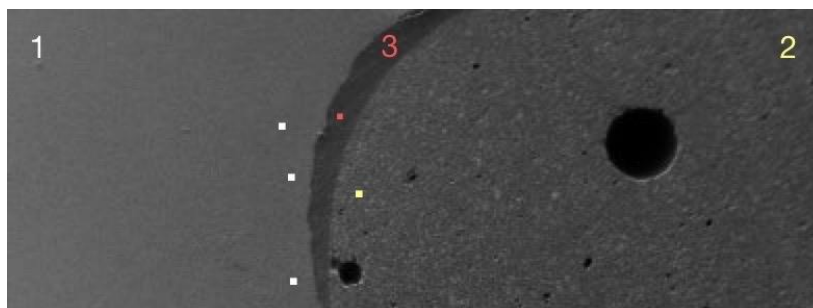


Figura 13. Imagen FESEM-Análisis EDX de la muestra IIIAa.
1.Dentina 2. Material 3. Adhesivo ■ Áreas de espectros

5.7 Microdureza de Vickers

Se utilizaron 2 dientes por grupo – 1 lámina por diente. Una vez realizados los cortes, las láminas se fijaron mediante una cinta adhesiva en la superficie de la pletina, que se colocó en el microdurómetro de sobremesa Vickers KMHV-1000Z (Kansert S.L., Orkoien, Navarra, España) (Figura 14). En primer lugar, se enfocó a 10x para localizar la interfase y después a 40x para seleccionar las zonas exactas donde se iban a realizar las indentaciones. Las indentaciones se realizaron en tres zonas: material, dentina y en la interfase material-dentina. En cada zona se realizaron tres mediciones separadas entre sí por tres veces el tamaño de la marca generada por la indentación, realizando un promedio de dichos valores de microdureza Vickers (VHN, *Vickers hardness*) (Figura 15). Las indentaciones se realizaron con una carga de 300 g, durante 10 segundos. Se realizaron microfotografías de las muestras sometidas a la prueba de microdureza, mediante el microscopio Stmei 305 Axiocam 208 color (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Alemania).

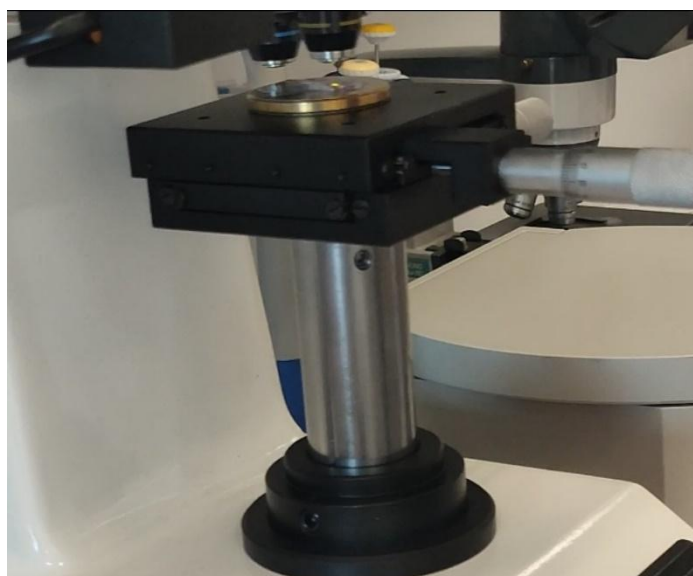


Figura 14. Muestra sobre pletina en microdurómetro.

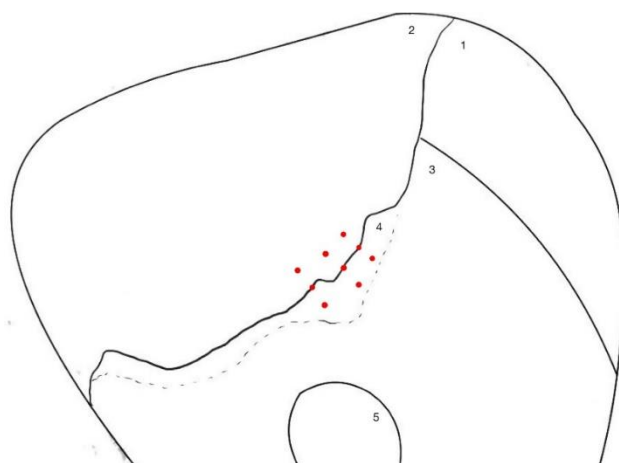


Figura 15. Esquema sobre toma de registros de microdureza.
1.Esmalte 2. Material 3.Dentina sana 4.Dentina cariada 5.Pulpa

5.8 Análisis estadístico

Para realizar la estadística se ha utilizado el programa Jamovi v 2.3. (Lenth, 2020; Fox y Weisberg, 2020; R Core Team 2021; The Jamovi Project, 2022, version 2.3).

Variables principales:

- Concentración porcentual en peso de los elementos químicos presentes en la dentina sana y dentina cariada en la interfase de unión con el material.
- Microdureza en la interfase material-dentina sana y dentina cariada.

Variables secundarias:

- Concentración porcentual en peso de los elementos químicos presentes en el adhesivo.
- Concentración porcentual en peso de los elementos químicos presentes en los materiales de restauración utilizados en el estudio.
- Microdureza de los diferentes materiales.
- Microdureza de la dentina sana y dentina cariada.

Además, se realizará una descripción de la morfología de la interfase entre la dentina (sana y cariada) y los distintos materiales (*Riva Light Cure*, *Riva Self Cure HV*, *Activa BioActive Restorative™* y *Grandioso®*) tras su observación mediante CLSM y FESEM.

Se realizó un análisis descriptivo de las variables del estudio. Se utilizó el test de Shapiro-Wilk para determinar la normalidad y el test de Levene para la homogeneidad de varianzas.

Para detectar diferencias en la composición de los materiales se usó un test ANOVA simple junto con el test de Tukey cuando se cumplieron los criterios de normalidad y homocedasticidad y el test de Kruskal-Wallis más el test de Dwass-Steel-Critchlow-Fligner cuando no se cumplieron (silicio, sodio, calcio, estroncio, flúor y bario).

Para determinar diferencias en la composición de la dentina en la interfase se usó un test ANOVA simple junto con el test de Tukey cuando se cumplieron los criterios de normalidad y homocedasticidad y el test de Kruskal-Wallis más el test de Dwass-Steel-Critchlow-Fligner cuando no se cumplieron (dentina sana: carbono, nitrógeno y flúor; dentina cariada: calcio, carbono, estroncio, magnesio, azufre y silicio).

Como los valores de microdureza en los diferentes materiales y en las interfases de los grupos experimentales cumplieron los supuestos de normalidad y homocedasticidad se realizó un test ANOVA de un factor más un test de Tukey para determinar las diferencias dos a dos. Para estudiar las diferencias en la microdureza entre dentina sana y cariada se realizó un ANOVA de un factor, que determinó que no había diferencias en función del material (dentina sana $p=0.068$, dentina cariada $p=0.209$), por lo que se unificaron los valores de los 4 grupos (*Riva Light Cure*, *Riva Self Cure HV*, *Activa BioActive Restorative™* y *Grandioso®*) y se aplicó un T-test. Se consideró significativa una $p<0.05$.

6. *RESULTADOS*

6.1 Morfología de los materiales

Riva Light Cure se observó al SEM como un material compacto, con partículas cristalinas irregulares, los cristales SFA, con un tamaño diverso, desde 1 μm hasta unas 20 μm , lo que equivaldría en los rellenos de los composites con un mediorrelleno y macrorrelleno, (Figura 16). *Riva Self Cure HV* presentó un aspecto similar con mayor abundancia de las partículas de macrorrelleno de mayor tamaño (Figura 17). Ambos materiales presentaron poros de diferentes diámetros (p).

En *Activa BioActive-Restorative™* (Figura 18), se observó mayor cantidad de matriz y las partículas más abundantes en esta ocasión eran las de menor tamaño. Los poros (p) fueron de menor tamaño que en los materiales anteriores. En *GrandioSO®*, al ser un composite nanohíbrido, podemos observar una mezcla homogénea formada por resina y micropartículas de relleno inorgánico. A este aumento (500x) no se pueden diferenciar las nanopartículas de dióxido de silicio ni los aglomerados de tamaño inferior a 100 nm; sí hubo presencia de algún poro aislado (p) (Figura 19).

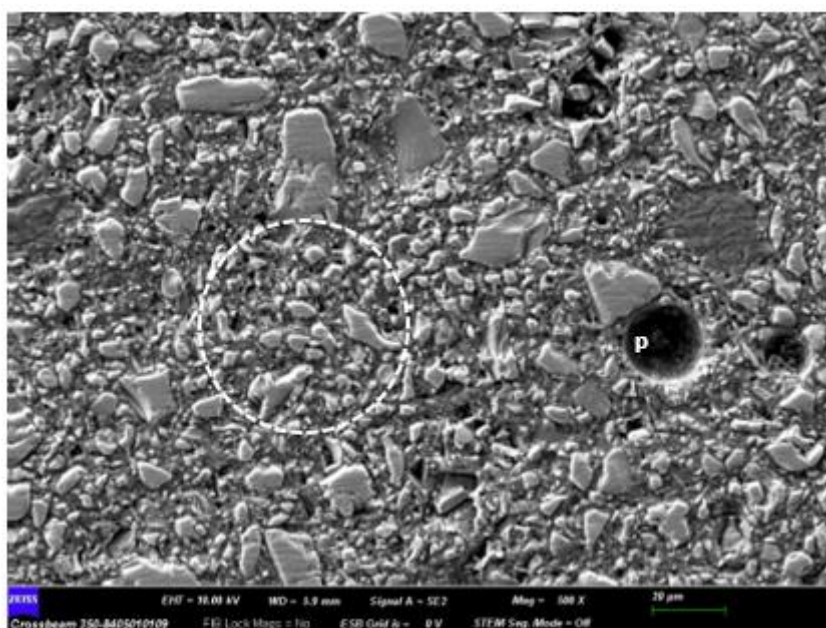


Figura 16. *Riva Light Cure*
círculo: morfología material; p: poro

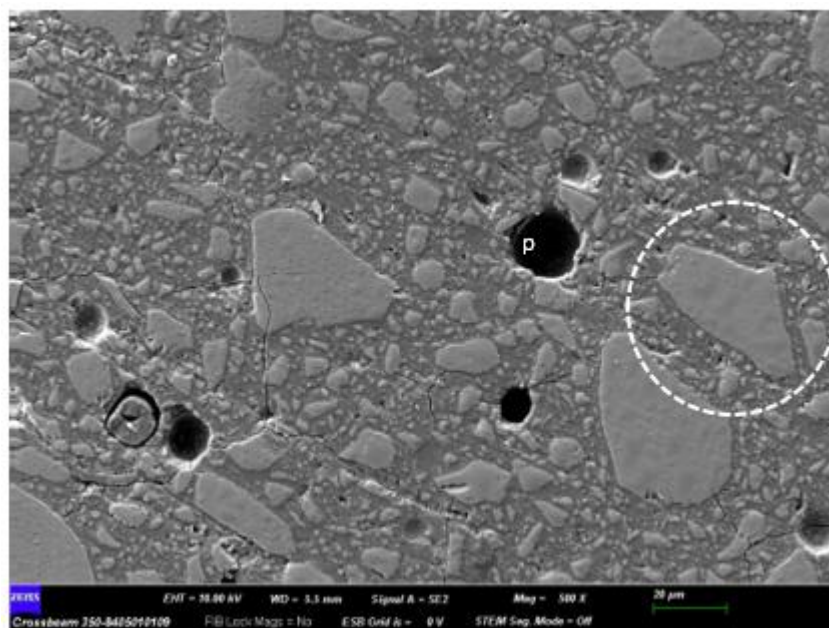


Figura 17. *Riva Self Cure HV*
círculo: morfología material; p: poro

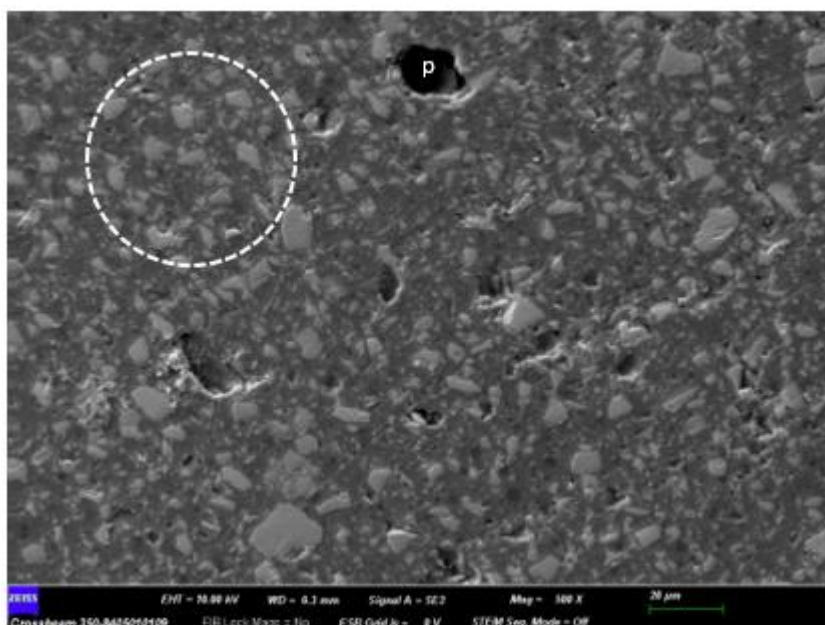


Figura 18. *Activa BioActive Restorative™*
círculo: morfología material; p: poro

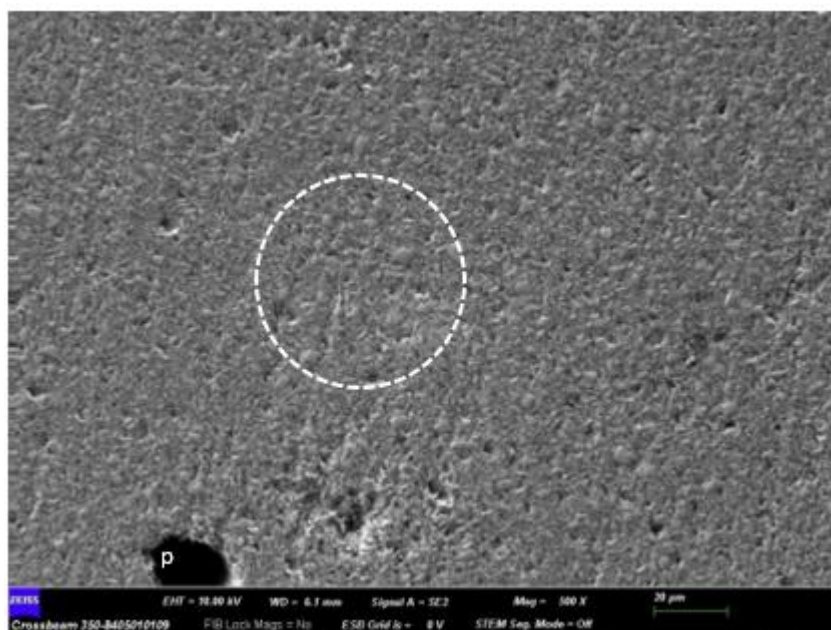


Figura 19. *GrandioSO*®
círculo: morfología material; p: poro

6.2 Evaluación de la morfología de la interfase dentina sana con los materiales restauradores *Riva Light Cure*, *Riva Self Cure HV*, *Active BioActive Restorative™* y *GrandioSO*®

6.2.1 Grupo IAa (*Riva Light Cure-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar*)

En la figura 20 se pudo observar la interfase formada por dentina sana y *Riva Light Cure* con la adhesión entre sustrato y material, identificable por una línea continua roja de material teñido con rodamina adherido a la dentina (asterisco), a pesar de la fractura cohesiva del ionómero de vidrio. La fluoresceína procedente de la cámara pulpar ha alcanzado, a través de los túbulos dentinarios, la superficie de la interfase, marcando de color verde (flecha blanca) la zona de desmineralización/interdifusión provocada por el PAA y no rellenada por el ionómero. También podemos observar la formación de tags (t) de material en el interior de los túbulos dentinarios (td).

La fractura cohesiva del ionómero de vidrio se visualizó con mayor detalle en la microfotografía del FESEM (Figura 21). También se apreció, marcada, la línea correspondiente a la zona híbrida entre *Riva Light Cure* y dentina (marcador transparente).

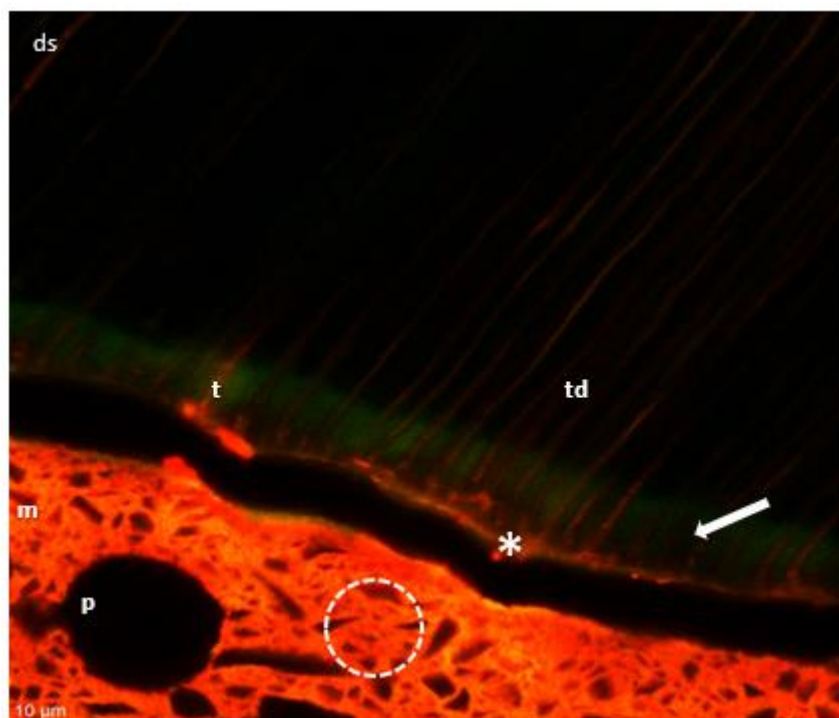


Figura 20. Grupo IAa (CLSM 63x).

ds: dentina sana; m: material; p: poro; td: túbulo dentinario; t: tag; flecha: acúmulo de fluoresceína; círculo: morfología material; *: material adherido a dentina

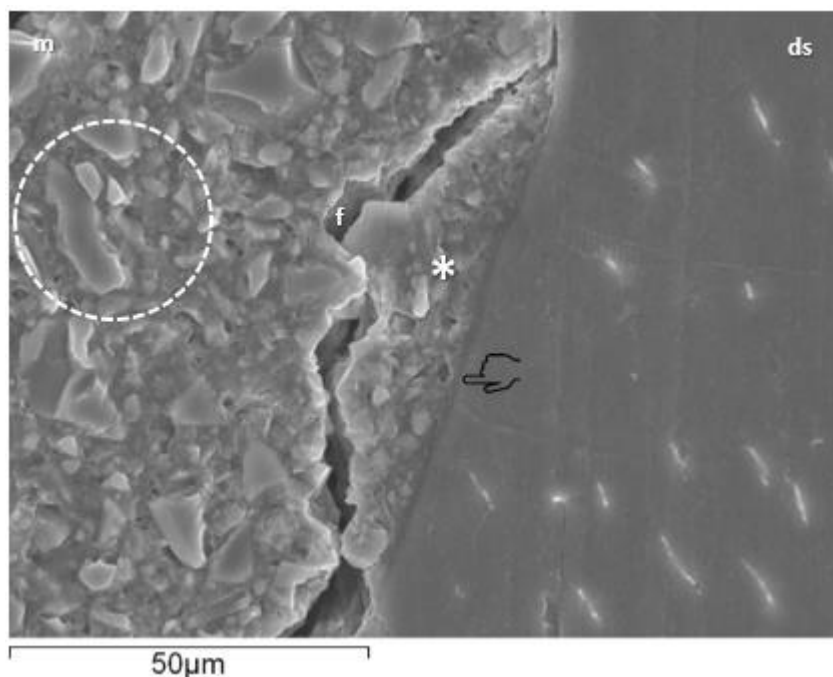


Figura 21. Grupo IAa (1000x)

ds: dentina sana; m: material; f: fractura; *: material adherido a dentina; círculo: morfología material; marcador transparente: zona híbrida.

6.2.2 Grupo IIAa (*Riva Self Cure HV-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar*)

En la microfotografía de CLSM (Figura 22), que corresponde con la misma área capturada en la imagen de FESEM (Figura 23), se observó una fractura cohesiva del *Riva Self Cure*

HV junto a una zona de desmineralización no infiltrada (flecha) de unas micras, que recorre la dentina. A pesar de ello, en la microfotografía de la figura 24 se percibió una unión íntima (marcador blanco) del material adherido a la dentina (asteriscos). No se distinguieron con claridad la presencia de tags en el interior de los túbulos dentinarios.

