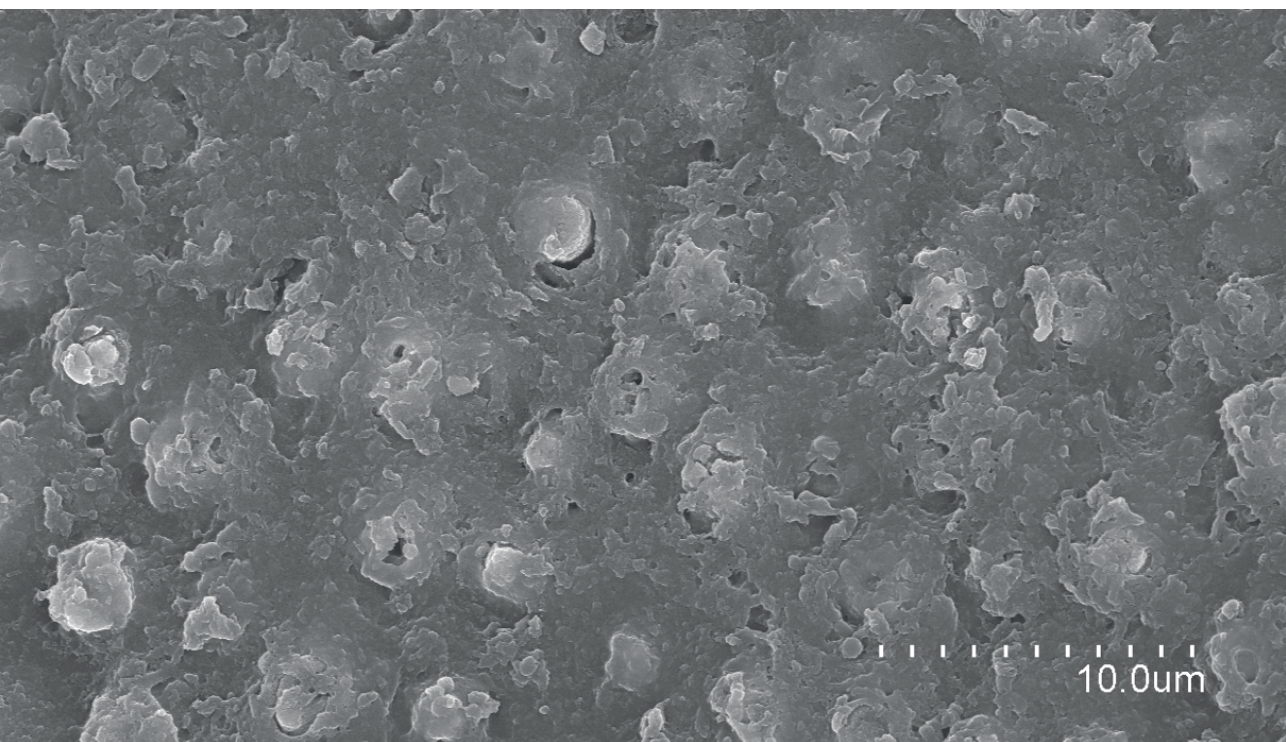




Estudio estructural de la dentina esclerótica remineralizada y ensayo de microtracción tras la aplicación de un adhesivo autograbante

Silvia del Cid Rodríguez

DIRECTORES

Juan Luís Román Rodríguez

Rubén Agustín Panadero

Carmen Carda Batalla



VNIVERSITAT
ID VALÈNCIA

FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE PATOLOGIA

TESIS DOCTORAL

Estudio estructural de la dentina esclerótica remineralizada y ensayo de microtracción tras la aplicación de un adhesivo autograbante

Silvia del Cid Rodríguez

DIRECTORES

Juan Luís Román Rodríguez
Rubén Agustín Panadero
Carmen Carda Batalla

Octubre 2024

Juan Luís Román Rodríguez, Profesor Asociado del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València, **Rubén Agustín Panadero**, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València y **Carmen Carda Batalla**, Catedrática del Departamento de Patología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València,

CERTIFICAN

Que el trabajo de investigación titulado **“Estudio estructural de la dentina esclerótica remineralizada y ensayo de microtracción tras la aplicación de un adhesivo autograbante”** del que es autora **Silvia del Cid Rodríguez**, ha sido realizado bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Valencia a 30 de octubre de 2024.

Juan Luís Román

Rubén Agustín

Carmen Carda

Dedicatoria

A mi madre, Carmen, mi soporte y compañera incondicional. Gracias a ella soy la persona que soy.

A mi hija Ana, mi persona favorita y el mayor motivo de alegría de mi vida. Siempre juntas, siempre felices.

Agradecimientos

A mis directores en este trabajo de investigación, por todo lo que me han aportado y el tiempo dedicado,

- Carmen Carda Batalla, por tu capacidad de trabajo y tu generosidad sin límites. Empezaste siendo mi mentora y te ha convertido en maestra y amiga. Gracias por abrirme tu casa y tu familia y no dejarme abandonar nunca.
- Juan Luis Román Rodríguez, por tu acompañamiento sereno y por no dudar de mí. Ha sido un placer aprender contigo.
- Rubén Agustín Panadero, por tu tiempo cuando no tenías un minuto de calma.

A Tono Fons Font, por estar siempre presente, por compartir tus experiencias y tus sabias palabras.

A Ángel Vicente Escuder y Vicente Amigó Borrás, por su disposición a la hora de realizar la parte experimental del trabajo y resolver todas mis dudas.

A Eva González Angulo, por hacerme un hueco en tu vida además de ayudarme en las tardes de laboratorio y cederme tu experiencia en este trabajo. Me llevo una amiga.

A Manolo Mata Roig, por estar siempre disponible y el cariño que he sentido.

A Ernesto Spaccesi, por sus geniales ideas y diagramas.

A Ana Belén Martel González, mi compañera de trabajo y amiga. Ella hace que todo sea más fácil y que nos superemos cada día.

A mis amigas y compañeras, Ana, Miriam y Ángela, por creer en mí y ayudarme a disfrutar de la vida desde que nos cruzamos hace ya unos años. Os quiero.

A mi hermano, Ache, gracias por todas las risas que te debo. Mi vida sería muy difícil sin ti.

Permite que te dedique la última línea Alfredo Liñana, la mejor casualidad que me ha ocurrido. Contigo vale la pena volver a empezar mientras estemos vivos.

Abreviaturas

Bis-GMA	Bisfenol-A glicidil-metacrilato
BMPs	Proteínas morfogenéticas óseas
C	Clearfil
CAC:	conexión amelo cementaria.
C+ SB	Clearfil + arenado óxido de aluminio
C+ Sy	Clearfil + arenado ProSylc
CHX	Clorhexidina
CH	Capa híbrida
cm	centímetros
F	Fuerza
GP	G-Premio Bond
GP+ SB	G-Premio Bond + arenado óxido de aluminio
GP+ Sy	G-Premio Bond + arenado ProSylc
GPa	Giga Pascales
HAp	Hidroxiapatita
HEMA:	2-hydroxyethyl methacrylate: 1,2-etanodiol mono-(2- metilpropenoato); Metacrilato de 2-hidroxietilo.
I	iBond
IGFs	Factores de crecimiento insulínico
I+ SB	iBond+ arenado óxido de aluminio
I+ Sy	iBond + arenado ProSylc
MDTP:	methacryoyloxydecyl dihydrogen thiophosphato. Dihidrógeno fostato de 10-Metacrioxidecilo.
min	minutos
mm ²	milímetros cuadrados
MPa	Mega Pascales

Abreviaturas

MRGIC:	cemento de vidrio ionómero reforzado con resina.
mW	mili watios
N	Newtons
NCCL	Lesiones cervicales no cariosas
PAA	Ácido polialquenoico
N, N-DIETHANOL P-TOLUIDINE:	N, N-Dietil-p-Toluidina.
PBS	Phosphate Buffered Saline - Tampón fosfato
pKa	Constante de acidez
RC	Resinas compuestas
S	Superficie
SE	Estrategia de autograbado
s	segundos
TE	Estrategia de grabado total o grabado y enjuague
TFG α y β	Factores de crecimiento transformantes α y β
UDMA:	diurethane dimethacrylate: Dimetacrilato de diuretano.
UEBEs	Unidades básicas del esmalte
VB	Vidrio bioactivo
10-MDP:	methacryloyloxydecyl dihydrogen thiophosphate: 10-(Fosfo-oxy) decil metacrilato.
4-MET:	4- methacryloyloxyethyl trimellitic acid: ácido 4-(metacriloxietoxi) trimelítico.
4-META:	4- methacryloyloxyethyl trimellitic acid anhydride: Anhídrido 4-metacriloxietil trimelítico; 1,3-dihidro-1,3-dioxo-, 2 - [(2-metil-1-oxo-2-propen-1-il) oxi] etil éster.
μm	micrómetro o micra

Índice

1. Introducción	17
1.1. Estructura dentaria y su repercusión en la terapéutica restauradora	19
1.1.1. Esmalte	20
1.1.2. Dentina	25
1.2. Adhesión dental	36
1.2.1. Evolución histórica	39
1.2.2. Clasificación de los adhesivos	42
1.2.3. Adhesión a dentina esclerótica	52
1.2.4. Degradación de la interfase adhesiva	53
2. Justificación, hipótesis de trabajo y objetivos	61
2.1. Justificación	63
2.2. Hipótesis de trabajo	63
2.3. Objetivos	64
2.3.1. Objetivo general	64
2.3.2. Objetivos específicos	64
3. Material y métodos	67
3.1. Material	69
3.1.1. Molares	69
3.1.2. Grupos de estudio	70
3.1.3. Confección de especímenes de muestra	72
3.1.3.1. Montaje de las muestras	72
3.1.3.2. Preparación de las superficies dentarias previas a la adhesión	74
3.1.3.3. Aplicación del sistema adhesivo	77

Índice

3.1.4. Obtención de las varillas	81
3.1.5. Distribución de varillas por grupos experimentales y tiempos	83
3.2. Métodos	85
3.2.1. Ensayo de microtracción	85
3.2.2. Estudio con microscopía óptica	87
3.2.3. Análisis estadístico	87
3.2.4. Listados de materiales y aparataje utilizados en la experimentación	88
4. Resultados	91
4.1. De las muestras	93
4.2. Experimentales	95
4.2.1. Ensayo de microtracción y tipo de fractura	95
4.3. Análisis estadístico de los resultados	100
4.3.1. Análisis del factor grupo (sistema de adhesión)	105
4.3.2. Análisis del factor tiempo	108
4.3.3. Análisis de la influencia de la ubicación	111
4.3.4. Análisis por sistemas de adhesivos	114
4.3.5. Análisis de la resistencia a la fractura según el tipo de fractura	118
5. Discusión	121
5.1. Discusión de la selección de los materiales	123
5.1.1. Muestras	123
5.1.2. Varillas	124
5.1.3. Tratamientos de superficie	126
5.1.4. Sistemas adhesivos universales	130
	133

Índice

5.2. Discusión de la selección de los métodos	137
5.3. Discusión de los resultados	137
5.3.1. Discusión de los resultados del ensayo de microtracción	139
5.3.2. Discusión de los resultados de otros estudios similares	153
5.3.3. Discusión de los resultados del análisis fractográfico	153
5.4. Repercusiones prácticas	157
6. Conclusiones	159
6.1. Conclusiones respecto al objetivo general	159
6.2. Conclusiones respecto a los objetivos específicos	159
6.2.1. Conclusiones respecto del ensayo de microtracción	160
6.2.2. Conclusiones respecto a la observación microscópica	163
7. Bibliografía	185
8. Anexos	

1

Introducción

1.1. Estructura dentaria y su repercusión en la terapéutica restauradora

La adecuada estética y la correcta función dentaria se alcanza mediante la perfecta organización de diferentes estructuras que conforman no solo el diente sino también los tejidos que lo rodean, el denominado periodonto. Si nos centramos en el diente, el esmalte, por su dureza, es el almacén que protege a la dentina, y ésta, con su elasticidad, el componente amortiguador que compensa la fragilidad inherente del esmalte. La vitalidad del diente la determina el tejido conjuntivo especializado denominado pulpa dental, que rellena la cámara y los conductos radiculares. De la correcta estructura y disposición del cemento, el ligamento y la encía van a depender la resistencia a las fuerzas masticatorias y los mecanismos de defensa ante el medio oral (Gómez de Ferraris-Campos, 2024).