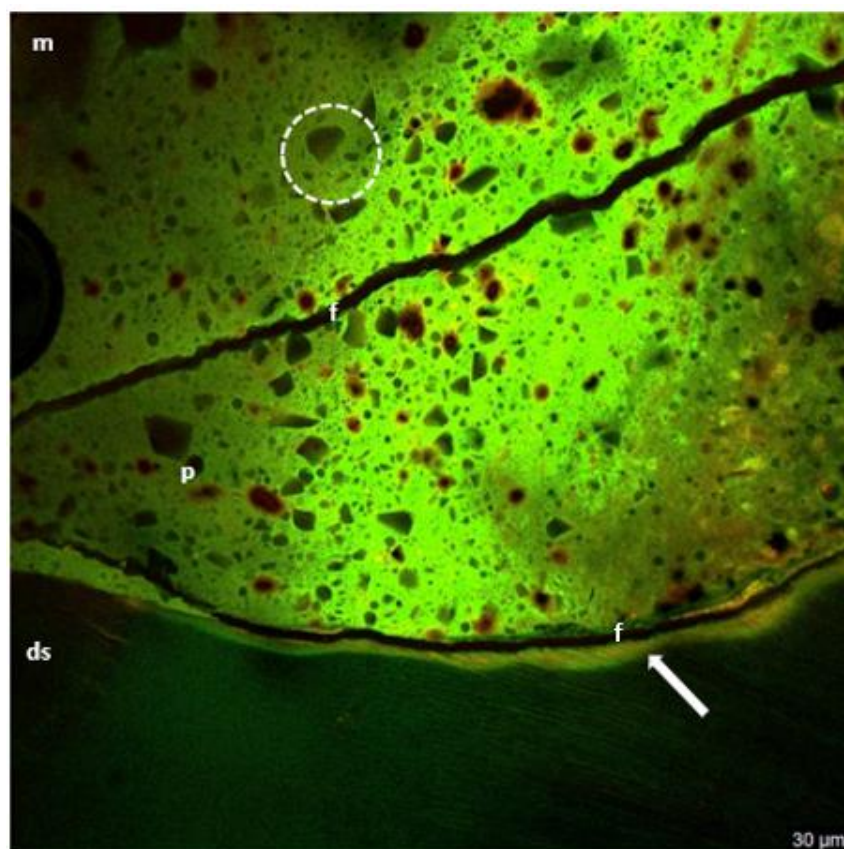


Figura 22. Grupo II Aa (CLSM 63x)

ds: dentina sana; m: material; p: poro; f: fractura; flecha: acúmulo de fluoresceína; círculo: morfología material

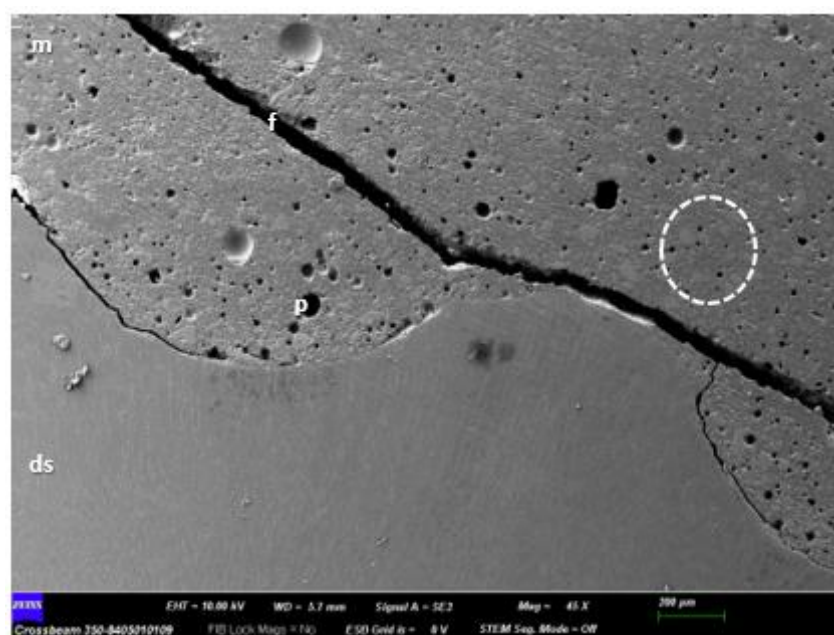


Figura 23. Grupo II Aa (FESEM 45x)

ds: dentina sana; m: material; p: poro; f: fractura; círculo: morfología material

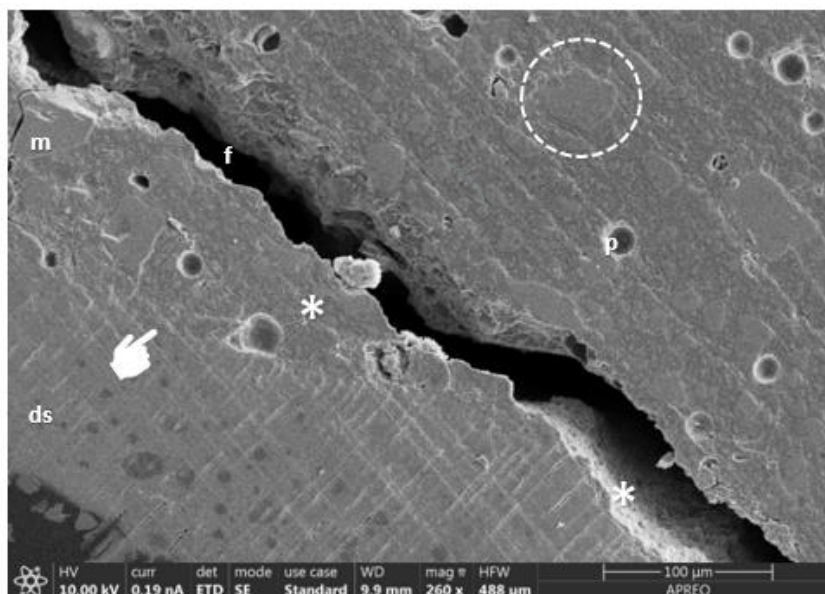


Figura 24. Grupo II Aa (FESEM 260x)

ds: dentina sana; m: material; p: poro; f: fractura; círculo: morfología material; *: material adherido a dentina; marcador blanco: adhesión en la interfase

6.2.3 Grupo III Aa (*Activa BioActive Restorative™-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar*) y III Ab (*Activa BioActive Restorative™-fluoresceína mezclada con el adhesivo*).

En las microfotografías (Figuras 25-28AB) se observó, en general, una buena adaptación entre dentina sana, adhesivo y material (marcador blanco), junto a una zona desajustada (marcador negro). La zona de adhesión presentó en su mayor parte el adhesivo (Figuras 26AB-28AB) con grosores variables, desde 5 a 90 µm, aproximadamente.

Pudieron observarse los tags de *Activa BioActive Restorative™* en el interior de los túbulos dentinarios en las muestras donde la fluoresceína se introdujo a través de la cámara pulpar (Figura 25), e infinidad de tags de resina y conexiones intertubulares en las muestras en las que la fluoresceína se incorporó directamente en el adhesivo dentinario (Figura 27).

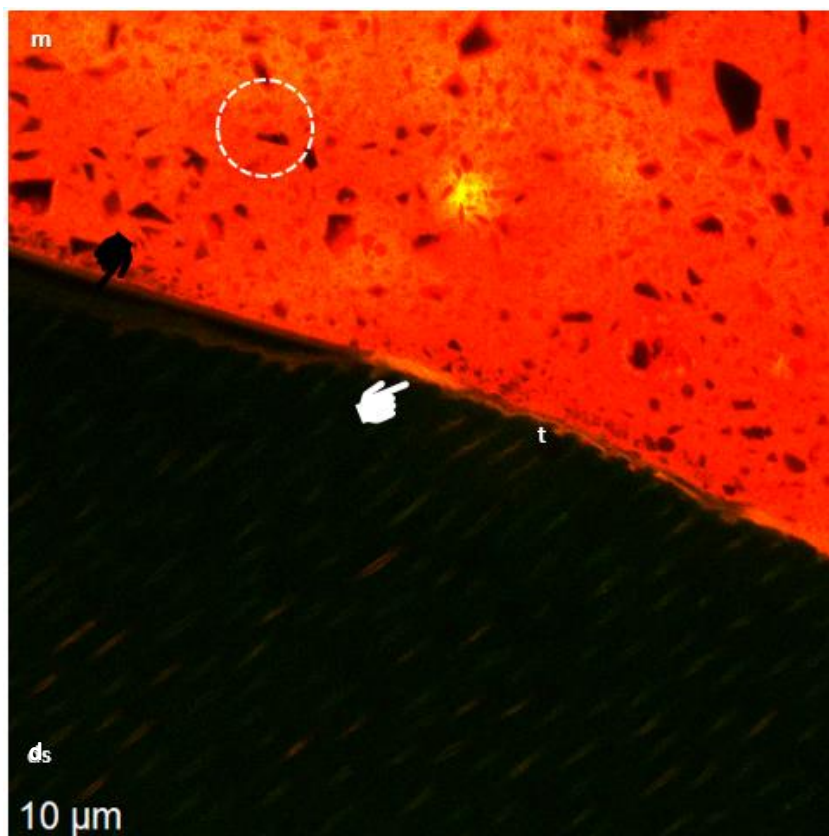


Figura 25. Grupo IIIAa (CLSM 63x)

ds: dentina sana; m: material; círculo: morfología material; t: tag; marcador blanco: adhesión en la interfase; marcador negro: no adhesión en la interfase

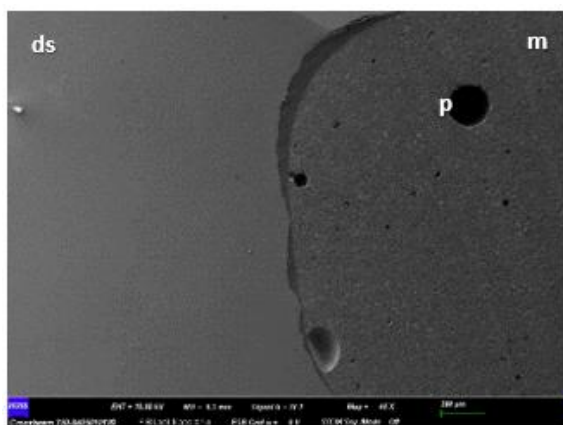


Figura 26A. Grupo IIIAa (FESEM 45x)

ds: dentina sana; m: material; CH: capa híbrida; p: poro; círculo: morfología material; marcador blanco: adhesión en la interfase

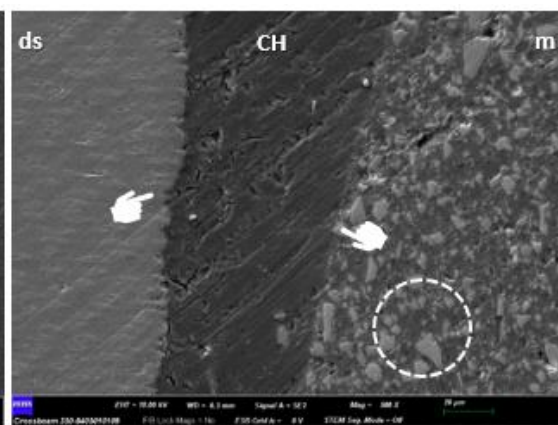


Figura 26B. Grupo IIIAa (FESEM 500x)

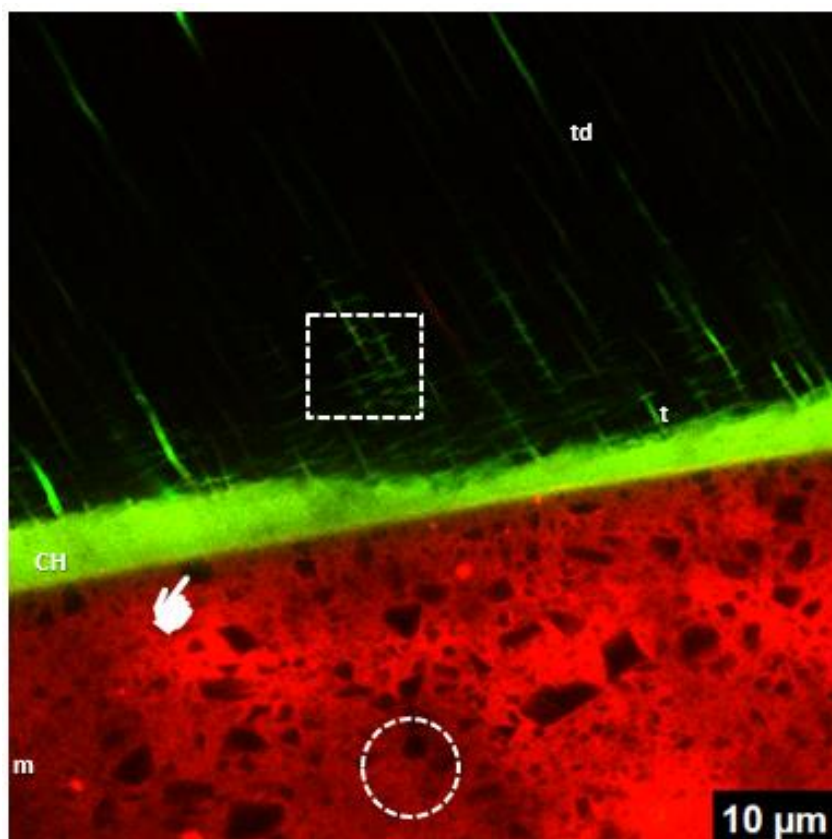


Figura 27. Grupo *IIIAb* (CLSM 63X)

ds: dentina sana; m: material; CH: capa híbrida; td: túbulo dentinario; t: tag; círculo: morfología material; cuadrado: conexiones intertubulares; marcador blanco: adhesión en la interfase

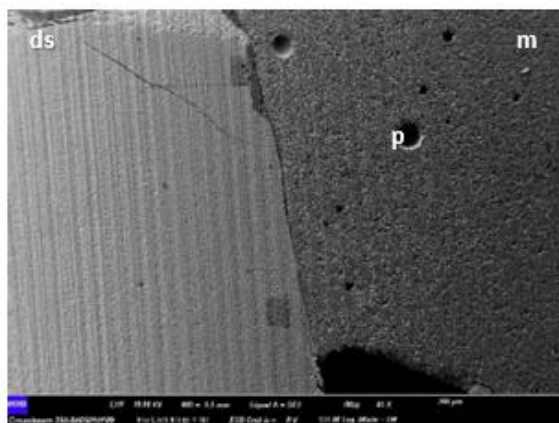


Figura 28A. Grupo *IIIAb* (FESEM 45x)

ds: dentina sana; m: material; CH: capa híbrida; p: poro; círculo: morfología material; marcador blanco: adhesión en la interfase; marcador negro: no adhesión en la interfase

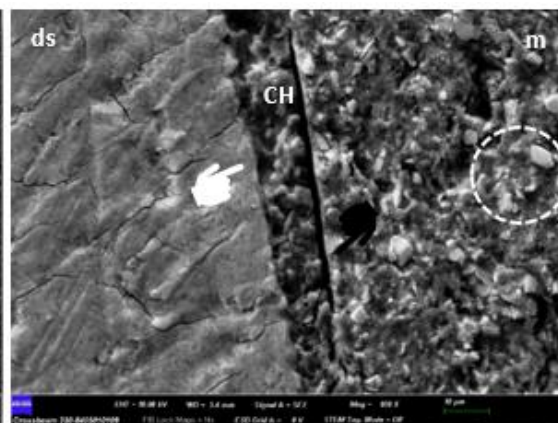


Figura 28B. Grupo *IIIAb* (FESEM 920x)

6.2.4 Grupo IVAa (*GrandioSO®-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar*) y IVAb (*GrandioSO®-fluoresceína mezclada con el adhesivo*).

En la microfotografía con CLSM (Figura 29) se visualizó la morfología de la interfase, los túbulos dentinarios (td), tags (t) de adhesivo dentinario y buena adhesión interfacial, tanto a nivel del adhesivo-sustrato como del adhesivo-material (marcador blanco).

En la microfotografía de FESEM (Figura 30), correspondiente a otra zona diferente, se pudo observar la muy buena unión (marcador blanco) entre dentina sana, adhesivo y material, con una fractura cohesiva de la dentina (f) y con ello un pequeño desajuste en la zona (marcador negro). Se apreció el inicio de la formación de algunos tags introduciéndose en los túbulos dentinarios (t).

Al incorporar el fluorocromo fluoresceína en el adhesivo (grupo IVAb) se observó también el entramado de tags (t) en el interior de los túbulos dentinarios y su continuidad con la capa de adhesivo (Figura 31), que se encontró en la interfase entre material y sustrato, y se correspondería con la capa híbrida (CH). Esta capa, observable como una zona con diferente refringencia en el FESEM (Figura 32), presentó un grosor entre 7 y 45 μm , según zona y corte. En ambas microfotografías se observan zonas de interfase sin adaptación (marcadores negros).

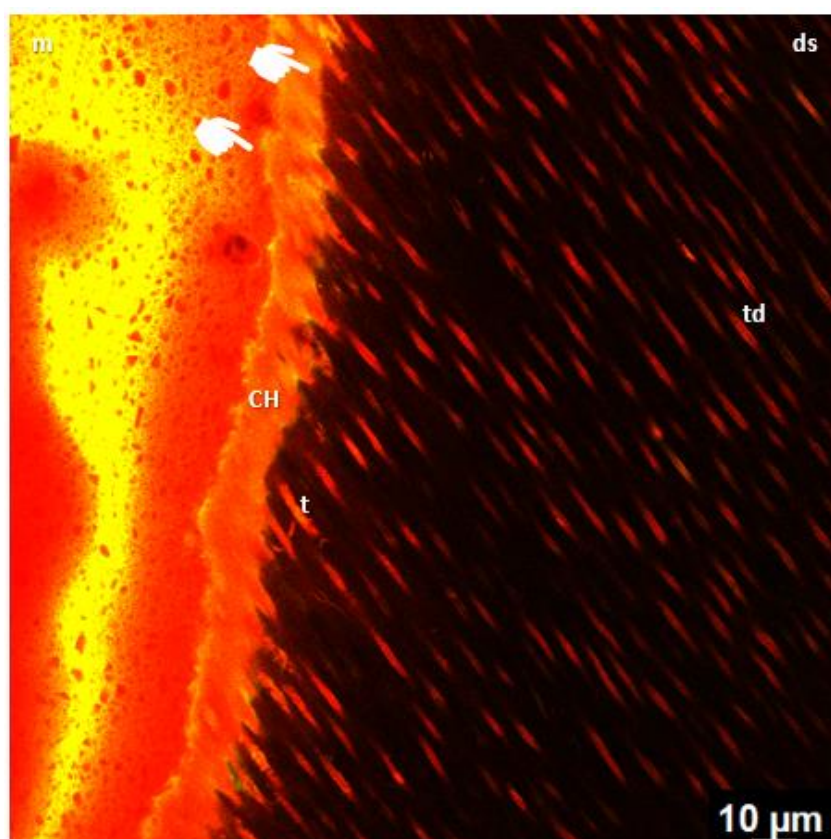


Figura 29. Grupo IVAa (CLSM 63x)

ds: dentina sana; m: material; CH: capa híbrida; td: túbulo dentinario; t: tag; marcador blanco: adhesión en la interfase

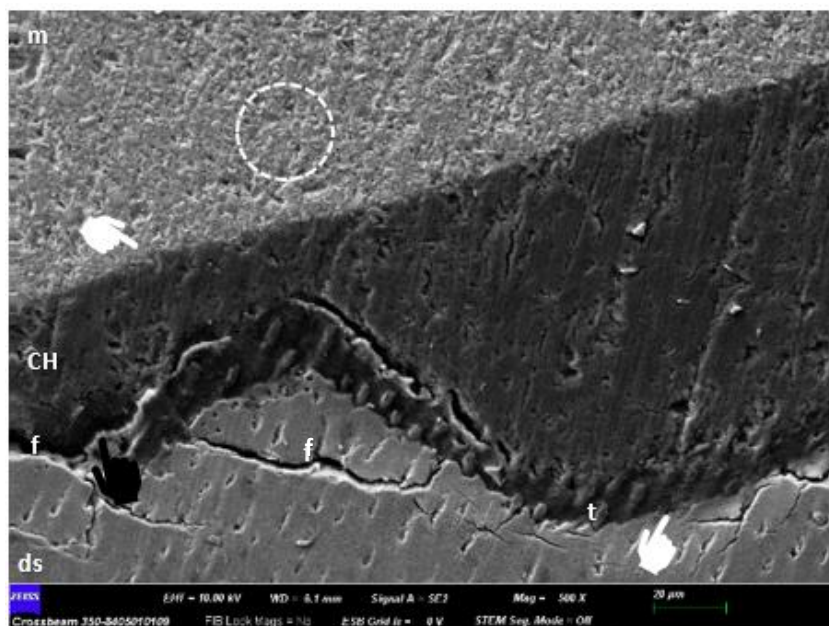


Figura 30. Grupo IVAa (FESEM 500x)

ds: dentina sana; m: material; CH: capa híbrida; f: fractura; t: tags; círculo: morfología material; marcador blanco: adhesión en la interfase; marcador negro: no adhesión en la interfase

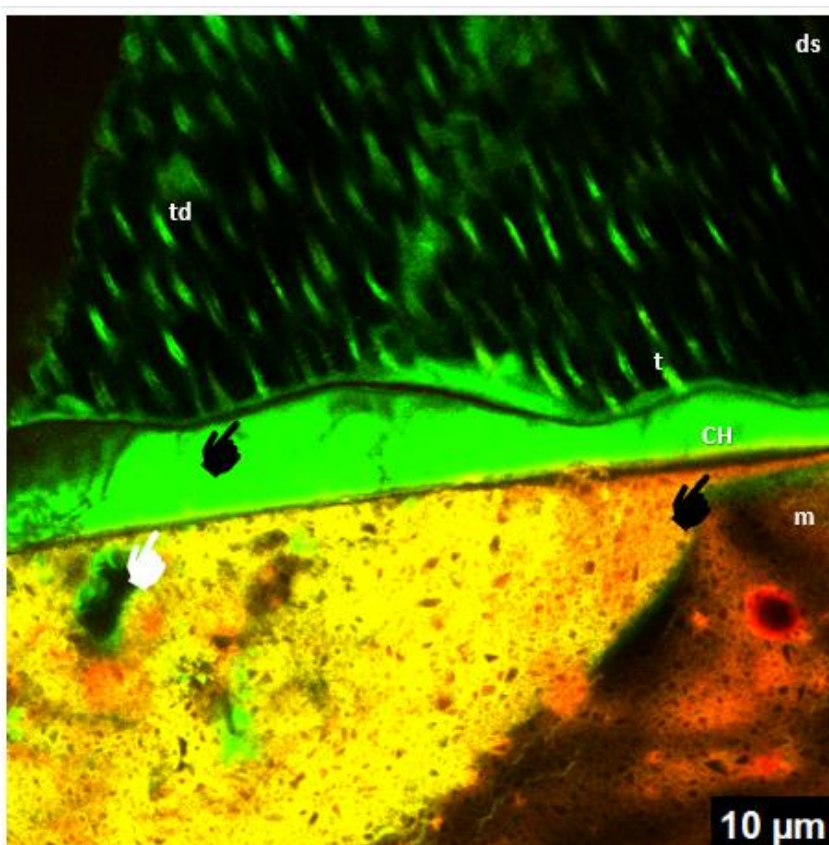


Figura 31. Grupo IVAb (CLSM 63x)

ds: dentina sana; m: material; CH: capa híbrida; td: túbulo dentinario; t: tag; marcador blanco: adhesión en la interfase; marcador negro: no adhesión en la interfase



Figura 32. Grupo IVAb (FESEM 1000x)
ds: dentina sana; m: material; CH: capa híbrida; marcador blanco: adhesión en la interfase; marcador negro: no adhesión en la interfase

6.3 Evaluación de la morfología de la interfase dentina cariada con los materiales restauradores *Riva Light Cure*, *Riva Self Cure HV*, *Activa BioActive Restorative™* y *GrandioSO®*

6.3.1 Grupo IBa (*Riva Light Cure*-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar)

Tanto en la imagen CLSM (Figura 33A) como en la microfotografía FESEM (Figura 34), se podían distinguir dos zonas diferenciadas en la dentina, la correspondiente a la dentina sana, que conserva la característica estructura tubular, y la correspondiente a la dentina cariada, que ha perdido total o parcialmente la definida estructura tubular dentinaria. En la figura 33A se evidenció una fractura cohesiva de la dentina (f) y en la figura 33B la adhesión de parte del material unido a la dentina (asterisco) a pesar de la fractura dentinaria, además de tags de ionómero de vidrio en el interior de los túbulos dentinarios.

6.3.2 Grupo IIBa (*Riva Self Cure HV*-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar)

En el análisis de la interfase de este grupo de CIV HV, en la imagen de CLSM (Figura 35) se observó una interfase unida o no en función del diferente grado de desmineralización de la dentina cariada; así en la zona superior, que sólo está parcialmente desestructurada, el material está adherido al sustrato (marcador blanco) y, en el resto del área donde se han perdido las características estructurales propias (zonas de desmineralización) no hubo adhesión.

En las zonas donde la unión fue firme se detectaron separaciones de la interfase que se correspondían con fracturas cohesivas del ionómero de vidrio (Figura 36, asterisco).