Para restituir por completo la función a todo diente cuya estructura haya sido alterada se busca, desde hace casi dos décadas, en cualquier tipo de tratamiento el enfoque más conservador, tomando protagonismo el concepto de Odontología mínimamente invasiva (Magne, 2005).

En esta dinámica restauradora, los nuevos materiales dentales y particularmente las técnicas adhesivas marcaron un antes y un después en operatoria dental; así se estableció la innovación más importante para la unión de biomateriales restauradores con estética, biomimética, biocompatibilidad, bioactividad y nanoremineralización a esmalte, dentina y cemento (Uribe-Echevarría, 2023).

Entendemos por adhesión el mecanismo que une dos materiales o superficies de igual o distinta composición química en contacto íntimo a través de una interfase (Baier, 1992). Un adhesivo es un material de viscosidad fluida que une dos superficies y cuando se solidifica permite transferir cargas de una superficie a otra.

El diente es un complejo estructural de tejidos duros que albergan en su interior una cavidad rellena por un conjuntivo mucoso, la pulpa dental, especializado ya que contiene en su capa más superficial las células odontoblásticas productoras de la dentina además de las estructuras vasculares y nerviosas para el mantenimiento estructural y funcional. Con el paso de los años aumenta la proporción de fibras y disminuye la sustancia fundamental convirtiéndose en un conjuntivo fibroso. El caparazón mineralizado de la corona dentaria está constituido por el esmalte y la dentina, y ambos elementos presentan una base inorgánica común: el depósito de grandes concentraciones de cristales de hidroxiapatita. Sin embargo, tienen un origen embriológico y una microestructura totalmente diferente que analizaremos a continuación.

1.1.1. Esmalte

El esmalte dental es la estructura más dura y mineralizada del organismo, que permite que los dientes funcionen para el procesamiento y molienda de los alimentos; también denominado sustancia o material extracelular, en la etapa de desarrollo embrionario deriva del ectodermo. Es una sustancia microporosa, de elevada mineralización y de extrema dureza, concretamente una dureza de 6,5 en la escala de Mohs, una baja resistencia a la fractura compresiva de 261 ± 41 MPa y un alto módulo de elasticidad ($87,5 \pm 2,1$ GPa) (Brauer, 2011).

El proceso de formación del esmalte se conoce como amelogénesis. Los ameloblastos son las células que generan el esmalte y, una vez completado, desaparecen, por lo que el esmalte debe ser considerado como sustancia o material extracelular y no como un verdadero tejido. Por tanto, el esmalte maduro es acelular y tampoco contiene vasos ni nervios, y estas características estructurales determinan, por tanto, que el esmalte no posea poder regenerativo o de restitución *ad integrum*, y solo se pueda nanoremineralizar, en ocasiones de forma parcial, a lo largo de la vida.

Así el esmalte reacciona ante cualquier noxa física, química o biológica, con una pérdida de sustancia, cuya magnitud está en relación directa con la intensidad y tiempo de acción sobre la microestructura adamantina del agente causal como son la desmineralización ácida en la caries, erosiones y acondicionamiento o grabado con ácidos fuertes o débiles, el estrés oclusal u otras causas en las lesiones cervicales no cariosas o abfracciones, la acción de pastas, sustancias abrasivas y bebidas ácidas en las abrasiones y también traumatismos o fracturas (Lazzari, 1978; Munechika, 1984; Uribe Echevarría, 1990; Avery, 1994). La alta dureza del esmalte lo hace frágil y propenso a micro y macrofracturas y esta circunstancia se facilita cuando: a) no cuenta con el soporte dentinario normal; b) aumenta su carga mineral por esclerosis o maduración constante en el medio bucal con la edad del individuo; c) las tensiones originadas por la sobrecarga mecánica o *stress* oclusal y los cambios térmicos causados por los alimentos y bebidas frías o calientes sobrepasan su resistencia mecánica (Uribe-Echevarría, 2023).

Pasemos a analizar la microestructura adamantina. La unidad estructural del esmalte es la varilla, prisma o bastón y más recientemente se ha venido denominando por las siglas UEBE (unidad básica del esmalte). Esta unidad estructural varillar está compuesta en un 95 % por sales minerales que, tras el proceso de cristalización, se transforman en cristales inorgánicos de hidroxiapatita (HAp), que constituyen la ultraestructura mineral nanométrica.

Así millones de cristales de hidroxiapatita $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ y de la fase no apatita, que incluye carbonato de calcio y fosfatos amorfos, van a disponerse ordenadamente para constituir cada una de las varillas del esmalte. También contiene agua en un 1 % y una matriz orgánica de naturaleza proteica en un 4 % en peso, constituida por amelogeninas, enamelinas, amelinas o ameloblastinas, tuftelinas y proteínas séricas (Ten Cate, 2016; Gómez de Ferraris-Campos, 2024). Procesos enzimáticos, hidrolíticos y proteolíticos posteriores, degradan la matriz orgánica y con esta etapa de modelado el esmalte adquiere su estructura definitiva (Avery, 1994).

Los prismas o varillas en un corte transversal son visualizados, al microscopio, con su característica forma de ojo de cerradura antigua o escama de pescado. Presentan una cabeza o cúpula, un estrechamiento o cuello y un extremo caudal o cola. Así en la sección buco-lingual se observan líneas gruesas que pertenecen al corte de las cabezas y delgadas que pertenecen al cuello de las varillas y en el corte mesio-distal líneas gruesas que conciernen al cuerpo de la varilla y líneas tenues que pertenecen a la zona de unión del extremo caudal con la cúpula de la varilla siguiente (Uribe-Echevarría, 2023) (Fig. 1; Fig 2 y Fig. 3).



Figura 1. Macroestructura de la región coronaria de un molar, visión del esmalte.

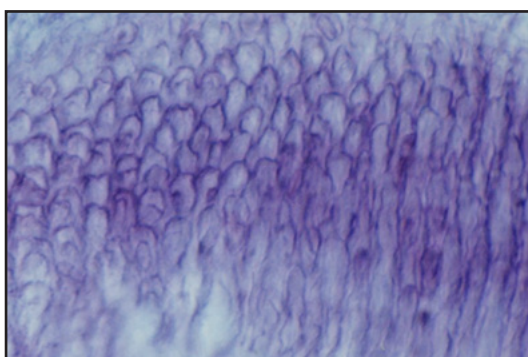


Figura 2. Microestructura del esmalte, visión de los prismas en corte semifino teñido con azul de toluidina. Departamento Patología-Universitat de València.

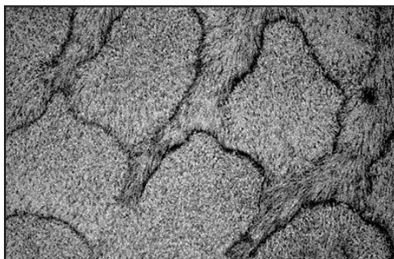


Figura 3. Ultraestructura de los prismas del esmalte en corte transversal. Departamento Patología-Universitat de València.

Cada uno de los cristales de HAp que constituyen las varillas, tiene una forma de prisma hexagonal-octogonal, según la incidencia del corte, y son más grandes que los que observamos en otros tejidos mineralizados como la dentina o el cemento. Concretamente tienen un diámetro máximo longitudinal entre 100 y 1000 μm , entre 30 y 70 μm de ancho, y una altura que oscila entre 10 y 40 μm . En el interior de cada varilla los cristales de HAp van a disponerse empaquetados millones de cristales de HAp que van cambiando de orientación, inclinándose desde la cabeza hacia la cola del prisma tal como se observa en la Figura 4.

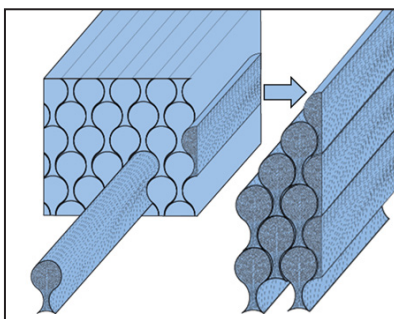


Figura 4. Esquema de la disposición tridimensional de las unidades varillares del esmalte prismático o UEBEs. De la que se ve entresacada se observan su región dilatada o cabeza y como se estrecha para formar el cuello y la cola. En el detalle se evidencia la orientación de las subunidades, los cristales de HAp, que los constituyen.

Existen variaciones topográficas en la microestructura adamantina descrita que, en concreto, varía en función del nivel de profundidad en el que se estudie. Se diferencia el esmalte prismático, que ocupa la mayor parte del espesor, y el aprismático, con un grosor entre 30-50 μm , situado en la capa más superficial y la más profunda justo en la conexión amelodentinaria.

En cuanto a la densidad de los prismas se pueden identificar en las regiones de máximo impacto masticatorio, un entrecruzamiento intenso que constituye el esmalte nodoso (Fig. 5) (Provenza, 1986; Avery, 1994).

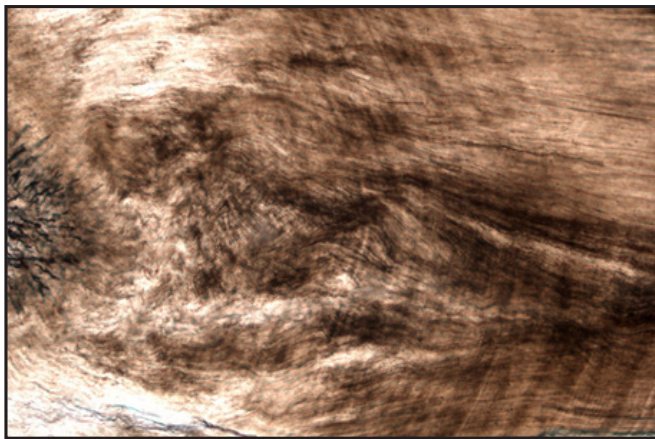


Figura 5. Esmalte nodoso y líneas de incremento de una región cuspídea en un corte por desgaste. Departamento Patología-Universitat de València.

Por el contrario, en otras regiones pueden encontrarse las denominadas laminillas del esmalte que estructuralmente se caracterizan por una ausencia de la estructura mineralizada de las UEBEs, bien sea como resultado del proceso amelogenético o con carácter adquirido tras la erupción dentaria (Ten Cate, 2016; Gómez de Ferraris-Campos, 2024).

1.1.2. Dentina

La dentina es el eje estructural del diente; confiere forma, tamaño y es la base del color, representando el mayor volumen de la pieza dentaria. Constituye junto con la pulpa, el conjuntivo mucoso especializado que rellena la cámara y los conductos radiculares, una unidad embriológica, estructural y funcional denominada complejo dentino-pulpar (Gómez de Ferraris-Campos, 2024). Este tejido mineralizado que en la corona subyace al esmalte y en la raíz al cemento, es el resultado del proceso de diferenciación de las células ectomesenquimáticas de la papila del órgano del esmalte que en la región más superficial dan lugar a la dentina, mientras que en profundidad constituirán un conjuntivo rico en vasos y nervios en donde persisten las células madre pulpares junto con otras más maduras de carácter fibroblástico que forman y mantienen el conjuntivo pulpar. A ellas se le añaden una variedad de células defensivas y macrófagos para la vigilancia inmunológica. La cantidad de sustancia fundamental muy hidratada de la pulpa joven va modificándose con el paso de los años y aumentando progresivamente el componente fibroso de la misma (Ten Cate, 2016).

Dentro de esta pulpa hemos de destacar en su región más superficial, la existencia de unas células especializadas, los odontoblastos. Son los encargados de la síntesis, de por vida, de la dentina y los que, ante noxas externas físicas, químicas o biológicas van a determinar la modificación de la microestructura dentinaria como mecanismo de defensa.