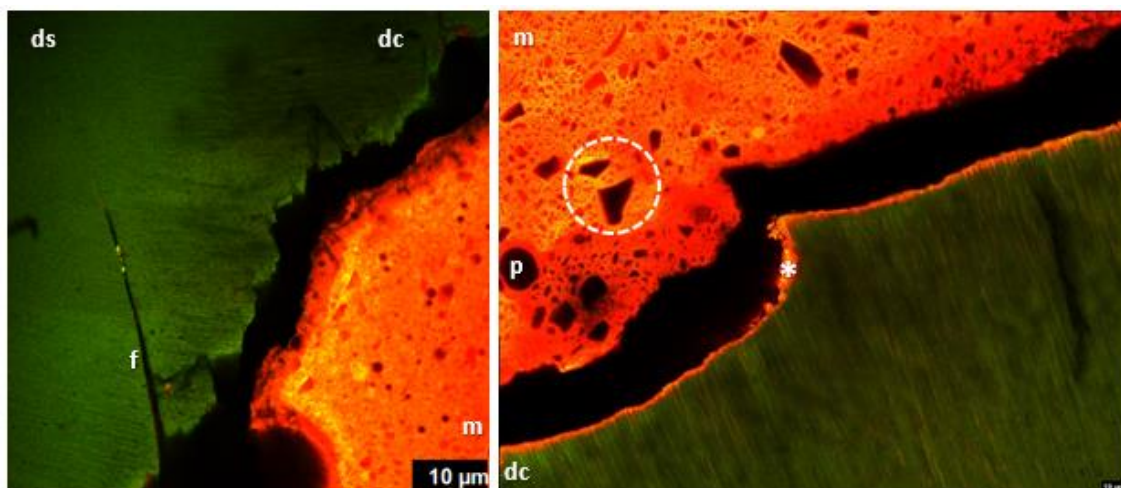


Figura 33A. Grupo *IBa* (CLSM 63x)

Figura 33B. Grupo *IBa* (CLSM 10x)

dc: dentina cariada; ds: dentina sana; m: material; f: fractura; p: poro; círculo: morfología material; *: material adherido a la dentina

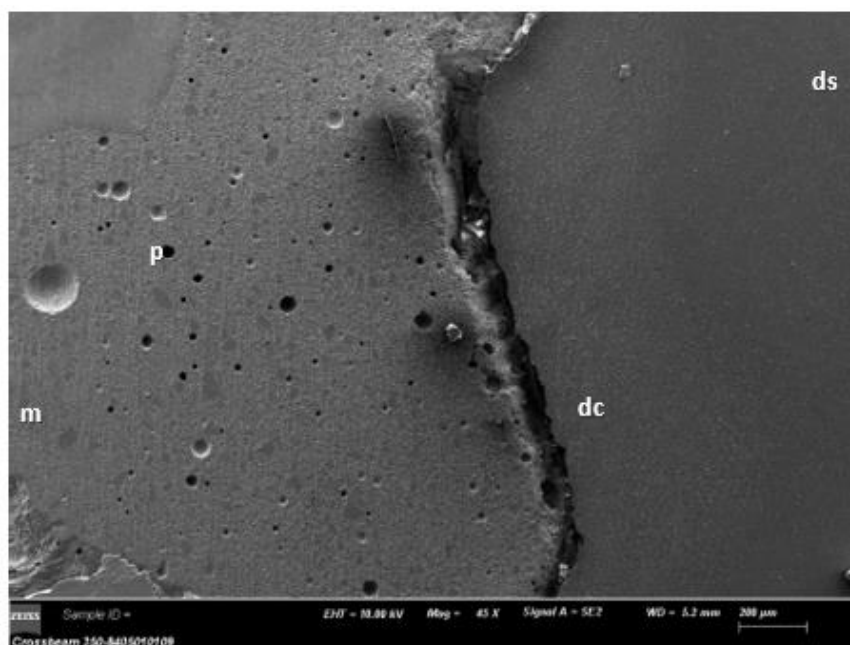


Figura 34. Grupo *IBa* (FESEM 300x)

dc: dentina cariada; ds: dentina sana; m: material; p: poro

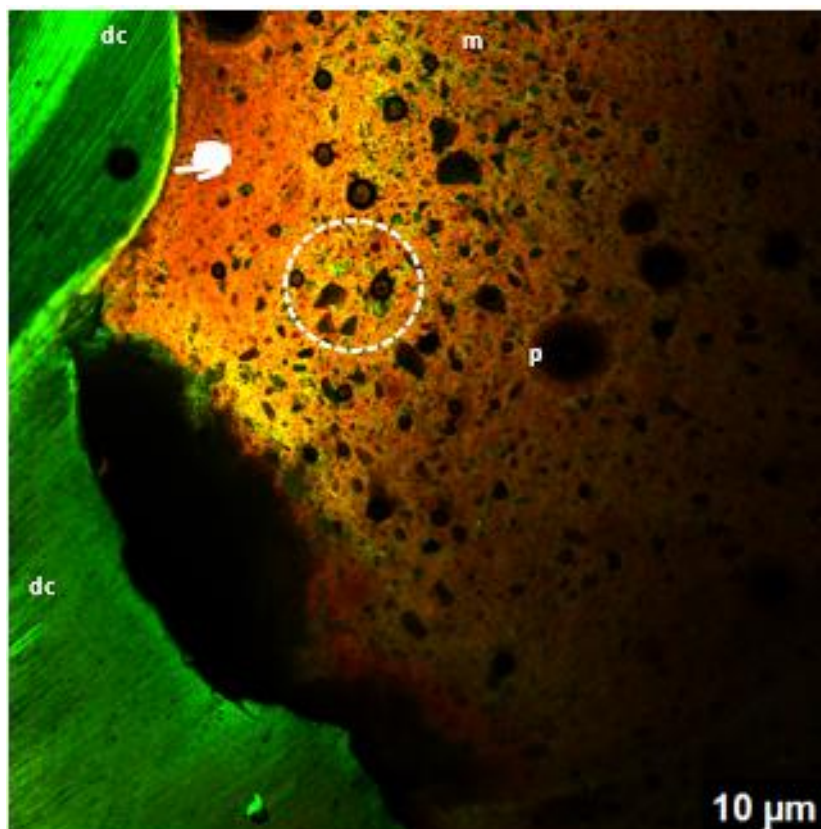


Figura 35. Grupo *IIBa* (CLSM 63x)

dc: dentina cariada; m: material; p: poro; círculo: morfología material; marcador blanco: adhesión en la interfase

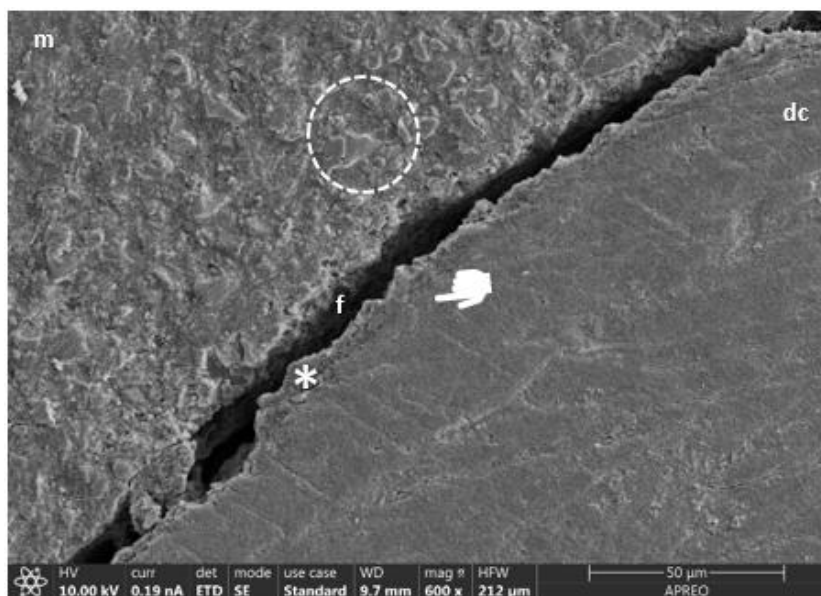


Figura 36. Grupo *IIBa* (FESEM 600x)

dc: dentina cariada; m: material; f: fractura; *: material adherido a dentina; círculo: morfología material; marcador blanco: adhesión en la interfase

6.3.3 Grupos IIIBa (Activa BioActive Restorative™-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar) y IIIBb (Activa BioActive Restorative™-fluoresceína mezclada con el adhesivo).

En las imágenes de estos dos grupos (Figuras 37-40) se observó una separación de la zona de unión entre la dentina cariada y el material. Esta separación se produce a expensas de una fractura adhesiva y, sobre todo, de una fractura cohesiva de la dentina cariada que queda unida al material.

En la Figura 38 (400x) puede observarse la fractura adhesiva en la que la línea de fractura se ha producido en la capa híbrida más interna, entre el adhesivo y la dentina cariada, habiéndose producido un arrancamiento de ésta.

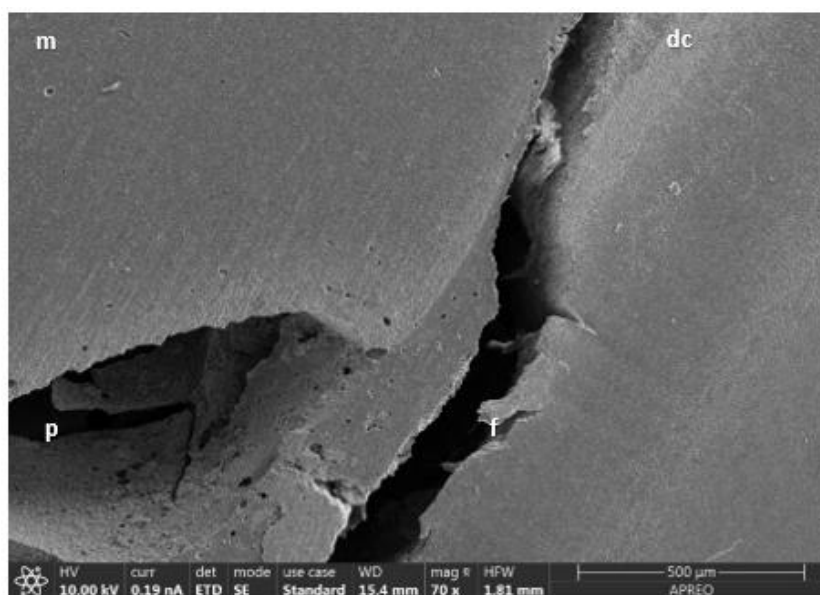


Figura 37. Grupo IIIBa (FESEM 70x)

dc: dentina cariada; m: material; a: adhesivo; p: poro; f: fractura

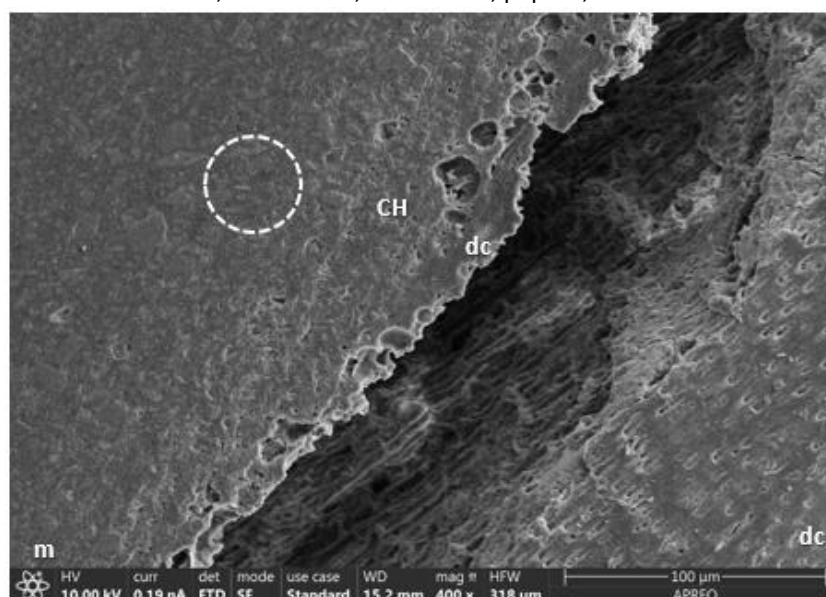


Figura 38. Grupo IIIBa (FESEM 400x)

dc: dentina cariada; m: material; CH: capa híbrida; círculo: morfología material

Cuando se introdujo el fluorocromo en el adhesivo se evidenció el grosor de éste en la zona de adhesión y la menor presencia y la irregularidad de los tags que se forman en la dentina cariada (Figura 39). En la figura 40 de FESEM se pudo confirmar la separación entre material y dentina consecuencia de la fractura adhesiva y cohesiva de la dentina cariada; son distinguibles también la zona de la dentina cariada y la dentina sana.

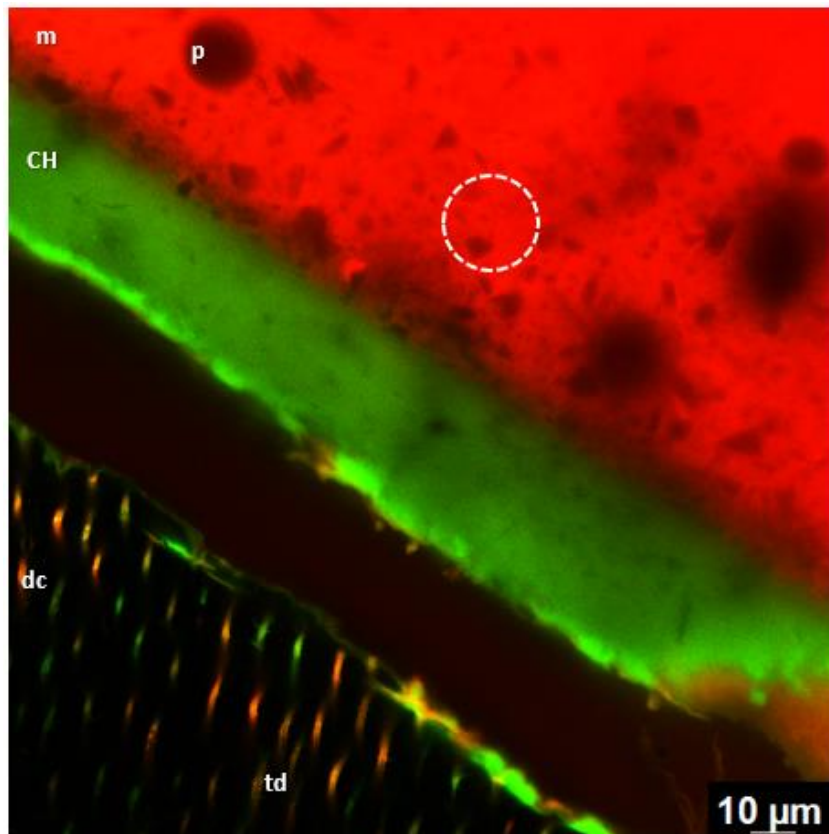


Figura 39. Grupo IIIb (CLSM 63x)
dc: dentina cariada; m: material; CH: capa híbrida; td: túbulo dentinario; p: poro; círculo: morfología material

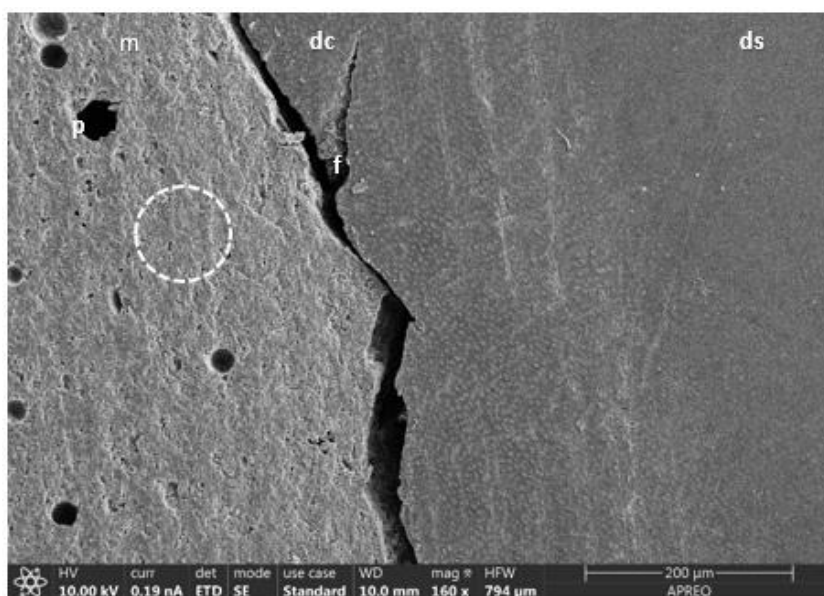


Figura 40. Grupo IIIb (FESEM 160x)
ds: dentina sana; dc: dentina cariada; m: material; p: poro; f: fractura; círculo: morfología material

6.3.4 Grupos IVBa (*GrandioSO®-fluoresceína inyectada por la cámara pulpar*) y IVBb (*GrandioSO®-fluoresceína mezclada con el adhesivo*).

Al observar la muestra del grupo IVBa en CLSM (Figura 41), se visualizó la creación de una capa híbrida con adhesivo de grosor variable. La hibridación en la zona adhesivo-composite es buena (marcador blanco), pero en la zona adhesivo-sustrato no lo es (marcador negro), apareciendo zonas de fracturas adhesivas entre ellos, que se ven ocupadas por el fluorocromo que se inyectó en la cámara pulpar (flecha). Tampoco se observa un gran relleno del sistema tubular dentinario por lo que aparecen pocos tags de resina (t). Esta misma impresión es la que podemos tener cuando visualizamos las muestras en el FESEM (Figuras 42A-B).

Aunque predominó la separación a nivel de la interfase, en esta imagen de CLSM de RC en el que el fluorocromo fluoresceína se mezcló con el adhesivo en lugar de introducirlo por la cámara pulpar, se observó una zona con buena hibridación (marcador blanco) a la dentina a pesar de la fractura cohesiva (f) de la misma (Figura 43). Igualmente, en FESEM, se confirmaron fracturas cohesivas del sustrato que llevaron a la fractura generalizada a nivel interfacial, aunque pudo observarse una pequeña área donde parte del material quedó unido a la dentina (asterisco); también se diferenciaron en esta imagen la zona correspondiente a dentina sana y cariada (Figuras 44A-B).

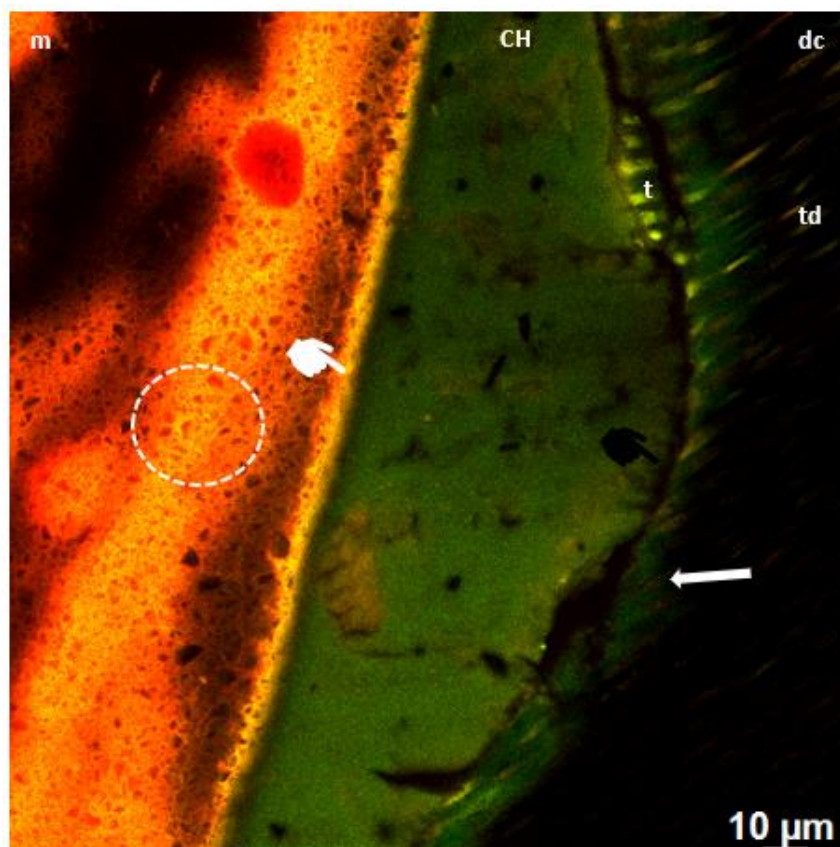


Figura 41. Grupo IVBa (CLSM 63x)

dc: dentina cariada; m: material; CH: capa híbrida; td: túbulo dentinario; t: tags; círculo: morfología material; flecha: acúmulo de fluoresceína; marcador blanco: adhesión en la interfase; marcador negro: no adhesión en la interfase

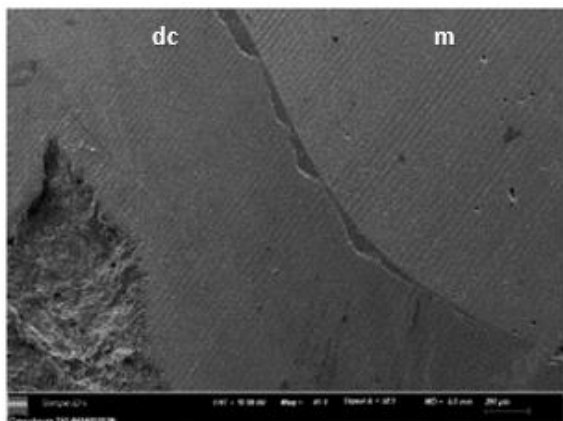


Figura 42A. Grupo IVBa (FESEM 45x)

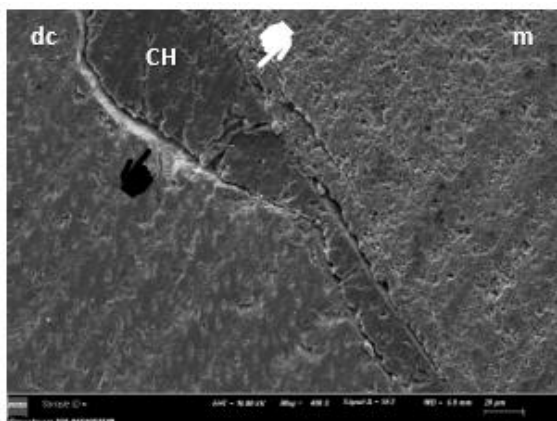


Figura 42B. Grupo IVBa (FESEM 400x)

dc: dentina cariada; m: material; CH: capa híbrida; marcador blanco: adhesión en la interfase; marcador negro: no adhesión en la interfase

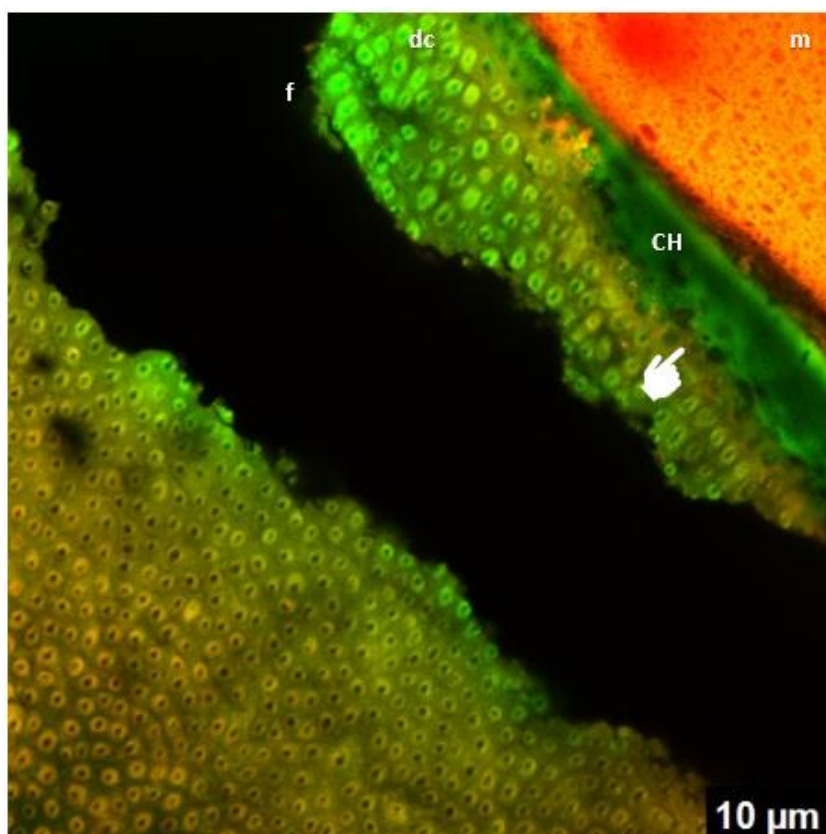


Figura 43. Grupo IVBb (CLSM 63x)

dc: dentina cariada; m: material; CH: capa híbrida; f: fractura; marcador blanco: adhesión en la interfase

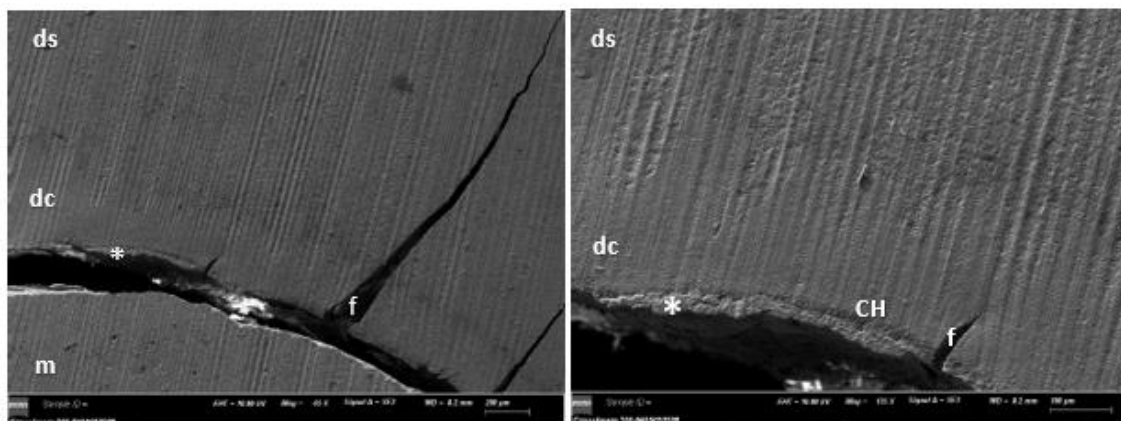


Figura 44A. Grupo IVBb (FESEM 45x)

Figura 44B. Grupo IVBb (FESEM 125x)

dc: dentina cariada; ds: dentina sana; m: material; CH: capa híbrida; f: fractura; *: material adherido a dentina

6.4 Determinar la composición semicuantitativa de la interfase entre dentina sana o dentina cariada y los materiales restauradores *Riva Light Cure*, *Riva Self Cure HV*, *Activa BioActive Restorative™* y *GrandioSO®* mediante espectroscopia de Rayos X de dispersión de energía. *Mapping*.