El material dentinario formado por los odontoblastos es un tejido duro en el que destaca un 70 % de sustancia inorgánica, fundamentalmente de cristales de hidroxapatita, de menor tamaño que en el esmalte y un 18 % de naturaleza orgánica, básicamente de carácter proteico y entre ellas destaca el colágeno, particularmente el tipo I, junto con glicosaminoglicanos y proteoglicanos inmersos en gran cantidad de agua (12 %) (Provenza, 1986).

Posee este tejido dentinario una dureza semejante al tejido óseo por el depósito de HAp sobre la matriz de colágeno I que favorece la amortiguación de las fuerzas oclusales masticatorias que se ejercen sobre el esmalte, siendo su resistencia a la fractura de $282,6 \pm 34,5$ MPa y presentando un módulo de elasticidad bajo ($18,0 \pm 1,5$ GPa). También es el encargado de transmitir los estímulos térmicos, químicos, osmóticos y táctiles, transfiriéndolos por distintos mecanismos a los receptores del plexo nervioso subodontoblástico, otorgándole así a la pulpa dentaria una información rápida y efectiva (Gómez de Ferraris-Campos, 2024).

El material orgánico de la dentina, sintetizado en el polo apical de los odontoblastos de la pulpa periférica o marginal, se denomina predentina y está compuesto en un 90 % por una matriz tridimensional de colágeno de tipo I, que resulta del autoensamblaje de dos cadenas polipeptídicas alfa1 y alfa2. Este tipo de colágeno presente en los dientes es similar al que encontramos en los huesos, los ligamentos o la córnea. En menores cantidades encontramos otros tipos de colágeno (III o fibras de reticulina, IV y V) y fibras elásticas. También destacan otras moléculas de naturaleza proteica y glicoproteica como son:

- La osteonectina, que es una fosfoglucoproteína rica en cisteína y ligada al calcio que tiene afinidad con el colágeno.
- La osteopontina, es una glucofosfoproteína fosforilada multifuncional que participa de los procesos inflamatorios, mineralización, viabilidad celular y cicatrización de heridas.
- La osteocalcina, es una hormona peptídica lineal que puede unirse a la hidroxiapatita.
- Las metaloproteinasas son enzimas proteicas de transporte-almacenamiento que participan en la transducción de señales.
- Entre los factores de crecimiento debemos destacar los factores de crecimiento transformantes α y β (TFG α y β), y las proteínas morfogenéticas óseas (BMPs). Ambos pertenecen a una súper familia de proteínas con la capacidad de estimular la formación de hueso, cartílago y tejido conjuntivo. Los factores de crecimiento

insulínico (IGFs), son proteasas con una alta similitud de secuencia con la insulina.

- La fibronectina, que es una glucoproteína adhesiva, y las fosfoproteínas, que están involucradas en actividades importantes del desarrollo celular.
- El condroitin sulfato es un glicosoaminoglicano sulfatado que forma asociaciones de alto peso molecular denominados proteoglicanos que aportan propiedades mecánicas y elásticas al tejido.

La microestructura dentinaria evidencia, labrados en la matriz, una amplia red de túbulos que se dirigen desde el área apical de los odontoblastos, en la zona coronal, hasta la conexión amelodentinaria; mientras que en la zona radicular lo hacen hasta la conexión cementodentinaria. En estos conductos, cuyo diámetro oscila entre $0,8\mu\text{m}$ en superficie y $2,5\mu\text{m}$ en profundidad o zona pulpar, se sitúan los brazos o prolongaciones celulares de los odontoblastos también conocidas como fibras de Tomes (Figs. 6; Fig. 7 y Fig. 8) (Carda, 2006; Ten Cate, 2016). Los túbulos dentinarios además de cambiar de diámetro y contenido según la localización, como ya hemos dicho, también varían según la edad, disminuyendo su calibre con el paso de los años (Carda, 2006; Pashley, 2011).



Figura 6. Macroestructura de la dentina de un molar.

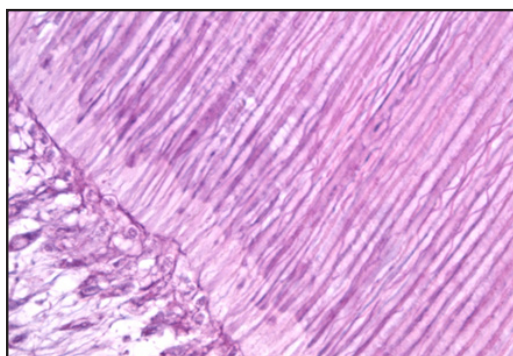


Figura 7. Microestructura dentinaria en la región profunda de la dentina y de la superficial pulpa con los odontoblastos, la predentina y la dentina, teñidas con HE. Departamento Patología-Universitat de València.

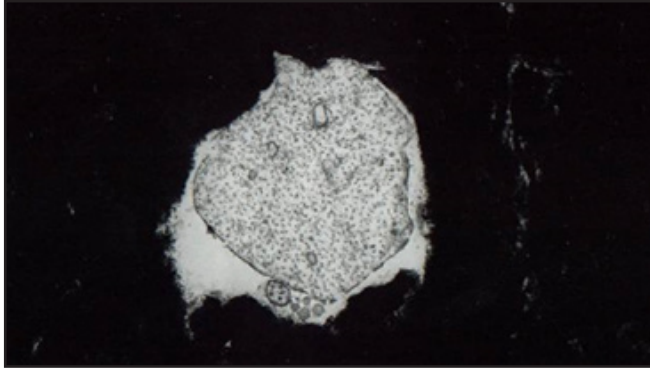


Figura 8. Ultraestructura de la matriz peritubular, altamente mineralizada, y que contiene un túbulo dentinario con la prolongación odontoblástica, fibras de colágeno y una fibra nerviosa. Departamento Patología-Universitat de València.