El estudio de la composición elemental del adhesivo Prime&Bond active™ fue meramente descriptivo, pues no era objeto de comparación (Tabla V). El carbono fue su elemento principal suponiendo casi las tres cuartas partes de la composición, seguido del oxígeno y nitrógeno y, finalmente, calcio, fósforo y magnesio que fueron los iones con menos porcentaje en peso.

En la Tabla VI, se muestran los datos del análisis de EDX de los materiales. Los iones comunes mayoritariamente presentes en todos los materiales fueron oxígeno, carbono, silicio y aluminio, con el estroncio en *Riva Light Cure* y *Riva Self Cure HV* o el bario en *Activa BioActive-Restorative™* y *GrandioSO®*. Finalmente, los otros elementos fueron flúor, sodio y calcio, que se encontraron en todos los materiales, salvo en la RC. Existieron diferencias significativas entre los materiales, respecto a la concentración de los elementos estudiados, salvo entre *Riva Light Cure* y *Riva Self Cure HV* donde no se dio ninguna diferencia significativa. *Activa BioActive Restorative™*, coincidió con ellos en el oxígeno, carbono, silicio, aluminio y flúor, sodio y calcio, no había estroncio, pero sí bario. En *GrandioSO®* aparecieron exactamente los mismos elementos que en el *Activa BioActive Restorative™*, salvo los mencionados elementos minoritarios que estaban ausentes. En un análisis más específico, hubo mayor concentración de carbono en *Activa BioActive Restorative™* que en el resto de los grupos ($p < 0.001$); mayor concentración de aluminio en *Riva Light Cure* y *Riva Self Cure HV* frente a *Activa BioActive Restorative™* y *GrandioSO®* ($p < 0.001$) y de silicio entre *GrandioSO®*-*Activa BioActive Restorative™* ($p = 0.007$) y *GrandioSO®*-*Riva Self Cure HV* ($p = 0.041$). El estroncio solo estuvo presente en *Riva Light Cure* y *Riva Self Cure HV*, sin diferencias estadísticamente significativas y el bario, solo estuvo presente en *Activa BioActive Restorative™* y *GrandioSO®* con diferencias significativas entre ellos ($p < 0.001$). El flúor y el sodio presentaron sus

mayores concentraciones en *Riva Light Cure* y *Riva Self Cure HV* frente a *Activa BioActive Restorative™* ($p<0.001$) y, en el caso del calcio, hubo diferencias entre *Activa BioActive Restorative™*-*Riva Light Cure* ($p=0.037$). El oxígeno presentó diferencias entre *Activa BioActive Restorative™*-*GrandioSO®* ($p<0.001$) y *GrandioSO®*-*Riva Light Cure* ($p=0.017$).

El estudio de EDX de la composición en la interfase de dentina sana y cariada según el material usado en la restauración están representadas en las tablas VII-VIII. En dentina sana, los elementos según su contenido en peso son oxígeno, calcio, carbono, fósforo, nitrógeno, magnesio, sodio y flúor. De todos ellos, oxígeno, calcio, carbono y fósforo no manifestaron diferencias en función de los materiales usados; sin embargo, en el nitrógeno hubo diferencias entre *Riva Self Cure HV* y el resto de materiales, el magnesio fue significativamente diferente entre *Riva Light Cure* y el resto de los grupos (*Activa BioActive Restorative™* y *GrandioSO®* con $p=0.018$ y *Riva Self Cure HV* con $p=0.002$), el sodio entre *GrandioSO®*-*Riva Self Cure HV* ($p=0.009$), *Activa BioActive Restorative™*-*Riva Light Cure* ($p=0.012$) y *Activa BioActive Restorative™*-*Riva Self Cure HV* ($p<0.001$) y, por último, el flúor entre *Riva Light Cure*-*Riva Self Cure HV* ($p=0.045$), tendiendo en cuenta que en *GrandioSO®* no está presente este elemento. Los elementos que aparecían en dentina cariada según su contenido en peso fueron los mismos que en dentina sana, además de silicio, estroncio y azufre en baja presencia. De los 11 elementos, sólo hubo diferencias significativas en flúor y estroncio. Las diferencias en el flúor fueron entre *Riva Self Cure HV*-*Activa BioActive Restorative™* ($p=0.019$) y *Riva Self Cure HV*-*GrandioSO®* ($p=0.21$) y, en estroncio sólo entre *Activa BioActive Restorative™*-*Riva Light Cure*.

Se realizó un *mapping* a una muestra de cada grupo material para observar la distribución de los elementos químicos (Figuras 45-52). El *mapping* nos permite visualizar la composición, distribución y concentración elemental dentro de una muestra.

En los mapeos elementales de los grupos de *Riva Light Cure* y *Riva Self Cure HV*, coincidiendo con el análisis de EDX, se pudo visualizar que, tanto a nivel de composición, como de la distribución de los elementos fueron materiales similares. Se observó que las concentraciones de aluminio, silicio, estroncio y flúor son predominantes del material, mientras que calcio y fósforo lo son en la dentina sana y cariada; el oxígeno, carbono, sodio y magnesio mantienen concentraciones similares a ambos lados de la interfase.

Apenas se apreciaron diferencias de distribución y composición de estos dos grupos respecto a *Activa BioActive Restorative™*, y estas fueron, únicamente, que el bario aparece en lugar del estroncio. Finalmente, en *GrandioSO®* se pudo visualizar un *mapping* muy similar al *Activa BioActive Restorative™*, aunque señalando la ausencia de flúor en el material y dentina sana, aunque no en la dentina cariada. Hay que destacar la mayor intensidad del elemento carbono a nivel de la interfase en los grupos III y IV donde fue utilizado un adhesivo, representado con ese alto contenido de carbono.

Tabla V. Análisis EDX del adhesivo Prime&Bond active™

ADHESIVO	C	O	N	Ca	P	Mg
	71.92 ± 1.62	17.91 ± 2.16	6.92 ± 1.44	1.78 ± 0.43	1.67 ± 0.09	0.40 ± 0.11

C, carbono; O, oxígeno; N, nitrógeno; Ca, calcio; P, fósforo; Mg, magnesio

Tabla VI. Análisis EDX de los materiales de restauración Riva Light Cure HV, Riva Self Cure HV, Activa BioActive Restorative™ y GrandioSO®

MATERIAL	O	C	Si	Al	Sr	F	Na	Ca	Ba
RLC	30.32 ± 1.40	25.47 ± 0.65	11.63 ± 0.93	9.75 ± 0.74	12.03 ± 1.41	6.56 ± 0.68	0.81 ± 0.14	0.85 ± 0.17	-
RSC HV	31.63 ± 2.48	27.87 ± 6.39	9.96 ± 0.65	9.64 ± 1.51	10.75 ± 1.31	5.83 ± 1.26	0.72 ± 0.14	1.44 ± 0.58	-
ACTIVA	28.60 ± 1.67 a	44.58 ± 3.17 a, b, c	10.61 ± 0.92 a	2.55 ± 0.39 b, c	-	2.08 ± 0.51 b, c	0.31 ± 0.07	1.93 ± 0.62	8.32 ± 0.84
GRANDIOSO	34.88 ± 2.15 b	22.11 ± 3.34	23.00 ± 2.02 c	3.43 ± 0.20 b, c	-	-	-	-	15.49 ± 0.91

RLC: Riva Light Cure; RSC HV: Riva Self Cure Alta Viscosidad; ACTIVA: Activa BioActive Restorative™

O: oxígeno; C: carbono; Si: silicio; Al: aluminio; Sr: estroncio; F: flúor; Na: sodio; Ca: calcio; Ba: bario.

p<0.05 a: vs GRANDIOSO; b: vs RLC; c: vs RSC

Tabla VII. Análisis EDX de dentina sana con los materiales de restauración Riva Light Cure, Riva Self Cure HV, Activa BioActive Restorative™ y GrandioSO®

DENTINA SANA	O	Ca	C	P	N	Mg	Na	F
RLC	36.53 ± 1.49	26.61 ± 1.24	20.39 ± 0.91	12.94 ± 0.36	3.05 ± 0.31	0.77 ± 0.05	0.48 ± 0.05	0.13 ± 0.20
RSC HV	33.73 ± 3.09	20.95 ± 1.25	28.17 ± 9.36	10.23 ± 2.50	5.25 ± 1.99 a, b	0.55 ± 0.18 b	0.41 ± 0.21	0.66 ± 0.26 b
ACTIVA	36.54 ± 0.83	26.20 ± 0.93	20.34 ± 1.43	12.68 ± 0.47	3.40 ± 0.30 c	0.63 ± 0.05 b	0.67 ± 0.11 b, c	0.26 ± 0.47
GRANDIOSO	35.82 ± 1.11	26.27 ± 1.23	21.95 ± 3.09	12.58 ± 0.59	3.09 ± 0.45	0.63 ± 0.09 b	0.60 ± 0.07 c	-

RLC: Riva Light Cure; RSC HV: Riva Self Cure Alta Viscosidad; ACTIVA: Activa BioActive Restorative™

O: oxígeno; Ca: calcio; C: carbono; P: fósforo; N: nitrógeno; Mg: magnesio; Na: sodio; F: flúor

p<0.05 a vs GRANDIOSO; b vs RLC; c vs RSC

Tabla VIII. Análisis EDX de dentina cariada con los materiales de restauración Riva Light Cure, Riva Self Cure HV, Activa BioActive Restorative™ y GrandioSO®

DENTINA CARIADA	O	Ca	C	P	N	Mg	Na	F	Si	Sr	S
RLC	36.12 ± 0.10	21.74 ± 2.68	24.34 ± 2.70	10.63 ± 1.17	4.94 ± 0.67	-	0.50 ± 0.08	0.72 ± 0.08	-	0.75 ± 0.37	-
RSC HV	32.45 ± 4.01	23.17 ± 2.11	26.44 ± 3.97	11.20 ± 1.12	4.78 ± 0.76	0.24 ± 0.03	0.37 ± 0.08	0.83 ± 0.30	1.46 ± 0.88	0.51 ± 0.54	-
ACTIVA	32.02 ± 4.05	24.13 ± 4.56	26.04 ± 5.87	11.97 ± 2.45	5.75 ± 1.61	0.30 ± 0.07	0.43 ± 0.09	0.46 ± 0.18 c	0.32 ± 0.15	0.07 ± 0.10 b	0.57 ± 0.28
GRANDIOSO	33.24 ± 1.59	26.62 ± 1.60	23.81 ± 2.86	12.93 ± 0.76	4.32 ± 0.58	0.41 ± 0.12	0.55 ± 0.12	0.35 ± 0.02 c	0.65 ± 0.24	0.11 ± 0.12	0.32 ± 0.03

RLC: Riva Light Cure; RSC HV: Riva Self Cure Alta Viscosidad; ACTIVA: Activa BioActive Restorative™

O: oxígeno; Ca: calcio; C: carbono; P: fósforo; N: nitrógeno; Mg: magnesio; Na: sodio; F: flúor; Si: silicio; Sr: estroncio; S: azufre

p<0.05 a vs GRANDIOSO; b vs RLC; c vs RSC

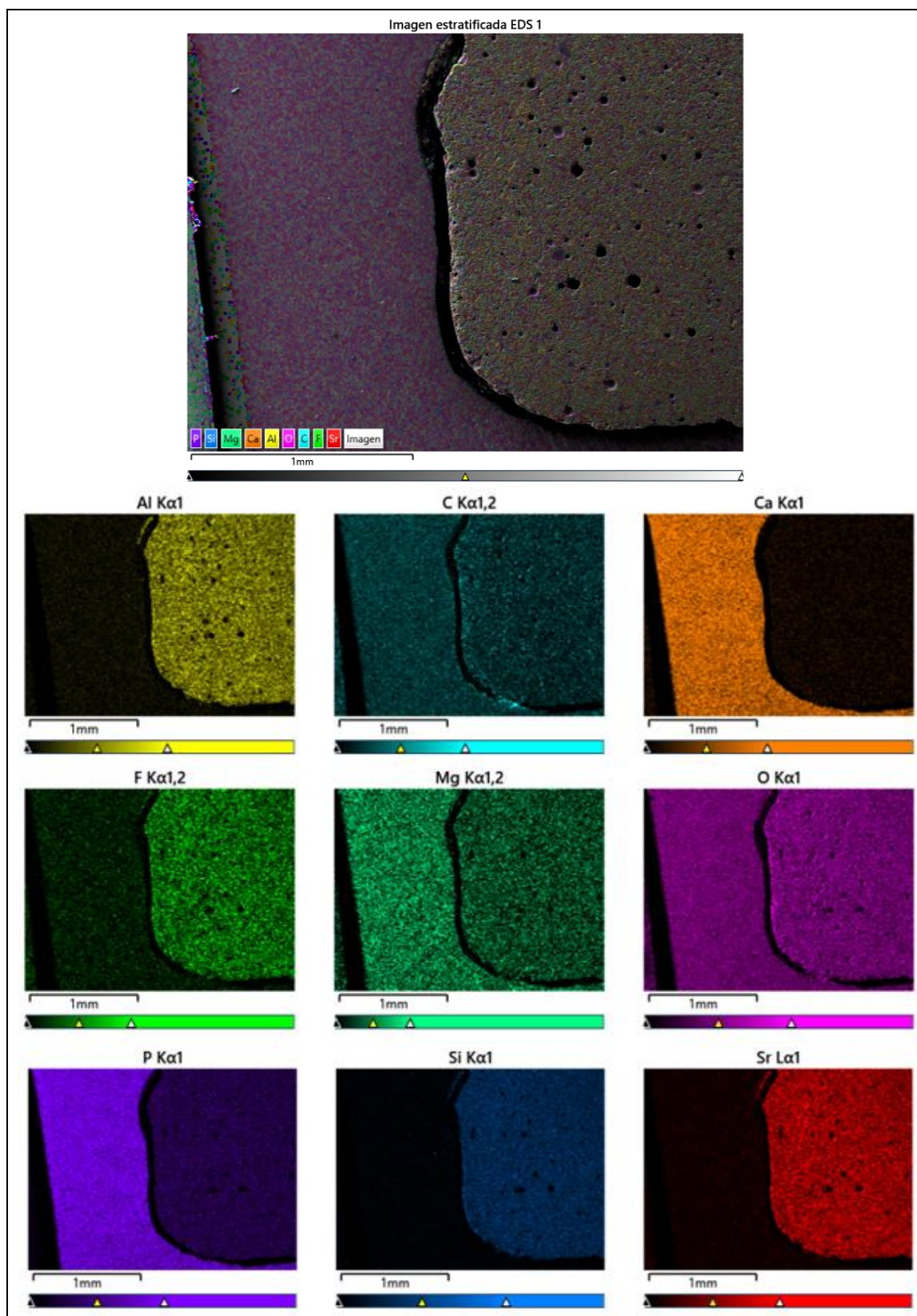


Figura 45. Mapping IAA.

Al: aluminio; C: carbono; Ca: calcio; F: flúor; Mg: magnesio; O: oxígeno; P: fósforo; Si: silicio; Sr: estroncio.

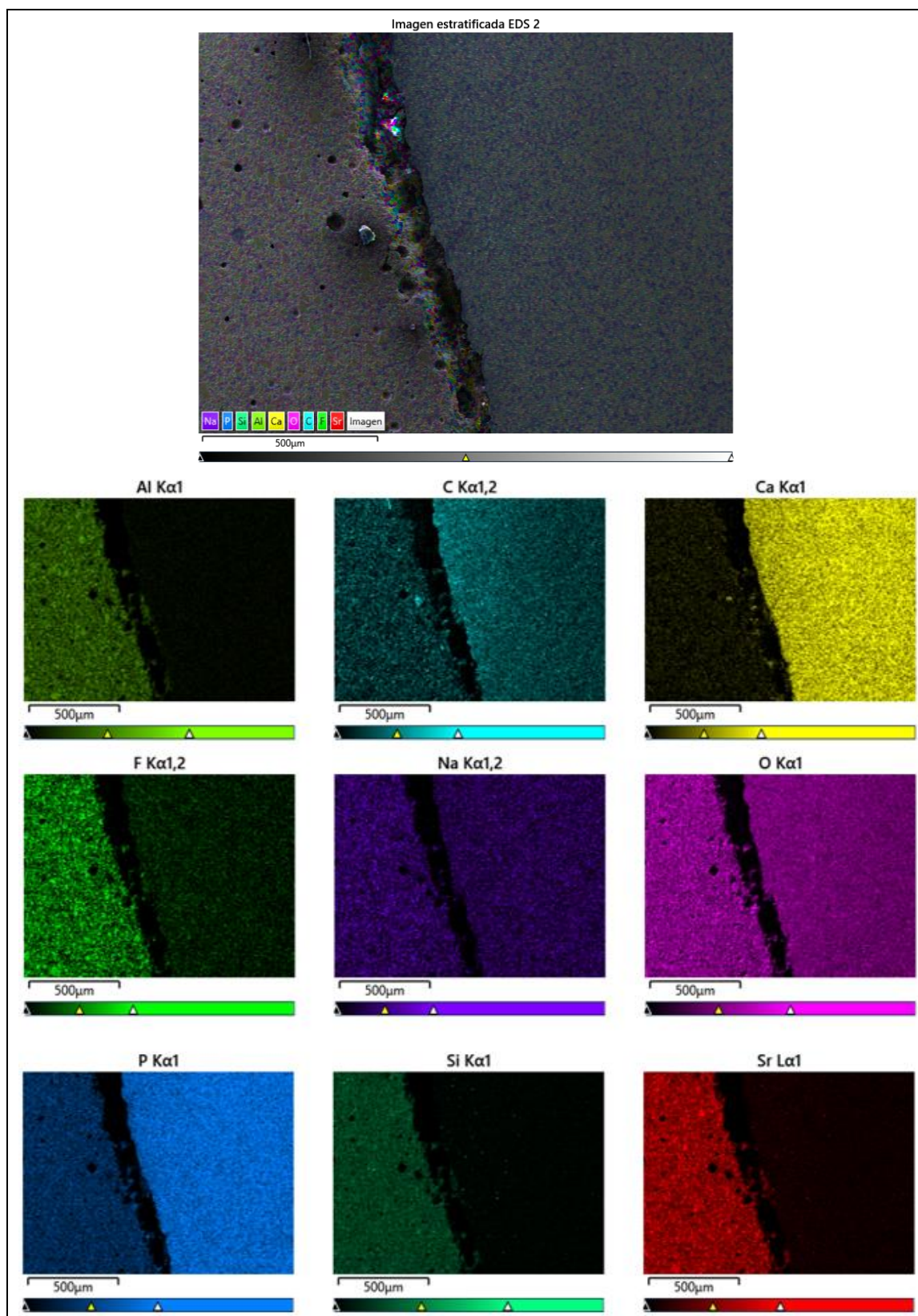


Figura 46. Mapping Iba.

Al: aluminio; C: carbono; Ca: calcio; F: flúor; Na: sodio; O: oxígeno; P: fósforo; Si: silicio; Sr: estroncio.