Según la altura en la que nos encontremos dentro del espesor de la dentina, podemos encontrar en el interior del túbulo: en las zonas más superficiales próximas a la conexión con el esmalte o el cemento solo fluido dentinario; mientras que, en los niveles más profundos, en continuidad con la predentina, encontramos fibras de Tomes y fibras nerviosas (Carda, 2006). La matriz mineralizada que rodea a los túbulos recibe diferentes nombres según su localización:

1. La dentina intertubular, está formada por fibras colágenas, glicosaminoglicanos, proteoglicanos, factores de crecimiento y proteínas dentinogénicas, que sostienen a los cristales de nanohidroxiapatita. El colágeno tipo I es la principal proteína de la dentina intertubular, presente en un 90 %. Esta matriz que varía según la profundidad de la dentina que se analice y que juega un papel fundamental en los mecanismos de adhesión, representa el 86 % de la totalidad del tejido en las proximidades de la unión amelodentinaria, para de crecer al 18 % en las inmediaciones de la pulpa dentaria (Pashley, 1989; Goldberg, 2011; Ryou, 2012).

2. La dentina peritubular constituye un anillo hipermineralizado que rodea a los túbulos dentinarios y que se encuentra en íntimo contacto con la prolongación citoplásmica de los odontoblastos, proceso odontoblástico o fibra de Tomes y con el fluido dentinario, caracterizándose por su riqueza en cristales de nanohidroxiapatita. La dentina peritubular no es el resultado de la transformación de la predentina en dentina, sino que se debe a la aglutinación a lo largo del lumen de los túbulos de una matriz amorfa, que puede ser secretada por los procesos odontoblásticos dentro del túbulo o tener su origen en la composición del fluido dentinario. Los proteoglicanos, lípidos y otras proteínas, están involucrados en la formación de una delicada red amorfa, que genera una dentina peritubular hipermineralizada y densa con muy escasas fibras colágenas, glucosaminoglicanos y proteoglicanos en esta dentina.

Las características estructurales y composición sufren importantes modificaciones con la edad, ya que la dentina peritubular aumenta de espesor, disminuyendo el diámetro interno de los túbulos por el depósito de sales minerales o calcoferitos. Cuando se los observó con Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo, morfológicamente se visualizaron cuatro tipos de calcoferitos: tipo I, pequeños, sin fusionar y delicados; tipo II, globulares y parcialmente fusionados; tipo III, grandes y completamente fusionados y tipo IV, sin estructura. Con el aumento de la edad del individuo, los calcoferitos de tipo I se fusionan a los cristales vecinos y cambian su forma al tipo II, que finalmente se unen y se transforman en calcoferitos de tipo III (Goldberg, 2011; Uribe-Echevarría, 2023). Esta dentina mineralizada es denominada dentina esclerótica fisiológica, para diferenciarla de la dentina esclerótica reactiva o reaccional con hipermineralización que se produce en respuesta a estímulos o agresiones externas de baja intensidad (Pashley, 1989; Avery, 1994; Ryou, 2012; Uribe-Echevarría, 2023).

La dentina puede ser clasificada de acuerdo con sus patrones de desarrollo, estructura, permeabilidad y difusión, características de la matriz y las modificaciones que sufre el tejido a lo largo de la vida en respuesta a diferentes estímulos.

Según la cronología en el proceso dentinogenético y su topografía diferenciamos tres zonas:

- La dentina del manto, que es una capa delgada de 20 μm de espesor; la primera formada por los odontoblastos quedando localizada por debajo del esmalte y el cemento.
- La dentina circumpulpar, es el resto de la dentina producida y mineralizada y se extiende desde la dentina del manto hasta la predentina.
- La predentina, sin mineralizar de 20-30 μm de ancho está adyacente a los odontoblastos de la pulpa.

En los dientes humanos se reconocen desde el punto de vista de su formación tres tipos de dentina:

- Dentina primaria, es la que se deposita desde que comienzan las primeras etapas de la dentinogénesis hasta que el diente entra en oclusión delimitando la cámara pulpar de los dientes ya formados. Comprende la dentina del manto y la circumpulpar.
- Dentina secundaria, se forma dentro de la dentina circumpulpar primaria en toda la periferia de la cámara pulpar una vez completada la formación de la raíz del diente.
- Dentina terciaria, reaccional o reparativa, se forma de manera más intermitente, deformando la cámara, pero solo donde hay una noxa o estímulo localizado.

Si atendemos a su posición respecto al esmalte, si es coronaria, y el cemento, si es radicular, clasificamos la dentina en superficial, media y profunda. La dentina superficial es dentina primaria que se forma antes y durante la erupción activa del diente, con un ritmo de 4 μm diarias; se caracteriza por

presentar los túbulos dentinarios sin proceso odontoblástico, en una cantidad de 18.000 túbulos/mm², con un diámetro de 0,9 µm. Esta dentina es el sustrato adhesivo más eficiente ya que la dentina intertubular presenta la máxima cantidad de fibras colágenas y de hidroxiapatita, con mínima proporción de agua. Está configurada por un elevado contenido en calcio, túbulos dentinarios de diámetro muy pequeño y aumento de la zona intertubular donde está la colágena preparada para la adhesión submicroscópica.

La dentina media es dentina secundaria, que le sigue en profundidad a la dentina superficial, se caracteriza por presentar una cantidad variable de túbulos, 25.000 túbulos/mm², con un diámetro de 1,5 a 1,8 µm y sin proceso odontoblástico dentro de los túbulos en el diente adulto. Esta dentina también es un sustrato adhesivo efectivo ya que la dentina intertubular presenta fibras colágenas, hidroxiapatita y agua en una cantidad media entre la dentina superficial y la dentina profunda. La dentina media en un diente permanente de una persona joven contiene en el interior de los túbulos procesos odontoblásticos y por ello hay que tomar las mismas precauciones que cuando se trabaja en dentina profunda.

La dentina profunda es dentina secundaria que protege a la pulpa justo por encima de la capa de predentina o matriz orgánica y que se forma a lo largo de toda la vida. El número de túbulos 66.000 a 90.000 túbulos/mm², presentan una luz de amplio diámetro (3,2 a 4,1 µm) ocupada por los procesos odontoblásticos. Es el sustrato adhesivo más deficiente porque en la dentina intertubular hay una disminución del contenido de colágeno y de hidroxiapatita, aumentado en cambio la cantidad relativa de agua y por presentar túbulos dentinarios de diámetro muy grande. En la adhesión lograda por la penetración de los monómeros adhesivos en el interior de los túbulos de la dentina profunda, los *resin tags*, no participan de los fenómenos adhesivos y los monómeros hidrófilos e hidrófugos no son biocompatibles con la pulpa dental (Pashley, 1989; Avery, 1994; Goldberg, 2011).

También van a modificarse los fenómenos adhesivos según sean las variaciones de la microestructura dentinaria de las paredes en las preparaciones cavitarias, ya que la dirección de los túbulos dentinarios intervendría significativamente en los mecanismos de adhesión. Cuando los túbulos están seccionados transversalmente, como en la pared pulpar, el sustrato adhesivo participa parcialmente en los fenómenos adhesivos; cuando los túbulos están seccionados longitudinalmente, como en las paredes de contorno cavitario, bucales y linguales, la totalidad del sustrato participa activamente en los mecanismos de adhesión. Esta dentina de las paredes cavitarias de contorno, al igual que la dentina superficial y media, permiten una mejor adhesión.

El objetivo de este estudio es la denominada dentina reaccional intratubular o esclerótica. Se trata de una dentina primaria o secundaria hipermineralizada que ocluye parcialmente los túbulos dentinarios, como respuesta fisiológica a la edad o a una agresión externa de escasa o media intensidad, como las caries de avance lento, abrasiones y erosiones (Fig. 9 y Fig. 10).



Figura 9 Macroestructura de un diente con dentina esclerótica nivel cervical.

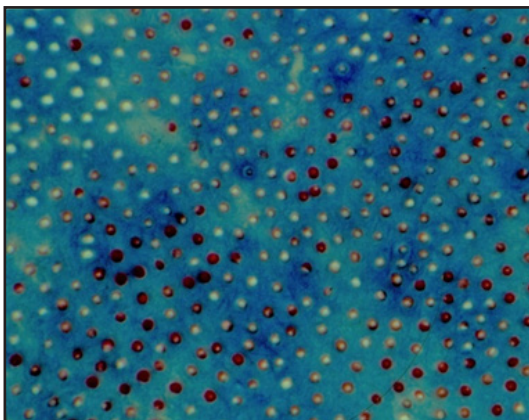


Figura 10. Microestructura en un corte transversal de dentina esclerótica teñida con tricrómico de Masson. Departamento Patología-Universitat de València.

El proceso de mineralización y de esclerosis de la dentina tiene como resultado un estrechamiento en la luz tubular y puede conducir a la obliteración completa de los mismos. La barrera odontoblástica está activa y con mínimos cambios estructurales.

Entre las hipótesis sobre su mecanismo de génesis que intentan explicar cómo se forma, los estudios de Kabartai apoyan el papel fundamental que tendría la apoptosis de los odontoblastos, que tiene lugar después de la formación de la constricción apical. Este podría ser el factor clave para el desarrollo de dentina esclerótica fisiológica, porque las células apoptóticas no pueden eliminarse mediante fagocitosis y quedan atrapadas dentro de la red de los túbulos dentinarios, debido a la formación continua de dentina secundaria, sufriendo posteriormente una necrosis secundaria que conduce a la liberación del contenido interno de pirofosfatos, que puede deshidratar la dentina, y los hidrogenofosfatos, que pueden desmineralizarla; dan así lugar a la liberación de iones calcio que ayudan a la mineralización intratubular. Un ataque externo de leve intensidad al tejido dentinopulpar conlleva a la liberación de factores genéticos primitivos, como el TGF- β y la BMP, que estimularían a los odontoblastos para que éstos secreten una nueva dentina o dentina reaccional que se forma en el interior de los túbulos dentinarios por elevada impregnación de sales minerales o calcoferitos de tipo I, II y III. La liberación de TGF- β o BMP latentes en la dentina no es necesaria para que la deposición de mineral forme dentina reaccional, pero sí juegan un papel importante en su organización (Kabartai, 2015).

Cuando esta dentina es expuesta, los factores de crecimiento TGF- β , las proteínas morfogénicas del hueso BMPs, proteínas del plasma y metabolitos, se transportan por el fluido dentinario hacia la dentina intratubular hipo e hipermineralizada del túbulo dentinario, estimulando la secreción de proteínas específicas que logran reducir la luz del túbulo a través de nanocristales de alto contenido cálcico (Goldberg, 2011). La dentina reaccional intratubular es, por tanto, una dentina hipermineralizada por el

depósito intratubular de calcoferitos con menor amplitud en los túbulos y cantidad de agua, por lo que constituye un sustrato adhesivo eficiente.

La dentina terciaria o reparativa: es una dentina desorganizada y anárquica, secretada de urgencia, ante una agresión externa importante o severa, como caries, fracturas, abfracciones, calor generado por el instrumental rotatorio usado sin refrigeración o por una maniobra operatoria iatrogénica, que originan la destrucción de la barrera odontoblástica. Así, por ejemplo, ante una exposición pulpar amplia y dado que las células odontoblásticas carecen de la capacidad de dividirse por mitosis a lo largo de la vida, serán las células mesenquimáticas madre pulpares las destinadas a reemplazar a los odontoblastos perdidos. Estas nuevas células odontoblastoides son las encargadas de formar una nueva matriz de dentina a modo de un puente dentinario (Goldberg, 2011).