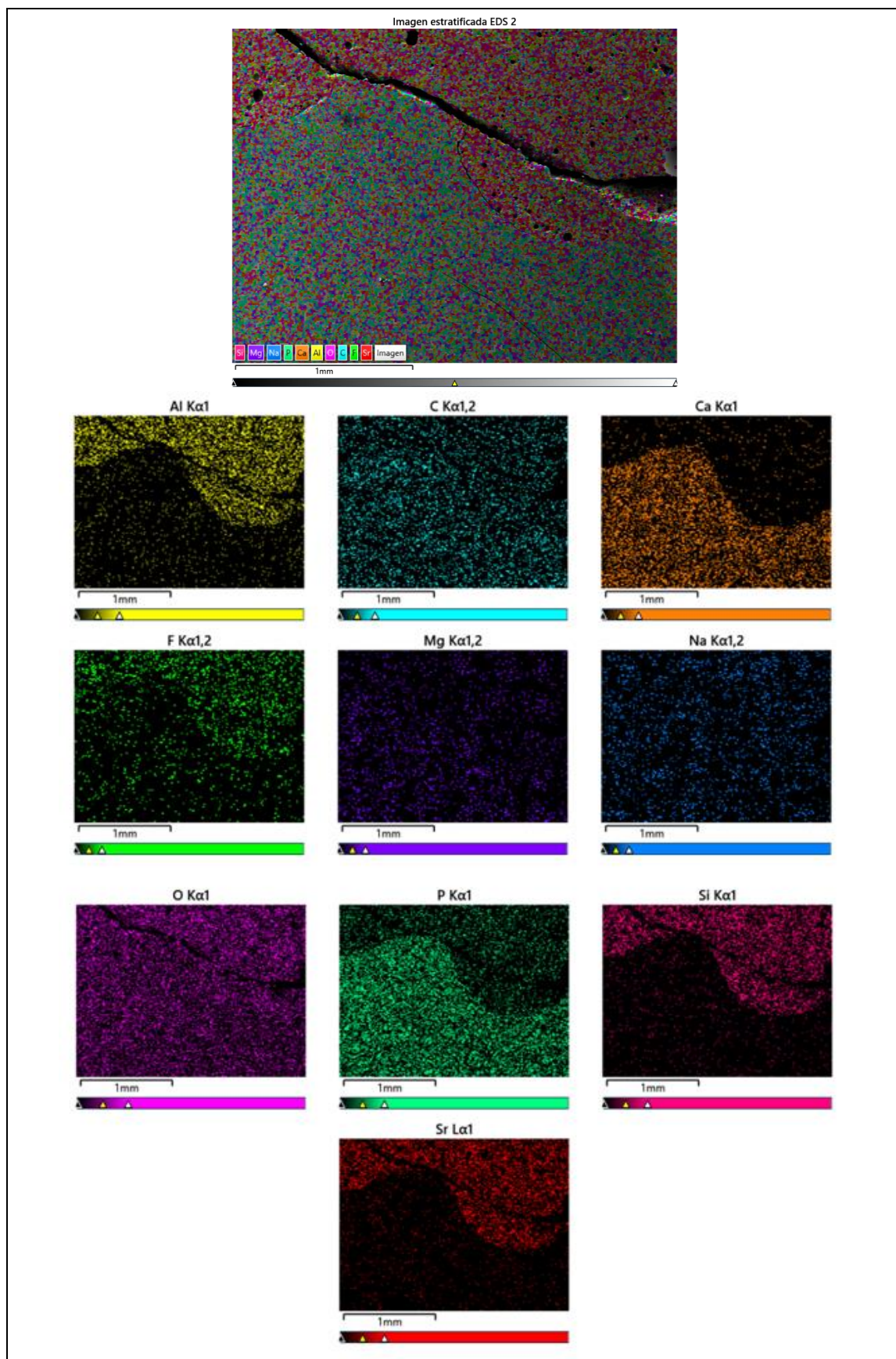


Figura 47. Mapping IIAa.

Al: aluminio; C: carbono; Ca: calcio; F: flúor; Mg: magnesio; Na: sodio; O: oxígeno; P: fósforo; Si: silicio; Sr: estroncio.

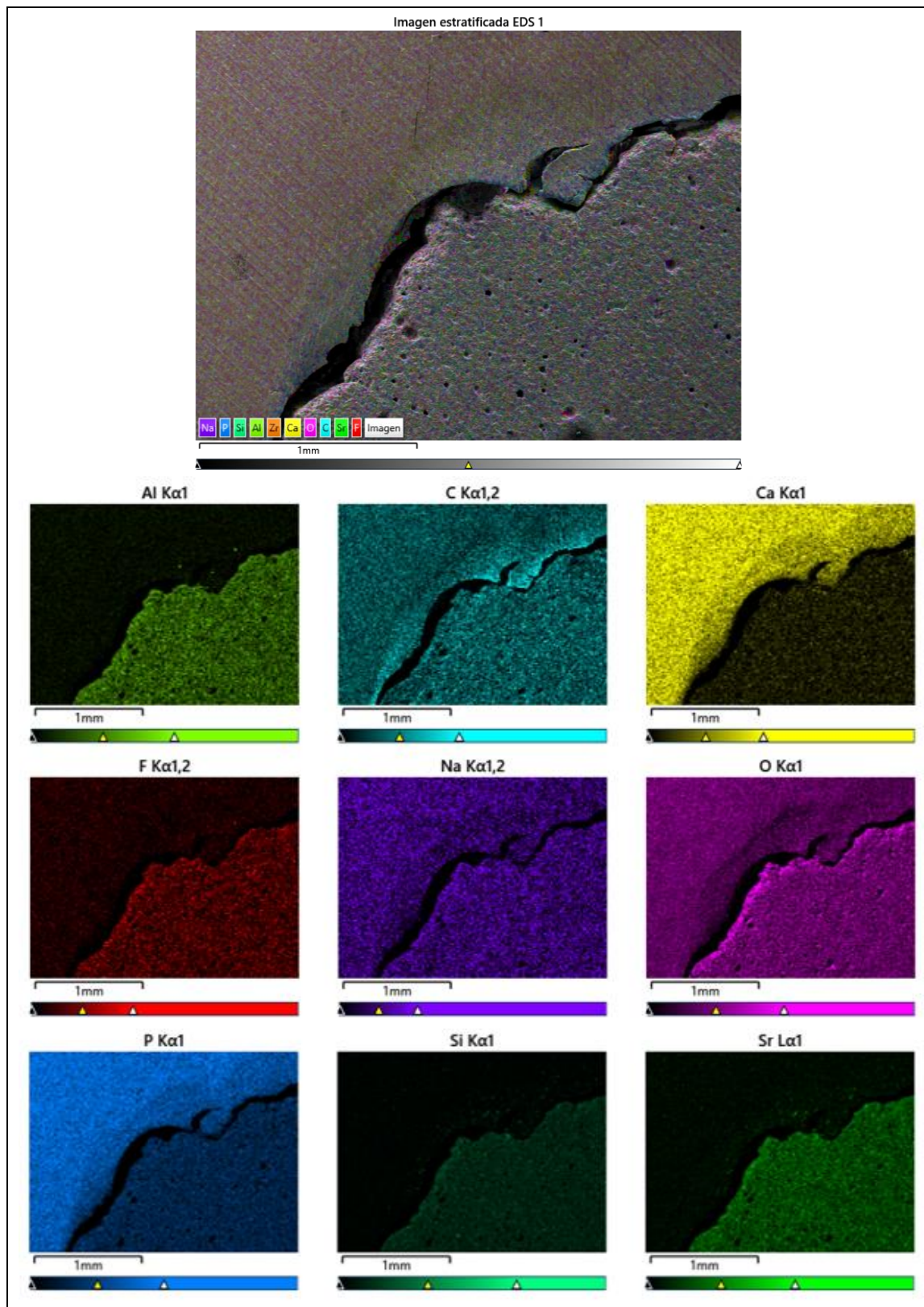


Figura 48. Mapping IIBa

Al: aluminio; C: carbono; Ca: calcio; F: flúor; Na: sodio; O: oxígeno; P: fósforo; Si: silicio; Sr: estroncio.

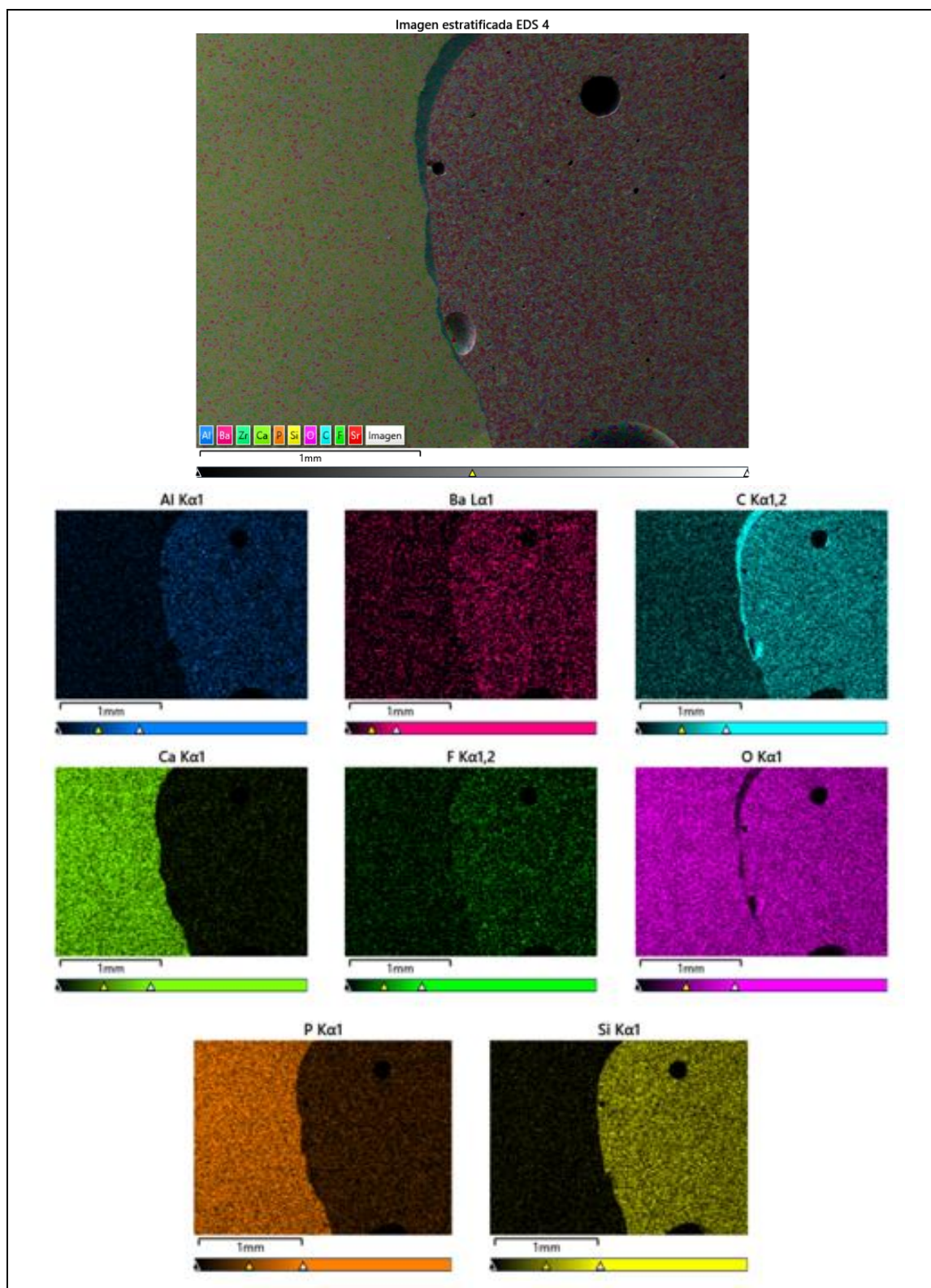


Figura 49. Mapping IIIAa.

Al: aluminio; Ba: bario; C: carbono; Ca: calcio; F: flúor; O: oxígeno; P: fósforo; Si: silicio.

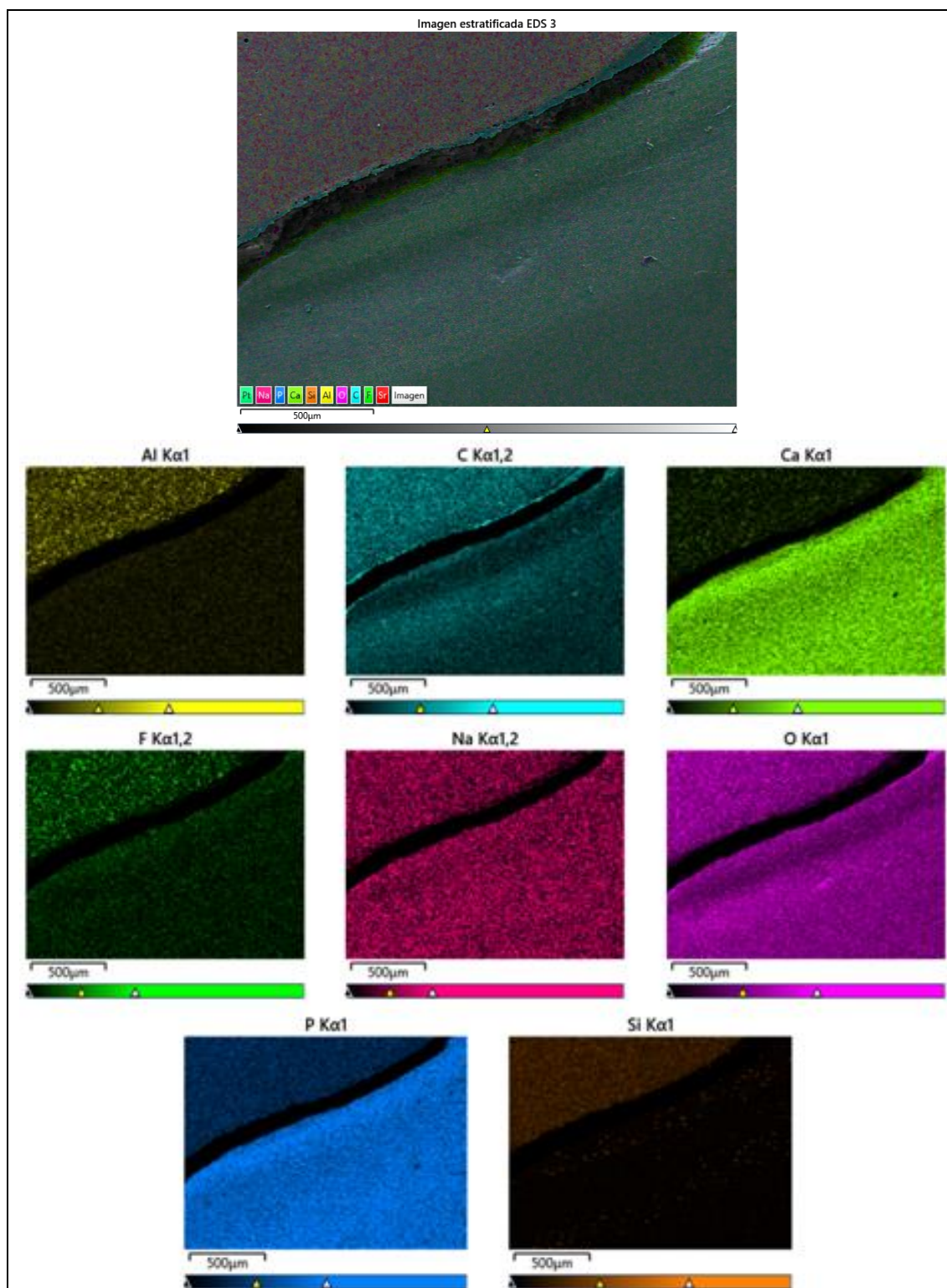


Figura 50. Mapping IIIBa.

Al: aluminio; C: carbono; Ca: calcio; F: flúor; Na: sodio; O: oxígeno; P: fósforo; Si: silicio.

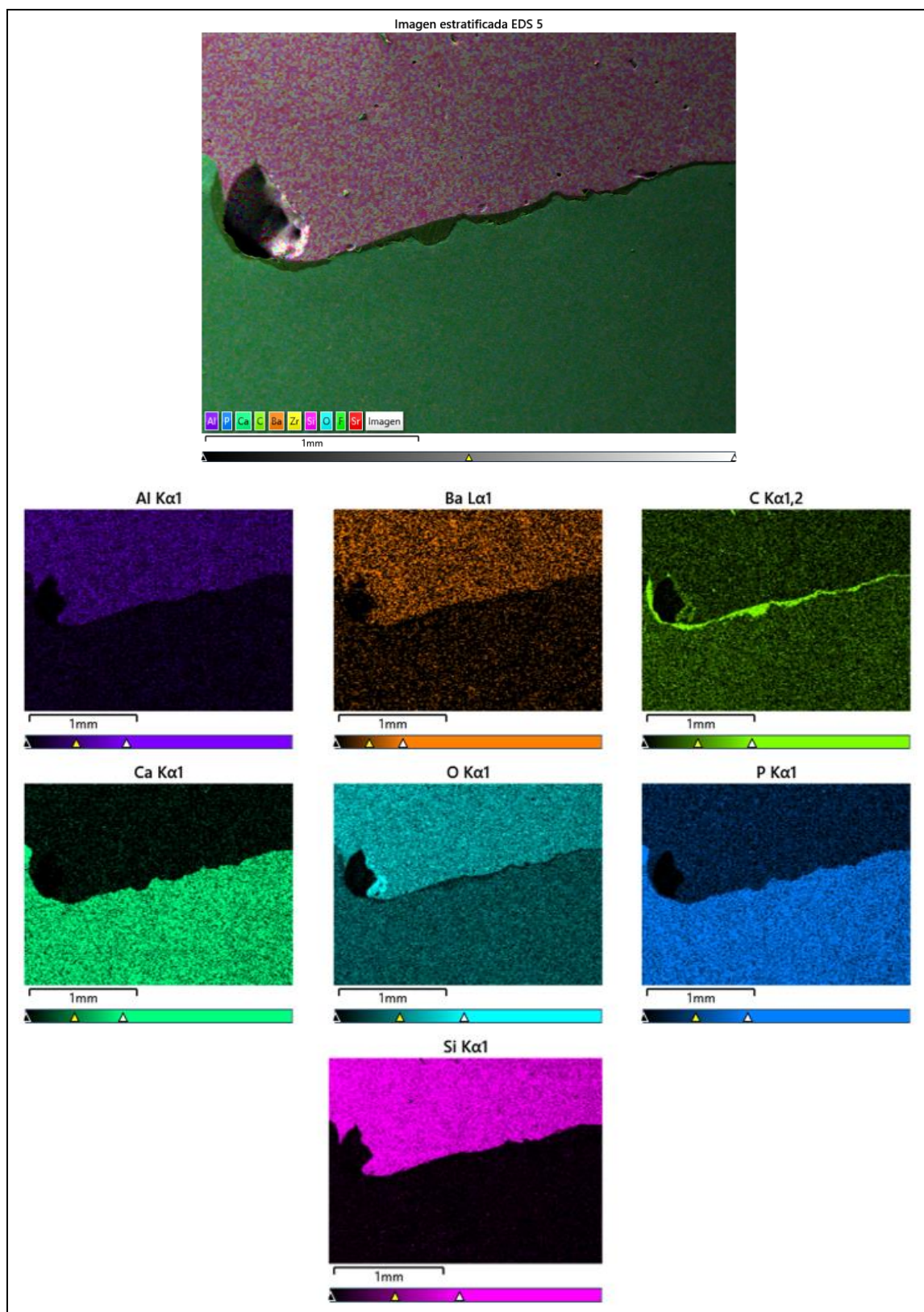


Figura 51. Mapping IVAa.

Al: aluminio; Ba: bario; C: carbono; Ca: calcio; O: oxígeno; P: fósforo; Si: silicio.

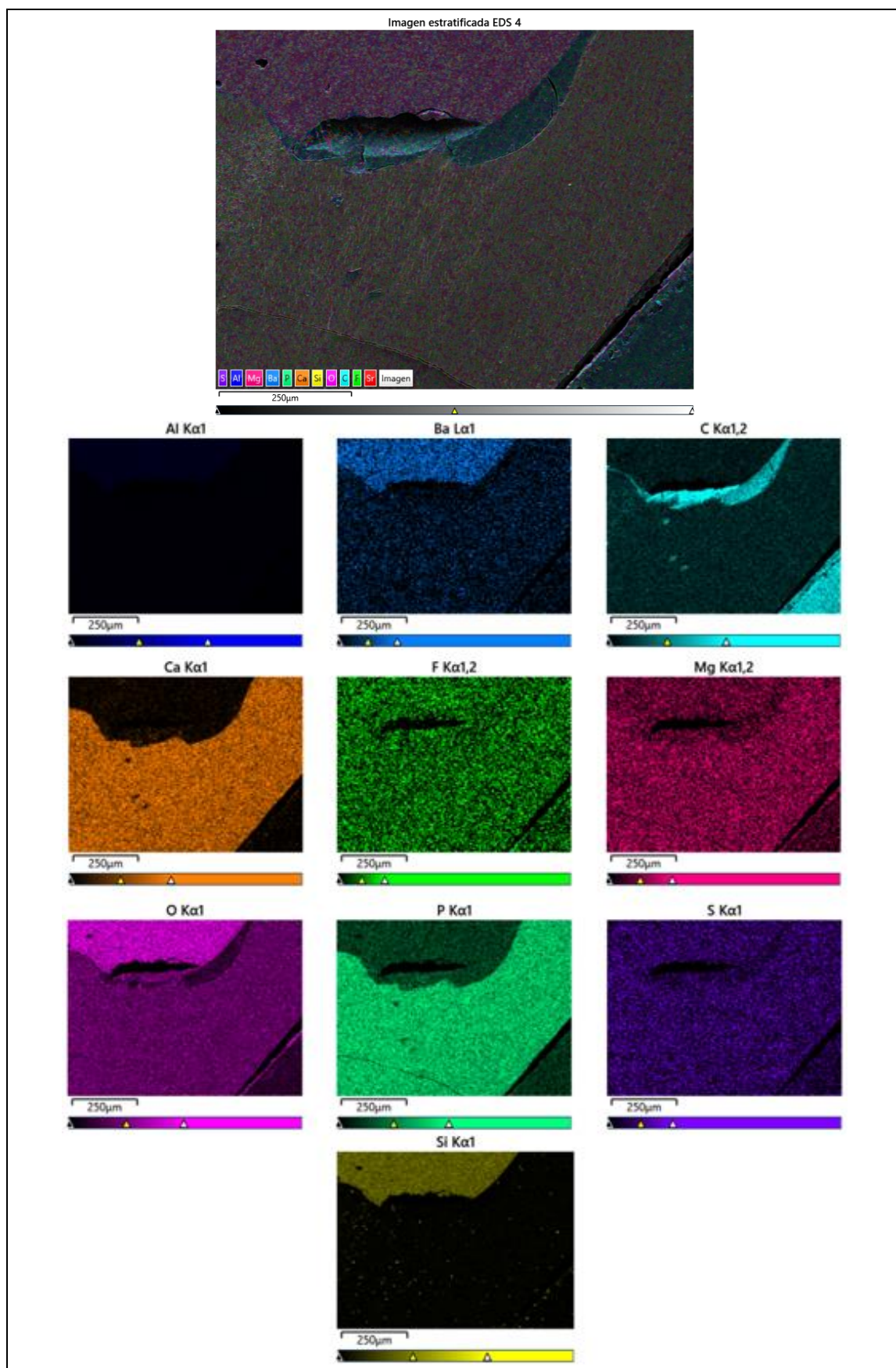


Figura 52. Mapping IVBa.

Al: aluminio; Ba: bario; C: carbono; Ca: calcio; F: flúor; Mg: magnesio; O: oxígeno; P: fósforo; S: azufre; Si: silicio.

6.5 Análisis de Microdureza de Vickers

Activa BioActive Restorative™ presentó el menor valor de microdureza y *GrandioSO®* el más alto (33.27 ± 8.68 VHN vs 111.04 ± 11.13 VHN; $p < 0.001$). *GrandioSO®* y *Activa BioActive Restorative™* también obtuvieron valores de microdureza diferentes a *Riva Light Cure* (62.51 ± 6.23 VHN; $p < 0.001$) y a *Riva Self Cure HV* (82.50 ± 16.80 VHN; $p < 0.001$). Entre *Riva Light Cure* y *Riva Self Cure HV* también hubo diferencias significativas en la microdureza ($p = 0.004$) (Tabla IX; Figura 53).

La dentina sana presentó mayor dureza superficial que la dentina cariada (56.93 ± 7.24 VHN vs. 48.05 ± 11.71 VHN; $p = 0.005$) (Figura 54).

En los grupos de dentina sana, a nivel de la interfase, *Riva Light Cure* y *GrandioSO®* presentaron los mayores valores de microdureza (52.78 ± 9.79 VHN; 56.87 ± 8.98 VHN, respectivamente). Hubo diferencias significativas de *Riva Self Cure HV* y *Activa BioActive Restorative™* con *Riva Light Cure* ($p > 0.001$, $p = 0.002$) y *Grandioso* ($p = 0.009$, $p < 0.001$). En los grupos de dentina cariada el material que tuvo un mejor comportamiento en microdureza de la interfase fue el *Riva Self Cure HV* (34.56 ± 4.31 VHN), con diferencias significativas con el resto de los materiales (*Riva Light Cure* $p = 0.006$; *Activa BioActive Restorative™* $p = 0.007$ y *GrandioSO®* $p = 0.014$). (Tabla IX; Figura 55).

Cada material se comportó de manera diferente según el tipo de dentina. Así, las interfases dentina cariada-material presentaron valores de microdureza superficial más bajos que los de dentina sana-material: *Riva Light Cure* ($p < 0.001$), *Activa BioActive Restorative™* ($p < 0.001$) y *GrandioSO®* ($p < 0.001$). Sin embargo, el comportamiento de las interfases entre *Riva Self Cure HV* y ambos tipos de dentina fue el mismo ($p = 0.605$) (Tabla IX; Figura 55).

Tabla IX. Valores medios de Microdureza de Vickers

MICRODUREZA	MATERIALES	INTERFASE DENTINA SANA	INTERFASE DENTINA CARIADA	T-test DS vs DC
RLC	62.51 ± 6.23 c	52.78 ± 9.79 c	13.03 ± 2.98 c	$p < 0.001$
RSC HV	82.50 ± 16.80	36.33 ± 6.23	34.56 ± 4.31	$p = 0.605$
ACTIVA	33.27 ± 8.68 a, b, c	32.97 ± 3.99 a, b	16.98 ± 4.98 c	$p < 0.001$
GRANDIOSO	111.04 ± 11.13 b, c	56.87 ± 8.95 c	18.62 ± 11.71 c	$P < 0.001$

RLC: *Riva Light Cure*; RSC HV: *Riva Self Cure Alta Viscosidad*; ACTIVA: *Activa BioActive Restorative™*;

DS: Dentina Sana; DC: Dentina Cariada

$p < 0.05$ a vs *GRANDIOSO*; b vs RLC; c vs RSC

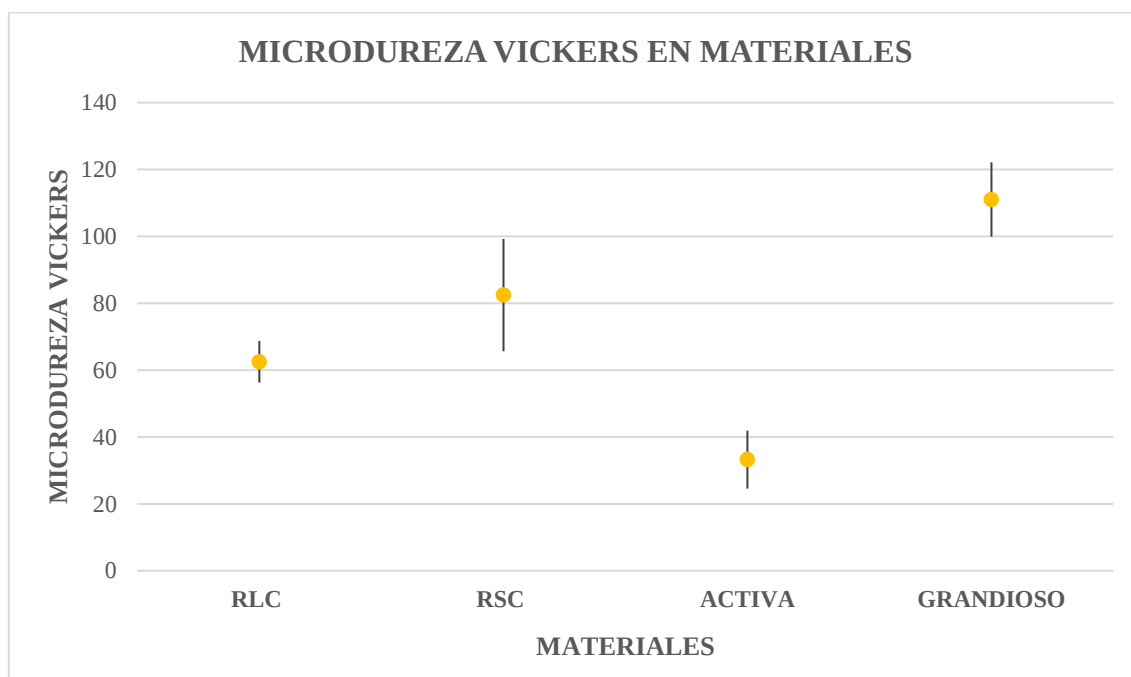


Figura 53. Gráfica Microdureza Vickers Materiales

RLC: *Riva Light Cure*; RSC: *Riva Self Cure HV*; ACTIVA: *Activa BioActive Restorative™*

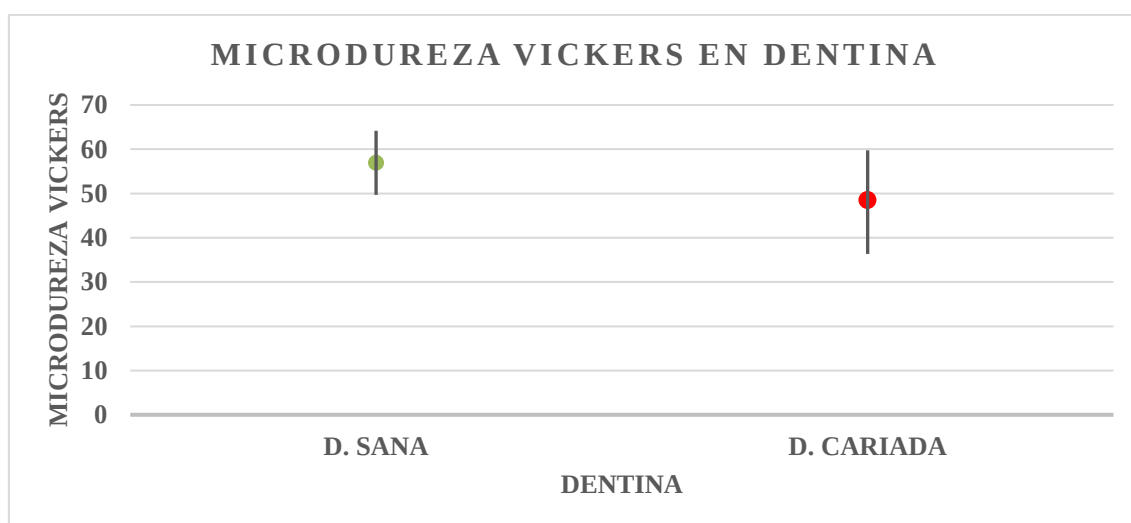


Figura 54. Gráfica Microdureza Vickers Dentina.

D. Sana: Dentina Sana; D. Cariada: Dentina Cariada

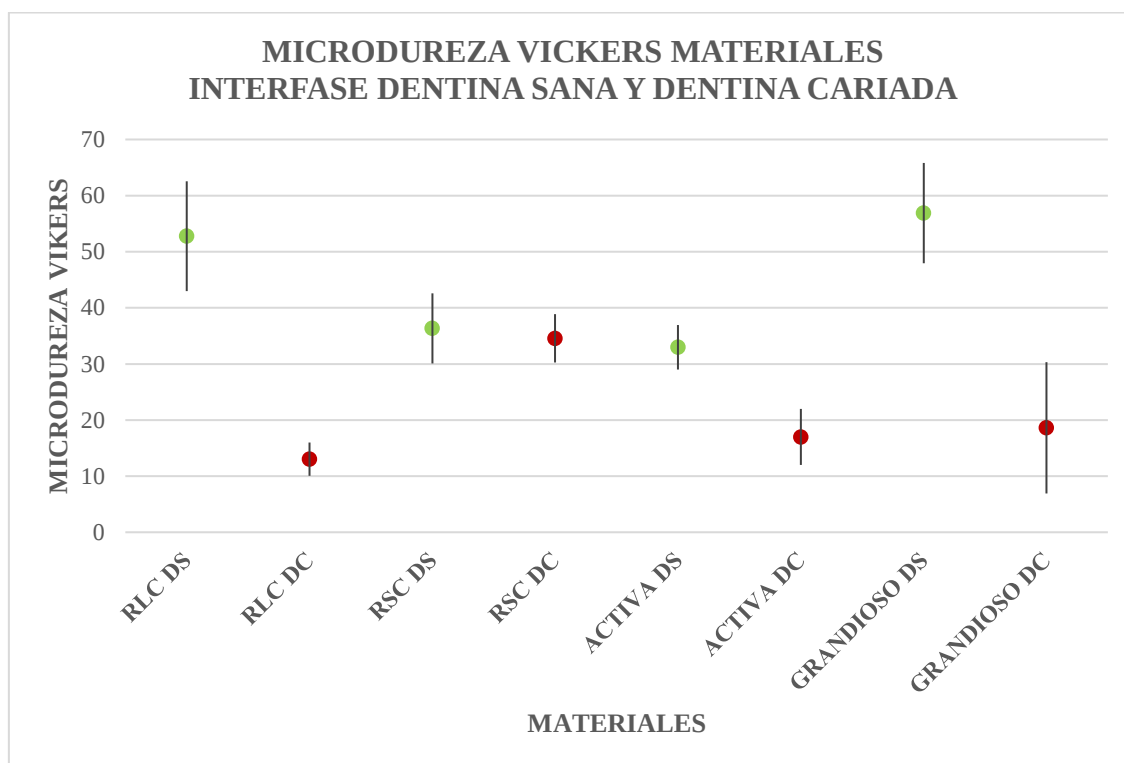


Figura 55. Gráfica Midrodureza Vickers Interfase Dentina Sana y Dentina Cariada
RLC: *Riva Light Cure*; RSC: *Riva Self Cure HV*; ACTIVA: *Activa BioActive Restorative™*
DS: Dentina Sana; DC: Dentina Cariada

7. *DISCUSIÓN*

El cambio hacia la OMI lleva a tener como sustrato de los procesos restaurativos una dentina cariada que se encuentra en diferentes estadios de desestructuración histológica según el avance de la lesión cariosa. El color y, especialmente, la dureza son los criterios clínicos utilizados por los profesionales para determinar el límite de la eliminación de la dentina cariada antes de una restauración. Sin embargo, que la progresión de las lesiones cariosas se pueda detener cuando se consigue un buen sellado de la cavidad, ofrece la oportunidad de no tener que ser tan estrictos en la diferenciación y eliminación de los distintos tipos de dentina cariada en el suelo de la cavidad y sí valorar las propiedades de los materiales y la microestructura y composición del tejido dentario, pues entre todos ellos se determina la fuerza de adhesión interfacial y con ello la adaptación.

7.1 Discusión del método

Parte del objetivo del presente estudio fue la evaluación de la interfase en dentina cariada, por ello se consideró esencial que las muestras fueran dientes humanos con ICDAS 5. Por otro lado, la elección de la muestra de dientes permanentes sí estuvo condicionada por la dificultad de poder conseguirla de dentición temporal. Todo el proceso cumplió la normativa establecida.

En esta investigación, se compararon en la dentina sana y cariada cuatro tipos de materiales restauradores que poseen distintas propiedades y que, por lo tanto, pueden ofrecer unas u otras ventajas según en las condiciones dentinarias en las que se van a utilizar. Uno de ellos fue el CIV AV, que presenta múltiples cualidades para su uso en la odontología restauradora, destacando la biocompatibilidad, adhesión química, bioactividad y bajo CET, propiedades que le convierten en un material de primera elección, especialmente en la OMI. La incorporación de monómeros de resina para crear los CIV MR, mejoraron las propiedades más débiles de los CIV AV, que limitaban sus indicaciones en zonas que soportan estrés y donde el material de elección indiscutible serían las RC. Es por ello por lo que fueron introducidos en este trabajo para analizar su interfase con la dentina.

Las RC también formaron parte de este estudio, concretamente como grupo control, porque son consideradas el “gold standard” en la odontología restauradora. Precisan la ayuda de adhesivos para el proceso de unión con el sustrato dentario. Finalmente, el otro material comparado fue *Activa Bioactive Restorative™*, un nuevo material presentado por el fabricante como un híbrido entre RC y CIV, que ofrece mejores propiedades mecánicas que los CIV, pero peores que las RC y, sobre el que hay escasos estudios realizados para analizar su interfase adhesiva con dentina.

La metodología empleada en esta investigación se basó en estudios que previamente habían evaluado la interfase de CIV y CIV MR, como el de **Sidhu y Watson (1998)**, aunque éstos sólo estudiaron la interfase en dentina sana y no en dentina cariada, la cual sí fue objeto de estudio en la investigación de **Toledano y cols. (2017)**, aunque a diferencia de éste, en las muestras que utilizamos, siguiendo las pautas de la OMI, se

realizó la eliminación selectiva de dentina cariada basada en la dureza y profundidad de la lesión, sin aplicar ningún sistema de remoción química de caries aplicando una tinción. Ambas investigaciones basaron su estudio únicamente en el CLSM, sin embargo, para conseguir un trabajo lo más completo posible, en la nuestra se añadieron otras pruebas de estudio como FESEM, EDX y microdureza, realizadas anteriormente en otras investigaciones (**Fuentes y cols., 2003; Atmeh y cols., 2012; Zoergiebiel e Ilie, 2013; Poornima y cols., 2016; Cedillo y cols., 2017; Sauro y cols., 2018; Ebaya y cols., 2019; Abinaya y cols., 2020; Hadis y cols., 2020; Hershkovitz y cols., 2020; Ismail y cols., 2022; Cabello y cols., 2022**).

Teniendo en cuenta que nuestro propósito era observar el grado de penetración de los materiales, seguimos las instrucciones indicadas por el fabricante para la realización de las restauraciones, usando el PAA correspondiente para los CIV y, en el caso de *Activa BioActive Restorative™* y *Grandioso®* realizamos el grabado total y selectivo del esmalte con ácido ortofosfórico, respectivamente y, la posterior aplicación de un adhesivo universal en modo SE para acondicionar la dentina (**Ismail y cols., 2020**).

El método de uso de fluorocromos no tiene un protocolo establecido. En nuestro estudio se emplearon dos sistemas distintos de incorporación de fluorocromos. Por un lado, se realizó una técnica ampliamente utilizada, que consistió en introducir el tinte (fluoresceína) a través de la cámara pulpar manteniéndolo sumergido durante 3 horas (**Sidhu y Waton, 1998; Sauro y cols., 2018**), combinándolo con el uso de otro tinte (rodamina B), el cual fue mezclado con cada uno de los materiales empleados (**Atmeh y cols., 2012; Toledano y cols., 2017**). Esta técnica de uso de dos marcadores nos permitió visualizar la morfología interfacial dentina-material. Por otro lado, los grupos III y IV, que son los que precisaron el uso de un adhesivo, tuvieron además del método anterior (subgrupo a), otro sistema de incorporación de la fluoresceína, pues ésta se mezcló, en este caso, directamente con el adhesivo (subgrupo b), con la finalidad de poder realizar una mejor interpretación de los resultados (**D'Apino y cols., 2006**). La mejora en la visualización de la morfología de la interfase con este sistema pudo constatarse en nuestro estudio, pues se pudieron observar mejor los tags, e incluso las conexiones intertubulares (Figura 27).

Sobre la preparación de las muestras para el estudio de microscopía, para facilitar su corte en láminas, introdujimos las coronas de los dientes a analizar en resina epoxi y así, fueron posteriormente seccionadas (**Toledano y cols., 2017; Hadis y cols., 2020**). Con o sin la inmersión de las muestras en resina, la realización de los cortes de dentina es un sistema muy utilizado para el estudio de la interfase mediante CLSM. El grosor de estos no siempre está descrito en las investigaciones, aunque algunos estudios donde sí lo especifican, coinciden con el nuestro en la realización de secciones de 1mm de grosor (**Atmeh y cols., 2012; Ismail y cols., 2020**). Una vez obtenidas las láminas, éstas fueron introducidas en una cámara de humedad hasta su visualización, a diferencia de investigaciones que realizaban el estudio en CLSM inmediatamente después del corte de las muestras para evitar su deshidratación, especialmente cuando

los materiales a analizar eran CIV (Lin y cols., 1992; Sidhu y Watson, 1998; Atmeh y cols., 2012; Toledano y cols., 2017; Sauro y cols., 2018; Hadis y cols., 2020).

Respecto a la preparación de las muestras para el estudio de microdureza, tampoco existe una metodología establecida. En las láminas de 1 mm de grosor se realizaron 3 indentaciones bajo una carga de 300g durante 10 segundos. Otras investigaciones han variado en el número de indentaciones realizadas, el tipo de muestra (discos de materiales) y la carga y el tiempo utilizados (Fuentes y cols., 2003; Poornima y cols., 2016; Garoushi y cols., 2018; HersHKovitz y cols., 2020; Abinaya y cols., 2020). Sin embargo, los parámetros aquí empleados eran los que provocaban una indentación suficientemente marcada para ser evaluada, estando esta metodología avalada por investigaciones que afirman que no hay diferencias estadísticamente significativas en cuanto al tipo de carga (Fuentes y cols., 2003).

7.1 Discusión de los resultados

7.2.1 Discusión de los resultados sobre la morfología de la interfase

En las imágenes de los grupos I y II en dentina sana (Figuras 20-24), se pudo visualizar como parte de *Riva Light Cure* y que *Riva Self Cure HV* quedaron adheridos al sustrato a pesar de las fracturas cohesivas del propio material. A esta misma situación hicieron referencia otros autores, informando que en un estudio de CIV y CIV MR como bases cavitarias, se observó que en las fracturas que se producían en los últimos, se apreciaba una fina capa del material adherido a la superficie dentinaria, indicando que la fuerza de unión interfacial supera al propio enlace cohesivo del material (Lin y cols., 1992) o que la preparación de las muestras para su visualización en SEM, en CIV AV, producía fracturas de las mismas que no impedían el buen ajuste y adaptación material-dentina sana (Cedillo y cols., 2015). Tedesco y cols. (2015) también observaron que en los CIV AV las fracturas más frecuentes eran aquellas en las que el material queda adyacente a la interfase y, por el contrario, otros autores informaron que las fracturas más frecuentes en los CIV son las cohesivas propiamente dichas (Sidhu y Nicholson, 2016; Francois y cols., 2020). Como ya se ha mencionado con anterioridad, aunque estos materiales tienen una contracción de fraguado volumétrico baja, también son altamente susceptibles a las fracturas (Watson, 1998; Mahesh y cols., 2011).

Al igual que en dentina sana, en los grupos del CIV AV y CIV MR de dentina cariada, se observó parte de ellos adheridos al sustrato desestructurado en algunas zonas, indicando que en dichas áreas se había producido hibridación entre ambos a pesar de las fracturas cohesivas mencionadas. Toledano y cols. (2017), en su estudio de la morfología de la interfase con ambos materiales, tanto en dentina sana como cariada, concluyeron que el CIV en dentina sana tuvo hibridación, aunque con ausencia de la misma en algunas zonas. En dentina cariada, la hibridación fue pobre. El CIV MR en dentina sana tuvo buena hibridación y, en dentina cariada la interfase estaba íntegra. A diferencia del presente estudio, la remoción de la dentina cariada se realizó con un sistema de tinción de caries, sistema con el cual la dentina remanente sobre la que se

realizaron las restauraciones tendría, probablemente, más similitudes con la dentina sana; por este motivo nosotros no obtuvimos una interfase tan íntegra entre el CIV MR y la dentina cariada.

Como se pudo observar en esta investigación, en los resultados de los grupos I y II, las diferencias existentes entre las interfases de dentina sana y cariada pudieron deberse a que, la fuerza de adhesión en la dentina superficial es mayor que en la profunda porque en ésta hay mayor densidad tubular y, por tanto, menos DPT que es donde más cantidad de calcio hay y, por tanto, donde se produce mayor interacción química **(Tedesco y cols., 2015)**. Este dato lo podemos relacionar con la profundidad de las lesiones, pues las cavidades realizadas en dentina sana fueron de tan sólo 4 x 4 x 4 mm, quedando limitadas a la dentina más superficial y, las de dentina cariada fueron más profundas. Además, la dentina cariada al estar desmineralizada también posee menos contenido mineral disponible para la adhesión química y los túbulos son menos permeables **(Ceballos, 2004)**.

Las publicaciones sobre *Activa BioActive Restorative™* lo han estudiado más a nivel de adaptación marginal, que, a nivel interfacial, sin embargo, podemos extrapolar algunos de sus resultados y compararlos con los nuestros. Así nuestros resultados no corroboraron los de **Ebaya y cols. (2019)** pues afirmaron que, en el estudio inmediato de SEM sobre la adaptación marginal, no había diferencias significativas entre CIV, CIV MR y *Activa BioActive Restorative™*. Sin embargo, sí obtuvimos resultados similares a los de los estudios que refirieron que *Activa BioActive Restorative™*, usado con adhesivo, tenía una adaptación marginal similar a la de las RC **(Benetti y cols., 2019; Ismail y cols., 2022)**. *Activa BioActive Restorative™* y la RC fluida en bloque tuvieron mejor adaptación por ser más fluidos y, además, usar adhesivo, mientras que el CIV MR y sobre todo el CIV AV, la penetraban peor por su viscosidad y dificultad de condensación **(Ismail y cols., 2022)**.

El uso de adhesivo junto al *Activa BioActive Restorative™* no estaba incluido en su protocolo inicialmente. Su incorporación en las instrucciones de uso pudo estar determinada por estudios como el **de van Dijken y cols. (2018)**, un ensayo clínico controlado aleatorizado prospectivo donde este material fue evaluado clínicamente con su protocolo inicial de uso, es decir, sólo con grabado ácido, y se comparó con una RC. El estudio no pudo ser finalizado por el alto porcentaje de fracaso en un año (24,1% de *Activa BioActive Restorative™* vs 2'5 de la RC) debido especialmente a la pérdida de restauraciones y aparición de lesiones secundarias de caries, que ponen en evidencia el efecto remineralizador de la liberación de flúor. Consideraron que la causa de las restauraciones perdidas fue el grabado ácido, pues eliminaba gran cantidad de iones con los que debía interactuar el material para adherirse químicamente y, por tanto, la fuerza de unión no soportaba el estrés de polimerización.

Estos datos justificaron que en el presente trabajo se usara *Activa BioActive Restorative™* con adhesivo, ofreciendo en las imágenes de CLSM y FESEM resultados de buena hibridación en dentina sana. En dentina cariada, sin embargo, no se visualizó adhesión, aunque en una de las muestras sí pudo observarse como una parte de la

dentina quedó adherida a la capa híbrida formada, quedando separada del resto del sustrato dentario (Figuras 37-38), lo cual justifica que inicialmente existió unión, pero que ésta era débil debido a que la dentina cariada es un sustrato muy desestructurado.

A pesar de que el fabricante de *Activa BioActive Restorative™* hace referencia a este material como una resina bioactiva, hemos considerado, al igual que **Francois y cols. (2020)**, que al ser un híbrido entre las RC y los CIV, debería ser incluido dentro del grupo de los CIV MR. Esta consideración la realizamos en referencia a que el término bioactivo ha sido empleado de manera indiscriminada para materiales que realmente no poseen esta propiedad, probablemente confundido con el término remineralizante. Un material bioactivo sólo es aquel que consigue que se produzca una actividad biológica, y no hay estudios que hayan confirmado que ningún material lo consiga (**Darvell y Smith, 2021**). De hecho, no ha sido demostrado in vitro, que *Activa BioActive Restorative™* produzca remineralización (**Francois y cols., 2020**) y, por otro lado, la inclusión del uso de adhesivo también supone una limitación para que esta acción de bioactividad se produzca (**Benetti y cols., 2019**).

A la vista de las imágenes obtenidas del grupo *GrandioSO®*, podemos afirmar que las propiedades mecánicas superiores de las RC, como su gran fuerza de adhesión, junto a la buena adaptación y el uso complementario del adhesivo, dieron como resultado una buena adhesión en la interfase con dentina sana (Figuras 30-32). En dentina cariada prevaleció la falta de adhesión, aunque en alguna zona quedó parte del material adherido a la dentina (Figuras 44AB). Esta diferencia pudo ser consecuencia de la cantidad y tipo de dentina remanente que quedó como sustrato (firme o coriácea), e incluso de la zona de corte estudiada dentro de un mismo espécimen, pues los cortes más profundos correspondían a la zona más interna y próxima a pulpa, que era la dentina no eliminada y, por tanto, más desestructurada y con menor contenido mineral.

En general, hubo peor comportamiento de *Activa BioActive Restorative™* y *GrandioSO®* sobre el sustrato de dentina cariada, ya que en esta dentina la resistencia adhesiva es menor que en la sana, debido a que está parcialmente desmineralizada y posee una desestructuración colágena. Además, los túbulos en dentina cariada no son totalmente permeables, por lo que se forman menos tags (**Ceballos, 2004; Isolán y cols., 2018**). También influye la alta tasa de fracturas cohesivas de esta dentina que, además, pueden estar aún más favorecidas por la contracción de polimerización de estos materiales (**Schwendicke y cols., 2016**). Descartamos para *Activa BioActive Restorative™* la menor interacción química en dentina cariada como causa de una peor adhesión respecto a la interfase con dentina sana (como sí hemos justificado en los grupos I y II) porque a pesar de ser un material que tiene parte de adhesión química, el uso del adhesivo estaría suponiendo una barrera para que dicha interacción química fuese posible.

En los resultados obtenidos no fue distinguible ninguna capa de interdifusión en los grupos de CIV AV y, la observable en CIV MR, en dentina sana, se considera que correspondería con la zona desmineralizada por el PAA donde se produce el

intercambio iónico. Por otro lado, en las muestras de *Activa BioActive Restorative™* y la RC, que precisaron del uso de un adhesivo, fue claramente visible la capa híbrida. En la investigación de **Ismail y cols., (2022)** visualizaron estas mismas estructuras con los mismos materiales, pero consideraron que la capa observada en el CIV MR corresponde a la resina propia del material que se ha acumulado en la parte inferior y, al contrario que en nuestras imágenes, ellos sí visualizaron también la capa de intercambio iónico en los CIV AV. Hay otros trabajos de grupos de estudio que manifestaron observar la capa de interdifusión iónica (**Atmeh y cols., 2012; Hadis y cols., 2020**) o capa híbrida (**Cedillo y cols., 2015; Toledano y cols., 2017**) o estudiaron los factores que podían determinar su formación (**Sidhu y Watson, 1998**). Según el grado de desmineralización dentinario, la capa híbrida formada será más o menos ancha y porosa, condicionando la adhesión (**Ceballos, 2004; Toledano y cols., 2017; Isolán y cols., 2018**). Así, **Sauro y cols. (2018)** recomiendan que la decisión de acondicionar o no la dentina debe basarse en sus características histológicas (dentina sana o cariada), pues ello puede favorecer la degradación interfacial en el tiempo y dificultar la remineralización.

7.2.2 Discusión de los resultados sobre la microdureza de la interfase

Como se ha mencionado anteriormente, la microestructura y composición del sustrato y materiales son influyentes en el proceso de adaptación y adhesión marginal. En el presente estudio, la microdureza fue un factor analizado con el objetivo de poder obtener conclusiones sobre la interfase dentina sana o cariada y los materiales restauradores.

Según los resultados obtenidos, los cuatro materiales restauradores estudiados (*Riva Self Cure HV*, *Riva Light Cure*, *Activa BioActive Restorative™*, *GrandioSO®*), presentaron diferencias estadísticamente significativas entre ellos para el parámetro de microdureza de Vickers (Tabla IX). Estos resultados no coincidieron con los obtenidos por **Hershkovitz y cols. (2020)**, que con una carga superior, obtuvieron valores inferiores para los CIV estudiados (*Riva Self Cure* incluido); sin embargo, en otros trabajos, con cargas menores, obtuvieron valores similares a los resultantes de nuestro estudio, para *Activa BioActive Restorative™* (38 ± 3 VHN vs 33.27 ± 8.68 VHN) (**Garouschi y cols., 2018**), y también para *Activa BioActive Restorative™* (36.975 ± 7.3 VHN vs 33.27 ± 8.68 VHN) y *Riva Light Cure HV* (54.182 ± 8.865 VHN vs 62.51 ± 6.23 VHN) (**Cabello y cols., 2022**). Con una composición elemental muy similar, la diferencia de microdureza entre *Riva Light Cure* (62.51 ± 6.23 VHN) y *Riva Self Cure HV* (82.50 ± 16.80 VHN) encontrada en el presente estudio, podría ser consecuencia del mayor tamaño de las partículas SFA del segundo, lo que implica mayor resistencia al desgaste (**Hershkovitz y cols., 2020**). No pudimos comparar los resultados de microdureza de *GrandioSO®* pues no ha sido utilizado en ninguno de los estudios analizados. Sin embargo, el fabricante informa de un valor de microdureza Vickers muy superior al proporcionado por nuestro estudio (± 215 VHN vs 111.04 ± 11.13 VHN).

Teniendo en cuenta que la dentina no es estructuralmente uniforme en todo su espesor y tampoco según sea sana o cariada, pueden darse diferencias en las

propiedades mecánicas y, con ello, en la fuerza de adhesión con el material según estos parámetros. Esto es lo que ocurrió en este trabajo, donde la microdureza en dentina sana (56.93 ± 7.24 VHN) fue significativamente superior a la de la dentina cariada (48.05 ± 11.71 VHN). Estas diferencias de microdureza entre ambos tipos de dentina están determinadas por las diferencias estructurales y de composición consecuentes de su condición, como es la falta de contenido mineral extra e intrafibrilar de la dentina cariada y la mayor absorción de agua por parte de la matriz orgánica (**Ceballos, 2004; Poornima y cols., 2016**), o el bajo módulo de elasticidad y mayor humedad de la dentina desmineralizada, que conlleva a una menor resistencia frente a las fuerzas de contracción y con ello a fracturas cohesivas de la dentina (**Schwendicke y cols., 2016**), lo cual es observable en nuestro trabajo donde hay mayor presencia de fracturas en los grupos IIIB y IVB que en los IIIA y IVA.

Con respecto al análisis interfacial, las mediciones realizadas en ambos tipos de dentina difirieron según el material de restauración utilizado e, incluso con el mismo material, donde los valores a nivel de la interfase con dentina cariada disminuyeron significativamente respecto a la interfase con dentina sana, salvo en *Riva Self Cure HV* (Tabla IX). Estos datos están apoyados por otros autores que afirmaron que la microdureza no está tan determinada por la profundidad de la medición, duración del almacenamiento y la colocación o no de un barniz de revestimiento, sino por la composición del material, aunque las propiedades mecánicas específicas a nivel de la interfase sí están relacionadas también con la dureza del sustrato dentinario (**Fuentes y cols., 2003; Zoergiebel e Ilie, 2013**). No se ha encontrado correlación que explique los cambios en los valores de microdureza a nivel de las interfases en dentina cariada-materiales, salvo que eran inferiores que en dentina sana por lo explicado anteriormente. Para el caso excepcional de *Riva Self Cure HV*, no hubo diferencias en la microdureza de la interfase, ya fuera de dentina sana o cariada. Esto podría deberse a su gran capacidad de adhesión química (**Cedillo y cols., 2017**), por encima de la débil unión micromecánica y, aunque la dentina cariada posee menos contenido mineral que la dentina sana, la fuerza de unión conseguida, producto del intercambio iónico, se mantiene y, supera a la fuerza de adhesión de materiales que dependen únicamente de la adhesión micromecánica (*Activa BioActive Restorative™* y *GrandioSO®*). Otro motivo pudo ser el mencionado mayor contenido en agua de la dentina cariada que empeora la hibridación respecto a la dentina sana, incluyendo aquí a *Riva Light Cure*, además de *Activa BioActive Restorative™* y *GrandioSO®*, todos ellos con contenido resinoso.

Por otro lado, en los resultados a nivel de la interfase cariada, la cantidad de dentina remanente sobre la que se realizaron las restauraciones pudo influir considerablemente, pues en los resultados de los grupos B, en general, en los que se usó adhesivo no existió buena adaptación, pero sí mejoró en el caso en el que la dentina remanente fue más escasa (Figuras 41-42AB). Esta situación pudo ser consecuencia de que la fuerza de unión es proporcional al área de superficie de adhesión. Por lo tanto, basándose en la OMI, si se realiza la restauración sobre una mínima cantidad de sustrato dentinario desmineralizado, predominará una mayor

fuerza de unión del material al sustrato no desestructurado, contribuyendo a la consecución del sellado hermético periférico. Por ello, sobre el manejo de lesiones cariosas se recomienda basar la elección del material en la ubicación, extensión y actividad de la lesión, en el riesgo de caries y en las condiciones del medio oral (Schwendicke y cols., 2016).

7.2.3 Discusión de los resultados sobre la composición de la interfase

Finalmente, los iones orgánicos mayoritarios del CIV MR y CIV AV de este estudio fueron carbono y oxígeno, seguidos de los inorgánicos silicio, estroncio y aluminio y, en cantidades menores el flúor, calcio y sodio. Estos mismos elementos, pero con diferencias porcentuales, fueron observados para *Riva Self Cure* y otros CIV convencionales en varios trabajos (Zoergiebel e Ilie, 2013; Hershkovitz y cols., 2020). En el caso de la RC, en concreto *GrandioSO*[®], que fue la usada en el presente trabajo, los componentes principales fueron carbono y oxígeno y silicio, seguido del bario; al ser comparado con otros trabajos, que usaron otra RC (*Spectrum*) estaban presentes los elementos salvo el bario, que en dicha RC fue sustituido por el zirconio; entre ambos materiales la concentración en silicio fue similar con la de nuestros resultados (22.78 vs 23.00±2.02), sin embargo, las de oxígeno (21.86 vs 34.88±2.15) y, especialmente la de carbono (42.46 vs 22.11±3.34) fueron muy dispares (Hershkovitz y cols., 2020).

En los resultados observados, salvo entre los ionómeros, fueron frecuentes las diferencias de algunos iones presentes en los materiales a nivel de la concentración de los mismos, y no tanto respecto a la composición; estos elementos componentes fueron oxígeno, carbono, silicio, aluminio, flúor, sodio y calcio, siendo los tres últimos los únicos que sólo estaban ausentes en *GrandioSO*[®]. Respecto a las concentraciones de los iones presentes en los materiales, fue llamativo que no había diferencias entre *Riva Light Cure* y *Riva Self Cure HV*, ni siquiera a nivel del carbono, que es el elemento principal de las resinas. Consideramos que esto podría ser debido a que se compensaría la menor cantidad de grupos carboxilos presentes en *Riva Light Cure* con el porcentaje proveniente de la resina. No hubo tampoco diferencias en la presencia del carbono para *GrandioSO*[®], aunque en este caso, todo el porcentaje del mismo pertenecería a la resina. Sin embargo, sí hay diferencias significativas de todos los materiales con *Activa BioActive Restorative*[™] porque éste tendría el carbono procedente de los grupos carboxilos y de la resina. Las diferencias presentes respecto al silicio estuvieron sobre todo relacionadas con *GrandioSO*[®], el cual tuvo un alto porcentaje de éste en su composición con respecto al resto de materiales y, los ionómeros convencionales y los modificados con resina presentaron mayor concentración de aluminio respecto a *Activa BioActive Restorative*[™] y *GrandioSO*[®]. También fue destacable la mayor presencia de flúor en los *Riva* respecto a *Activa BioActive Restorative*[™] y, por supuesto *GrandioSO*[®], donde estuvo ausente. La última diferencia reseñable fue que, en similares concentraciones, se sustituye el estroncio de los ionómeros por el bario, que se usa para dotar a *Activa BioActive Restorative*[™] y *GrandioSO*[®] de radiopacidad (Tabla VI).

En el análisis de EDX realizado en dentina sana se observaron iones mayoritarios como el oxígeno, calcio, carbono, fósforo y nitrógeno y otros minoritarios y oligoelementos como el magnesio, sodio y flúor; su diferencia con la dentina cariada estuvo en la presencia de silicio, estroncio y azufre. Los datos de **Lin y cols. (1992)** respecto a los iones en dentina también eran sobre todo carbono, oxígeno, nitrógeno, calcio y fósforo, al igual que los nuestros y, en la zona de fractura donde había material, además se encontró silicio, aluminio, flúor y zinc, que prácticamente fueron los mismos iones adicionales que también encontramos en nuestras muestras de CIV (silicio, aluminio, flúor y estroncio).

En la variabilidad de oligoelementos que pueden aparecer en dentina se pueden encontrar flúor, silicio, estroncio, etc., muchos de ellos provenientes de la ingesta dietética o de pastas y colutorios dentales, o de las preparaciones metodológicas, como es el caso del sodio, aunque éste también está en el contenido mineral y del fluido tisular; e, incluso el caso del azufre, que aunque está presente en el componente inorgánico, se encuentra en la mayor parte de los tejidos biológicos, sobre todo asociado a restos de polisacáridos (**Combes y cols., 2016**). El flúor estuvo presente en la dentina sana de todas las muestras pertenecientes a los materiales que lo contenían, es decir, todos salvo *GrandioSO®*; sin embargo, lo más destacable fue que su concentración aumentó en las muestras de dentina cariada, e incluso apareció en las muestras de dentina cariada que había sido obturada con *GrandioSO®*, el cual no contenía este elemento. La teoría podría ser que este tejido desmineralizado realmente absorbe flúor no sólo del material, sino del medio (aportado por la ingesta de bebidas o alimentos y/o por aplicaciones tópicas de agentes que lo contienen), para conseguir remineralizarse (Tablas VII-VIII).

A nivel de la interfase, **Zoergiebel e Ilie (2013)**, observaron en su estudio in vitro que había una mayor cantidad de calcio a ese nivel, probablemente consecuencia de ser el ion que se libera inicialmente en la reacción de fraguado. Ellos consideraron que, el hecho de que el calcio no está tan disuelto al reaccionar con el tejido dentario junto a la permeabilidad del agua existente a este nivel, son los causantes de las bajas propiedades micromecánicas interfaciales, también confirmadas con nuestro estudio. Sus cifras de calcio a nivel de la interfase fueron similares a las de este estudio.

Esta investigación presentó ciertas limitaciones entre las que cabe resaltar que no todas las muestras de dentina cariada presentaban el mismo grado de desmineralización, aun cumpliendo con el criterio de inclusión de presentar una lesión cariosa ICDAS 5, por lo cual, los resultados no pueden ser totalmente homogeneizados para la obtención de conclusiones más concretas. Además, el tamaño de las cavidades realizadas en dentina sana fue menor que el de las cavidades resultantes en dentina cariada. Por otro lado, aunque las muestras para CLSM y FESEM-EDX sí fueron las mismas, para microdureza se emplearon otras distintas, por lo que los datos obtenidos en esta última prueba no puedan estar totalmente interrelacionados con las otras dos, debido a la variabilidad biológica. Para la prueba EDX, un grupo control de dentina sana y cariada sin restauraciones, podría confirmar si los datos obtenidos estuvieron más o

menos influenciados por los materiales utilizados. Finalmente, las fracturas cohesivas de los grupos de CIV AV y CIV MR ponen de manifiesto la importancia del mantenimiento de la humedad desde la extracción de los dientes hasta su visualización, pues el estudio no inmediato, a pesar de mantener las muestras en una cámara de humedad, junto a los procesos de preparación (corte y pulido), probablemente hayan influido en la susceptibilidad de fracturas.

Se proponen las siguientes modificaciones metodológicas para futuras nuevas líneas de investigación:

- Homogeneizar el criterio de inclusión de dentina cariada, para que todas las muestras de este sustrato tengan el mismo tipo y cantidad de dentina desmineralizada.
- Homogeneizar el tamaño de las cavidades tanto para dentina sana como para dentina cariada.
- Valorar la posibilidad de que todas las pruebas puedan ser realizadas en la misma muestra.
- Diseñar un nuevo protocolo de almacenamiento/preparación de las muestras que no influya en el comportamiento de los materiales.
- Ampliar el número de variables, en los grupos, que pueden determinar la adaptación a nivel de la interfase, como son el tipo de cavidad realizada o la evaluación en el tiempo del comportamiento en la interfase.
- Incluir más grupos control para poder realizar comparativas más específicas.

8. CONCLUSIONES

Tras los resultados obtenidos en el presente estudio, la hipótesis nula es aceptada pues el comportamiento mecánico de la interfase dentina cariada-ionómero de vidrio de alta viscosidad es mejor que con el ionómero de vidrio modificado con resina y con la resina bioactiva.

CONCLUSIÓN GENERAL.

Morfológicamente, las interfases generadas por la adhesión a dentina sana y cariada del ionómero de vidrio de alta viscosidad y el ionómero de vidrio modificado con resina fueron similares, con mejor hibridación en dentina sana que en dentina cariada; en cambio, la resina bioactiva, al usar un sistema adhesivo presentó, buena hibridación a nivel de dentina sana y deficiente en dentina cariada.

Químicamente, el ionómero de vidrio de alta viscosidad, el ionómero de vidrio modificado con resina y la resina bioactiva presentaron composiciones similares, con pequeñas diferencias porcentuales en algunos elementos.

Mecánicamente, el ionómero de vidrio de alta viscosidad, el ionómero de vidrio modificado con resina y la resina bioactiva se comportaron de modo diferente según el material y el tipo de dentina.

CONCLUSIONES ESPECÍFICAS

CONCLUSIÓN 1. Mediante microscopía de barrido láser confocal y microscopía electrónica de barrido de emisión de campo, se observó mejor adhesión entre la dentina sana y la resina bioactiva, representada por una interfase más íntegra, que, con los ionómeros de vidrio, que presentaron una morfología similar entre ellos.

CONCLUSIÓN 2. Mediante microscopía de barrido láser confocal y microscopía electrónica de barrido de emisión de campo, se observó peor interfase entre la dentina cariada y la resina bioactiva, con ausencia generalizada de adhesión, que, con los ionómeros de vidrio, que presentaron una morfología similar entre ellos, con presencia de zonas de adhesión.

CONCLUSIÓN 3. La composición semicuantitativa de la interfase entre la dentina sana y el ionómero de vidrio de alta viscosidad, el ionómero de vidrio modificado con resina y la resina bioactiva estaba formada por oxígeno, calcio, carbono, fósforo, nitrógeno, magnesio, sodio y flúor. Sólo hubo algunas diferencias en las concentraciones de los elementos nitrógeno, magnesio y sodio.

CONCLUSIÓN 4. La composición semicuantitativa de la interfase entre la dentina cariada y el ionómero de vidrio de alta viscosidad, el ionómero de vidrio modificado con resina y la resina bioactiva estaba formada por oxígeno, calcio, carbono, fósforo, nitrógeno, sodio, flúor y estroncio. El magnesio y el silicio no se hallaron en el ionómero de vidrio de alta viscosidad, y el azufre sólo estuvo presente en la resina bioactiva.

Únicamente hubo diferencias en las concentraciones de los elementos flúor y estroncio entre ambos ionómeros y la resina bioactiva.

CONCLUSIÓN 5. Los valores de microdureza superficial de Vickers de la interfase entre la dentina sana y el ionómero de vidrio de alta viscosidad y la resina bioactiva fueron similares, siendo inferiores que la del ionómero de vidrio modificado con resina.

CONCLUSIÓN 6. Los valores de microdureza superficial de Vickers de la interfase entre la dentina cariada y ionómero de vidrio modificado con resina y la resina bioactiva fueron similares, siendo inferiores que los del ionómero de vidrio de alta viscosidad.

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Abinaya, R., Urs, P., Smitha, S., y Janani, J. (2021). Comparing the Efficacy of Three Minimally Invasive Techniques on Demineralized Dentin in Primary Teeth and Evaluating Its Residual Dentin and Microhardness Levels: An In Vitro Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 13(6), 585-589. <https://doi.org/10.5005/ip-journals-10005-1815>
2. Amaireh, A. I., Al-Jundi, S. H., y Alshraideh, H. A. (2019). In vitro evaluation of microleakage in primary teeth restored with three adhesive materials: ACTIVA™, composite resin, and resin-modified glass ionomer. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 20(4), 359-367. <https://doi.org/10.1007/s40368-019-00428-6>
3. Atmeh, A. R., Chong, E. R., Richard, G., Festy, F., y Watson, T. F. (2012). Dentin-cement Interfacial Interaction: Calcium Silicates and Polyalkenoates. *Journal Dental Research*, 91(5), 454-459. <https://doi.org/10.1177/0022034512443068>
4. Anadón N., Coto-Montes A., González A., Martínez J. L., Martínez-Fraga J., Martínez-Nistal A., y Tolivia D. (2002). *Técnicas de imagen en biología*. Juan Luis Martínez (Ed)
5. Balkaya, H., Arslan, S., y Pala, K. (2019). A randomized, prospective clinical study evaluating effectiveness of a bulk-fill composite resin, a conventional composite resin and a reinforced glass ionomer in Class II cavities: One-year results. *Journal of Applied Oral Science*, 27. <https://doi.org/10.1590/1678-7757-2018-0678>
6. Banerjee, A., Watson, T. F., y Kidd, E. A. M. (2000). Dentine Caries: Take It or Leave It? *Dental Update*, 27(6), 272-276. <https://doi.org/10.12968/denu.2000.27.6.272>
7. Benetti, A. R., Michou, S., Larsen, L., Peutzfeldt, A., Pallesen, U., y van Dijken, J. W. V. (2019). Adhesion and marginal adaptation of a claimed bioactive, restorative material. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 6(1), 90-98. <https://doi.org/10.1080/26415275.2019.1696202>
8. Bernabe, E., Chu, D. T., Demoz, G. T., Tantawi M. El., Folayan, M. O., Kisa, A., Lallo, R., Meles, H.G., Mohammadpurhodki, R., Rabiee, N., Stein, C. y Unnikrishnan, B. (2020). Global, Regional, and National Levels and Trends in Burden of Oral Conditions from 1990 to 2017: A Systematic Analysis for the Global Burden of Disease 2017 Study. *Journal of Dental Research*, 99, 362-373
9. Bravo, M., Almerich, J.M., Canorea, E.1, Casals, E., Cortsé, F. J., Expósito, A.J., Gómez, G., Hidalgo, G., Lamas, M., Martínez-Beneyto., Y., Monge, M., Montiel, J.M., Navarro, M. I., Otero, M. P., Sain, C. y Trullols, M. C. (2020). Encuesta de Salud Oral en España 2020. *Revista del Ilustre Consejo General de Colegios de Odontólogos y Estomatólogos de España*, 25 (4): 13-69
10. Breschi, L., Maravic, T., Cunha, S. R., Comba, A., Cadenaro, M., Tjäderhane, L., Pashley, D. H., Tay, F. R., y Mazzoni, A. (2018). Dentin bonding systems: From dentin collagen structure to bond preservation and clinical applications. *Dental Materials*, 34(1), 78-96. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.11.005>
11. Bollu I. P., Hari A., Thumu J., Deepa Velagula L., Bolla N., Varri S., Kasaraneni S., y Venkara Malthi Nalli S. (2016). Comparative Evaluation of Microleakage Between Nano-Ionomer, Giomer and Resin Modified Glass Ionomer Cement in Class V Cavities- CLSM Study. *Journal of clinical and diagnostic research*, 10(5)66-70. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/18730.7798>

12. Cabello Malagón, I., Cánovas Hernández, B., Martínez Hernández, E., Serna-Muñoz, C., Pérez-Silva, A., y Ortiz-Ruiz, A. J. (2022). Analysis of the Porosity and Microhardness of Glass Ionomer Cements. *Materials Science*, 28(1), 113-119. <https://doi.org/10.5755/j02.ms.28198>
13. Ceballos García, L. (2004). Adhesión a dentina afectada por caries y dentina esclerótica. *Avances en Odontoestomatología*, 20(2)71-78 <https://doi.org/10.4321/S0213-12852004000200002>
14. Cedillo Valencia J. J., Herrera Almanza A., y Farías Mancilla R. (2017). Hibridación a esmalte y dentina de los ionómeros de vidrio de alta densidad, estudio con MEB. *Revista Asociación Dental Mexicana*, 74(4),177-184.
15. Cheng, L., Zhang, L., Yue, L., Ling, J., Fan, M., Yang, D., Huang, Z., Niu, Y., Liu, J., Zhao, J., Li, Y., Guo, B., Chen, Z., & Zhou, X. (2022). Expert consensus on dental caries management. *International Journal of Oral Science*, 14(1), 17. <https://doi.org/10.1038/s41368-022-00167-3>
16. Combes, C., Cazalbou, S., y Rey, C. (2016). Apatite Biominerals. *Minerals*, 6(2), 34. <https://doi.org/10.3390/min6020034>
17. Croll, T. P., Berg, J. H., y Donly, K. J. (2015). Dental repair material: A resin-modified glass-ionomer bioactive ionic resin-based composite. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 36(1), 60-65.
18. Croll, T. P. y Nicholson, J. W. (2002). Glass ionomer cements in pediatric dentistry: Review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 423-429
19. Davidson, C. L. (2006). Avances en cementos de ionómero de vidrio. *Journal of Applied Oral Science*. 14, 3-9. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572006000700002>
20. Darvell, B. W. y Smith A. J. (2022). Inert to bioactive – A multidimensional spectrum. *Dental materials*, 38(1), 2-6. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.11.002>
21. Dentsply Sirona. (s. f.). *Prime&Bond Active*. Recuperado 6 de junio de 2024, de [https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/de_DE/Restorative/Direct Restoration/Adhesives/Universal Adhesives/PrimeBond active/Prime-Bond-active IFU-K102230.pdf](https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/de_DE/Restorative/Direct%20Restoration/Adhesives/Universal%20Adhesives/PrimeBond%20active/Prime-Bond-active%20IFU-K102230.pdf)
22. Dentsply Sirona. (s. f.). *Prime&Bond Active*. Recuperado 6 de junio de 2024, de [https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Restorative/Direct Restoration/Adhesives/Universal Adhesives/PrimeBond active/Prime%20and%20Bond%20active MSDS EN.pdf](https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Restorative/Direct%20Restoration/Adhesives/Universal%20Adhesives/PrimeBond%20active/Prime%20and%20Bond%20active%20MSDS%20EN.pdf)
23. de Lima Navarro, M. F., Pascotto, R. C., Borges, A. F. S., Soares, C. J., Raggio, D. P., Rios, D., Bresciani, E., Molina, G. F., Ngo, H. C., Miletić, I., Frencken, J., Wang, L., Menezes-Silva, R., Puppin-Rontani, R. M., De Carvalho, R. M., Gurgan, S., Leal, S. C., Tüzüner, T., Fagundes, T. C., Fagundes T. C. y Sidhu, S. K. (2021). Consensus on glass-ionomer cement thresholds for restorative indications. *Journal of Dentistry*, 107, 103609. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103609>
24. D'Alpino, P. H., Pereira, J. C., Svizero, N. R., Rueggeberg, F. A., y Pashley, D. H. (2006). Use of fluorescent compounds in assessing bonded resin-based restorations: A literature review. *Journal of Dentistry*, 34,623-634 <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2005.12.004>

25. Ebaya, M. M., Ali, A. I., y Mahmoud, S. H. (2019). Evaluation of Marginal Adaptation and Microleakage of Three Glass Ionomer-Based Class V Restorations: In Vitro Study. *European Journal of Dentistry*, 13(04), 599-606. <https://doi.org/10.1055/s-0039-3401435>
26. Elliott, A. D. (2020). Confocal Microscopy: Principles and Modern Practices. *Current Protocols in Cytometry*, 92(1), 68. <https://doi.org/10.1002/cpcy.68>
27. Fano, L., Fano, V., Ma, W., Yang, G., y Zhu, F. (2001). Structure of dental glass-ionomer cements by confocal fluorescence microscopy and stereomicroscopy. *Biomaterials*, 22, 2353-2358 [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(00\)00422-1](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(00)00422-1)
28. Ferracane J. L. (2011). Resin Composite-State of the Art. *Dent Mater*, 27(1):29-38. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>
29. Fox, J., & Weisberg, S. (2020). car: Companion to Applied Regression. [R package]. Retrieved from <https://cran.r-project.org/package=car>.
30. Francois, P., Fouquet, V., Attal, J.-P., y Dursun, E. (2020). Commercially Available Fluoride-Releasing Restorative Materials: A Review and a Proposal for Classification. *Materials*, 13(10), 2313. <https://doi.org/10.3390/ma13102313>
31. Frecken, J. E., Peters, M. C., Mantón, D. J., Leal, S. C., Gordán, V. V., y Edén, E. (2012). Minimal intervention dentistry for managing dental caries – a review. *International Dental Journal*, 62(5), 223-243. <https://doi.org/10.1111/idj.12007>
32. Fuentes, V., Toledano, M., Osorio, R., y Carvalho, R. M. (2003). Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 66A(4), 850-853. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.10064>
33. Garoushi S., Vallittu P. K y Lassila L. (2018). *Characterization of fluoride releasing restorative dental materials*. *Dent Mater*, 37(2):293-300. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-161>
34. George L. y Kandaswamy D. (2015). A Confocal Microscopy Evaluation of the Dehydration Effect on Conventional, Resin Reinforced Powder/Liquid and Paste to Paste Glass Ionomer Luting Cements. *Journal of International Oral Health*, 7(8)28-32
35. Goldberg, M., Kulkarni A. B., Young M., y Boskey A. (2012). Dentin structure composition and mineralization. *Frontiers in Bioscience*, E3(2), 711-735. <https://doi.org/10.2741/e281>
36. Gómez de Ferraris, M.E., y Campos Muñoz, A. (2009). Dentina. *Histología, Embriología e Ingeniería Tisular Bucodental* (pp. 185-94). Médica Panamericana
37. Hadis, M., Wang, J., Zhang, Z. J., Di Maio, A., y Camilleri, J. (2020). Interaction of hydraulic calcium silicate and glass ionomer cements with dentine. *Materialia*, 9, 100515. <https://doi.org/10.1016/j.mtla.2019.100515>
38. Hervás-García A., Martínez-Lozano M. A., Cabanes-Vila J., Barjau-Escribano A., y Fos-Galve P. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 11(2), 215-220
39. HersHKovitz F., Cohen O., y Zilberman U (2020). Microhardness of three glass-ionomer cements during setting and up to 15 days in vitro, and after 5 to 10 years in vivo. *Quintessence International*, 51(6), 440-446. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a44372>
40. IAPD Foundational Articles and Consensus Recommendations: Minimal Invasive Dentistry, 2020. http://www.iapdworld.org/06_minimal-invasive-dentistry.

41. Innes N. P. T., Frecken J. E., Bjornadal L., Maltz M., Mantóns D. J., Ricketts D., van Landuyt K., Banerjee A., Campus G., Domejean S., Fotnana M., Leal S., Lo e., Machiulskiene V., Schulte A., Splieth C., Zandona A., y Schewndicke F. (2016). Managing Carious Lesions: Consensus Recommendations on Terminology. *Advances in Dental Research*, 28(2)49-57. <https://doi.org/10.1177/0022034516639276>
42. Innes, N. P. T., Chu, C. H., Fontana, M., Lo, E. C. M., Thomson, W. M., Uribe, S., Heiland, M., Jepsen, S., y 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>
43. Ionta, F. Q., Boteon, A. P., Moretto, M. J., Júnior, O. B., Honório, H. M., Silva, T. C., Wang, L., y Rios, D. (2016). Penetration of resin-based materials into initial erosion lesion: A confocal microscopic study. *Microscopy Research and Technique*, 79(2), 72-80. <https://doi.org/10.1002/jemt.22607>
44. Ismail, H. S., Ali A. I., Mehesen, R. E., Garcia-Godoy, F., y Mahmoud, S. H. (2022). In vitro marginal and internal adaptation of four different base materials used to elevate proximal dentin gingival margins. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 550-559. <https://doi.org/10.4317/jced.59652>
45. International Organization for Standardization (2015). TS 11405. Dental materials-guidance on testing of adhesion to tooth structure. Geneva: Switzerland
46. Isolan C. P., Sarkis-Onofre R., Lima G. S., y Moraes R. R. (2018). Bonding to Sound and Caries-Affected Dentin: A Systematic Review and Meta-Analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 20(1), 7-18. <https://doi.org/10.3290/j.iad.a39775>
47. Jamovi. The Jamovi Project. 2022. [accessed 2 May 2023] Available from: <https://www.jamovi.org>
48. Kanik, Ö., Turkun, L. S., y Dasch, W. (2017). In vitro abrasion of resin-coated highly viscous glass ionomer cements: A confocal laser scanning microscopy study. *Clinical Oral Investigations*, 21(3), 821-829. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1820-5>
49. Karthavya, S. (2017). Atraumatic restorative treatment. *International Journal of Science and Research*, 6(8),1095-1097
50. Lenth, R. (2020). emmeans: Estimated Marginal Means, aka Least-Squares Means. [R package]. Retrieved from <https://cran.r-project.org/package=emmeans>.
51. Lewczuk, B., y Szyryńska, N. (2021). Field-Emission Scanning Electron Microscope as a Tool for Large-Area and Large-Volume Ultrastructural Studies. *Animals*, 11(12), 3390. <https://doi.org/10.3390/ani11123390>
52. Lin, A., McIntyre, N. S., y Davidson, R. D. (1992). Studies on the Adhesion of Glass-ionomer Cements to Dentin. *Journal of Dental Research*, 71(11), 1836-1841. <https://doi.org/10.1177/00220345920710111401>
53. Lohbauer, U. (2010). Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials? – Properties, Limitations and Future Trends. *Materials*, 3(1), 76-96. <https://doi.org/10.3390/ma3010076>
54. López Jordi MC., Amaral Schiaffino R., y Bussadori Kalil S. (2010). Proteolisis enzimática del colágeno dentinario. *Odontoestomatología*,12(14),35-44
55. Mackenzie, L., y Banerjee, A. (2017). Minimally invasive direct restorations: A practical guide. *British Dental Journal*, 223(3), 163-171. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2017.661>

56. Mahesh Singh T. R., Suresh P., Sandhyarani J., y Sravanthi, J. (2011). Glass ionomer cements (GC) in dentistry: a review. *International Journal of Plant, Animal and Environmental Sciences*. 1(1):26-30d
57. Maltz, M., Koppe, B., Jardim, J. J., Alves, L. S., De Paula, L. M., Yamaguti, P. M., Almeida, J. C. F., Moura, M. S., y Mestrinho, H. D. (2018). Partial caries removal in deep caries lesions: A 5-year multicenter randomized controlled trial. *Clinical Oral Investigations*, 22(3), 1337-1343. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2221-0>
58. Mandri M. M., Aguirre Grabre de Prieto A., y Zamudio M. E. (2015) Sistemas adhesivos en Odontología Restauradora. *Odontoestomatología*, 17(26)50-56
59. Nwaneshiudu, A., Kuschal, C., Sakamoto, F. H., Rox Anderson, R., Schwarzenberger, K., y Young, R. C. (2012). Introduction to Confocal Microscopy. *Journal of Investigative Dermatology*, 132(12), 1-5. <https://doi.org/10.1038/jid.2012.429>
60. Omid B. R., Naeni F. F., Dehghan H., Tamiz P., Savadroodbari M. M., y Jabbarian R. (2018). Microleakage of an Enhanced Resin-Modified Glass Ionomer Restorative Material in Primary Molars. *Journal Dentistry (Tehran)*, 15(4)205-213
61. Pirozzi, N. M., Kuipers, J., y Giepmans, B. N. G. (2021). Sample preparation for energy dispersive X-ray imaging of biological tissues. En *Methods in Cell Biology* (Vol. 162, pp. 89-114). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/bs.mcb.2020.10.023>
62. Poornima J., Kavitha S., y Mahalaxmi S. (2016). Effect of Green and White Tea Pretreatment on Remineralization of Demineralized Dentin by CPP-A CfP - An In vitro Microhardness Analysis. *Journal of clinical and diagnostic research*, 10(4), 85-89. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/16038.7674>
63. PULPDENT® - Innovación dental. (s. f.). PULPDENT. Recuperado 6 de junio de 2024, de https://www.pulpdent.com/wp-content/uploads/2023/04/XP-V-INT-12w_REV-10.22.pdf
64. PULPDENT® - Innovación dental. (s. f.). PULPDENT. Recuperado 6 de junio de 2024, de <https://www.pulpdent.com/wp-content/uploads/2021/03/GHS-SDS-Activa-Restorative.pdf>
65. R Core Team (2021). R: A Language and environment for statistical computing. (Version 4.1) [Computer software]. Retrieved from <https://cran.r-project.org>. (R packages retrieved from MRAN snapshot 2022-01-01).
66. Rosa W. L. O., Piva, E., y Silva, A. F (2015). Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 43(7), 765-776. <https://doi.org/10.1016/j.ident.2015.04.003>
67. Sauro, S., Faus-Matoses, V., Makeeva, I., Nuñez Martí, J. M., Gonzalez Martínez, R., García Bautista, J. A., y Faus-Llácer, V. (2018). Effects of Polyacrylic Acid Pre-Treatment on Bonded-Dentine Interfaces Created with a Modern Bioactive Resin-Modified Glass Ionomer Cement and Subjected to Cycling Mechanical Stress. *Materials*, 11(10), 1884. <https://doi.org/10.3390/ma11101884>
68. Schwendicke, F., Frecken, J. E., Bjørndal, L., Maltz, M., Manton, D. J., Ricketts, D., van Landuyt, K., Banerjee, A., Campus, G., Doméjean, S., Fontana, M., Leal, S., Lo, E., Machiulskiene, V., Schulte, A., Splieth, C., Zandona, A. F., y Innes, N. P. T. (2016). Managing Carious Lesions: Consensus Recommendations on Carious Tissue Removal.

- Advances in Dental Research*, 28(2), 58-67.
<https://doi.org/10.1177/0022034516639271>
69. Southern Dental Industries. (s. f.). *Riva Coat*. SDI. Recuperado 6 de junio de 2024, de https://www.sdi.com.au/pdfs/instructions/es-sp/riva%20coat_sdi_instructions_es-sp.pdf
 70. Southern Dental Industries. (s. f.). *Riva Coat*. SDI. Recuperado 6 de junio de 2024, de https://www.sdi.com.au/pdfs/sds/en-us/riva%20coat_sdi_sds_en-us.pdf
 71. Southern Dental Industries. (s. f.). *Riva Conditioner*. SDI. Recuperado 6 de junio de 2024, de https://www.sdi.com.au/pdfs/instructions/es-sp/riva%20conditioner_sdi_instructions_es-sp.pdf
 72. Southern Dental Industries. (s. f.). *Riva Conditioner*. SDI. Recuperado 6 de junio de 2024, de https://www.sdi.com.au/pdfs/sds/au/riva%20conditioner_sdi_sds_au.pdf
 73. Southern Dental Industries. (s. f.). *Riva Light Cure*. SDI. Recuperado 6 de junio de 2024, de https://www.sdi.com.au/pdfs/instructions/es-sp/riva%20light%20cure_sdi_instructions_es-sp.pdf
 74. Southern Dental Industries. (s. f.). *Riva Light Cure*. SDI. Recuperado 6 de junio de 2024, de https://www.sdi.com.au/pdfs/sds/es-sa/riva%20light%20cure%20liquid_sdi_sds_es-sa.pdf
 75. Southern Dental Industries. (s. f.). *Riva Self Cure HV*. SDI. Recuperado 6 de junio de 2024, de https://www.sdi.com.au/pdfs/instructions/es-sp/riva%20self%20cure_sdi_instructions_es-sp.pdf
 76. Southern Dental Industries. (s. f.-e). *Riva Self Cure HV*. SDI. Recuperado 6 de junio de 2024, de https://www.sdi.com.au/images/stories/SDS/USA_English/Riva_Self_Cure_HV_Capsules_USA_Eng.pdf
 77. Shelke, U. R., Shiraguppi, V. L., Deosarkar, B., Tayeeb, S., Rathod, S., y Shah, Y. (2020). Minimal Invasive Dentistry-A Systematic Respect for The Original Tissue. *Journal of Interdisciplinary Dental Sciences*, 9(2), 29-36.
 78. Shimada, Y., Kondo, Y., Inokoshi, S., Tagami, J., y Antonucci, J. M. (1999). Desmineralizing effect of dental cements on human dentin. *Quintessence International*, 30(4)267-273
 79. Sidhu, S. K., y Nicholson, J. (2016). A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *Journal of Functional Biomaterials*, 7(3), 16.
<https://doi.org/10.3390/jfb7030016>
 80. Sidhu, S. K., y Watson, T. F. (1998). Interfacial Characteristics of Resin-modified Glass-ionomer Materials: A Study on Fluid Permeability Using Confocal Fluorescence Microscopy. *Journal of Dental Research*, 77(9), 1749-1759.
<https://doi.org/10.1177/00220345980770091101>
 81. Tedesco, T. K., Calvo, A. F. B., Domingues, G. G., Mendes, F. M., y Raggio, D. P. (2015). Bond Strength of High-Viscosity Glass Ionomer Cements is Affected by Tubular Density and Location in Dentin? *Microscopy and Microanalysis*, 21(4), 849-854.
<https://doi.org/10.1017/S1431927615013021>
 82. Toledano, M., Osorio, R., Cabello, I., Osorio, E., Toledano-Osorio, M., y Aguilera, F. S. (2017). Oral Function Improves Interfacial Integrity and Sealing Ability Between

- Conventional Glass Ionomer Cements and Dentin. *Microscopy and Microanalysis*, 23(1), 131-144. <https://doi.org/10.1017/S1431927617000010>
83. van Dijken, J. W. V., Pallesen, U., y Benetti, A. (2018). A randomized controlled evaluation of posterior resin restorations of an altered resin modified glass-ionomer cement with claimed bioactivity. *Dental Materials*, 35(2), 335-343. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.11.027>
84. van Meerbeek B., Yoshihara K., van Landuyt K., Yoshida Y., 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>
85. VOCO. (s. f.). *GrandioSO - Composite* / VOCO GmbH. Recuperado 6 de junio de 2024, de https://www.voco.dental/es/portaldata/1/resources/products/instructions-for-use/e1/grandioso_ifu_e1.pdf
86. VOCO. (s. f.). *GrandioSO - Composite* / VOCO GmbH. Recuperado 6 de junio de 2024, de https://www.voco.dental/us/portaldata/1/resources/products/safety-data-sheets/us/grandioso-heavy-flow_sds_us.pdf
87. Watson, T. F. (1990). A Confocal Microscopic Study of Some Factors Affecting the Adaptation of a Light-cured Glass Ionomer to Tooth Tissue. *Journal of Dental Research*, 69(8)1531-1538 <https://doi.org/10.1177/00220345900690081701>
88. Watson, T. F., Pagliari D., Sidhu S. K. y Naasan M. A. (1998). Confocal microscopic observation of structural changes in glass-ionomer cements and tooth interfaces. *Biomaterials*, 19, 581-588. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(97\)00140-3](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(97)00140-3)
89. Xu, C., y Wang, Y. (2012). Chemical composition and structure of peritubular and intertubular human dentine revisited. *Archives of Oral Biology*, 57(4), 383-391. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2011.09.008>
90. Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., y Lussi, A. (2010). Composite materials: Composition, properties and clinical applications. A literature review. *Suiza Monatssch Zahnmed*, 120(11), 972-986.
91. Zoergiebel, J., y Ilie, N. (2013). An in vitro study on the maturation of conventional glass ionomer cements and their interface to dentin. *Acta Biomaterialia*, 9(12), 9529-9537. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2013.08.010>

10. ANEXOS

10.1 Comisión de Ética de Investigación de la Universidad de Murcia

UNIVERSIDAD DE MURCIA VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN INFORME DEL COMITÉ DE BIOSEGURIDAD EN EXPERIMENTACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE MURCIA Lucia Periago Garcia, Jefa de Sección de Recursos Humanos de Investigación y del Plan Propio y Secretaria del Comité de Bioseguridad en Experimentación de la Universidad de Murcia. CERTIFICA: Que D. ^a Maria Pilar Valverde Rubio ha presentado la memoria de trabajo de la Tesis Doctoral titulada "Determinación del grado de penetración de cementos de ionómero de vidrio en esmalte desmineralizado de molares permanentes y dentina cariada de molares temporales y permanentes", dirigida por D. ^a Inmaculada Cabello Malagón, D. Antonio José Ortiz Ruiz y D. ^a Clara Serna Muñoz al Comité de Bioseguridad en Experimentación. Que dicho Comité analizó toda la documentación presentada, y de conformidad con lo acordado el día diecinueve de julio de dos mil veinticuatro¹, por unanimidad, se emite INFORME FAVORABLE, desde el punto de vista ético de la bioseguridad en la investigación. Y para que conste y tenga los efectos que correspondan, firmo esta certificación, con el visto bueno de la Presidenta de la Comisión. Le comunicamos que, cuando se incorpore nuevo personal a la investigación, el Investigador Principal es el responsable de que reciba la formación adecuada y de que conozca las condiciones de funcionamiento correspondiente de las instalaciones. Deberá comunicar al Comité cualquier modificación al respecto. Vº Bº LA PRESIDENTA DEL COMITÉ DE BIOSEGURIDAD EN EXPERIMENTACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE MURCIA Fdo.: Maria Senena Corbalán Garcia ID: CBE 632/2024 ¹ A los efectos de lo establecido en el art. 19.5 de la Ley 40/2015 de 1 de octubre de Régimen Jurídico del Sector Público (B.O.E. 02-10), se advierte que el acta de la sesión citada está pendiente de aprobación Comisión de Ética de Investigación Vicerrectorado de Investigación Edificio ESUM, 3ª planta Campus de Espinardo 30071 — Murcia ESPAÑA comision.etica.investigacion@um.es Tlf.: 868 88 3614/9898/9899 www.um.es/web/vic-investigacion/  BR EXCELLENCE IN RESEARCH   Código seguro de verificación: RUxPMIt-vvlhralJ-1Pxq6bva-sH2b7mE4 COPIA ELECTRÓNICA - Página 1 de 1 Esta es una copia auténtica imprimible de un documento administrativo electrónico archivado por la Universidad de Murcia, según el artículo 27.3 c) de la Ley 39/2015, de 1 de octubre. La autenticidad puede ser contrastada a través de la siguiente dirección: https://sede.um.es/validador/	
---	--