Para la cicatrización pulpar completa es muy importante la formación de un puente o barrera dentinaria reparativa, que permita alejar y proteger a los odontoblastos y el resto de los componentes de la pulpa de los agentes infecciosos y de los biomateriales de restauración no biocompatibles. Los odontoblastos, debido tanto a su localización específica en la interfaz pulpa-dentina como a la penetración de los largos procesos protoplasmáticos celulares en los túbulos dentinarios, son las primeras células pulpares que encuentran los patógenos invasores de la dentina y sus productos liberados. Numerosos estudios han demostrado que los odontoblastos son capaces de detectar microorganismos que invaden los tejidos dentales mineralizados, movilizándose contra esta amenaza mediante su propio arsenal antibacteriano: las quimiocinas y citocinas alertan a las células inmunes para generar una respuesta. Representan, por tanto, la primera línea de defensa pulpar biológicamente activa en el huésped y se ha revelado que también producen varios agentes antibacterianos como son el óxido nítrico y las beta-defensinas, que son péptidos catiónicos antimicrobianos que aniquilan a los microorganismos formando microporos en la membrana bacteriana que permite la salida del contenido.

Ante una agresión ligera o leve los odontoblastos secretan, a nivel de la primaria y secundaria, dentina intratubular esclerótica. En respuesta a una lesión de mayor intensidad los odontoblastos mueren (Bjørndal, 2008). Si bien no está claro qué causa la muerte se plantea la hipótesis de que son las toxinas bacterianas, los biomateriales no biocompatibles e incluso la generación local de altos niveles de mediadores proinflamatorios, los que producen este evento. Cuando las condiciones se atenúan, se controla o detiene la contaminación, las células madre pulpaes reciben una señal bioactiva para diferenciarse en células similares a los odontoblastos. Estas células neoformadas, depositan una matriz de dentina reparadora terciaria dando por resultado la formación de un puente o barrera dentinaria (Smith, 2012; Farges, 2015) (Fig. 11). Los eventos dentinogénicos terciarios están marcados por moléculas bioactivas, similares a las presentes durante el desarrollo de los dientes; algunas de estas moléculas pueden surgir de la dentina cuando es desmineralizada por los ácidos bacterianos, ya que una variedad de factores de crecimiento y otras señales moleculares son secuestradas en la dentina durante su formación (Smith, 2012).

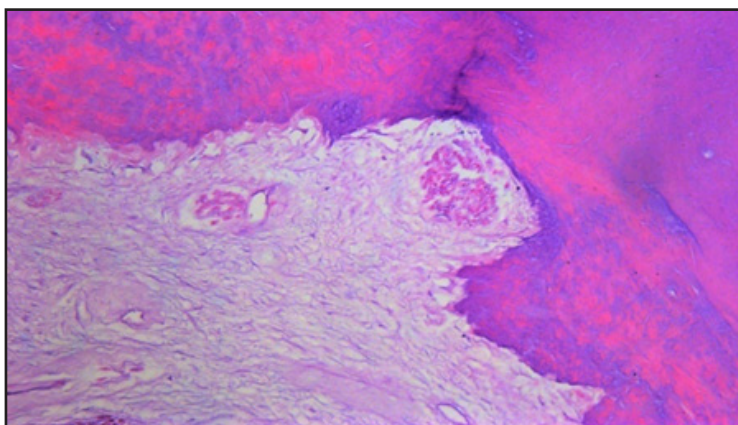


Figura 11. Microestructura dentinaria en el límite profundo y en relación con la pulpa. Hay evidencias de formación de una dentina desestructurada o dentina terciaria teñida con HE. Departamento Patología-Universitat de València.

Se incluye a continuación un esquema de la topografía de los distintos tipos de dentina que hemos analizado.

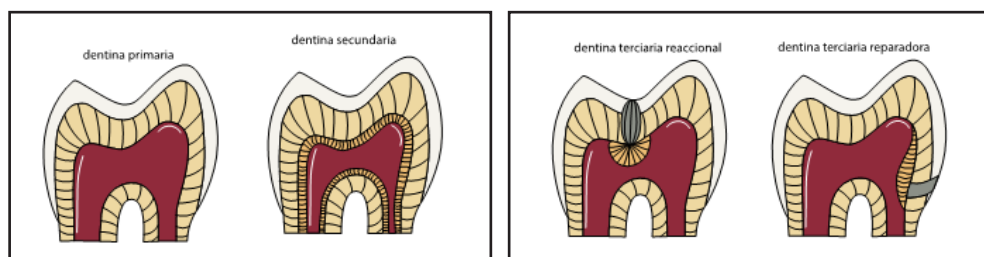


Figura 12. Esquema de la topografía de los distintos tipos de dentina.

Cuando se trabaja con instrumental rotatorio también se modifica la superficie dentinaria, concretamente se desprende un conjunto de detritus y bacterias que se denomina barrillo dentinario (Eick, 1970). En la literatura científica se denomina con el término anglosajón *smear layer* y está formado por restos de túbulos dentinarios, colágeno, bacterias, saliva, etc. Esta capa de detritus se sitúa, de forma protectora, sobre los túbulos dentinarios, obliterando los conductos y disminuyendo su permeabilidad hasta en un 85 %. Su espesor oscila entre 0,5-15 μm (Eick, 1970) y podemos diferenciar entre *smear on* o capa más superficial e inestable y *smear in* o *tags* intraconductos.

1.2. Adhesión dental

La Odontología restauradora actual está centrada en conceptos que buscan la máxima conservación de la estructura dental y la opción por materiales y técnicas restauradoras capaces de reproducir un comportamiento similar al de los dientes naturales. Para conseguir resultados satisfactorios y predecibles con restauraciones directas de composite, es necesario tener conocimientos de macroestructura o anatomía para devolver la forma

al diente pero, fundamentalmente, de su microestructura o estructura histológica para otras muchas acciones de la terapéutica restauradora como son: acondicionar correctamente el sustrato dental remanente, potenciar la adhesión concretamente para mejorar las interfases y estabilizarlas a largo plazo reduciendo su degradación hidrolítica y, finalmente, sobre las características propias de los materiales, contemplado todo ello desde la evidencia científica.

Las resinas compuestas (RC) tienen una gran variedad de aplicaciones clínicas, desde restauraciones directas a indirectas tipo *inlays*, *onlays* y coronas, hasta postes de fibra de vidrio y reconstrucción de muñones, selladores de fosas y fisuras, material de cementación en prótesis y ortodoncia, sellador de endodoncia, etc. Las indicaciones de las resinas compuestas van a continuar aumentando debido a la gran versatilidad clínica que presentan. Así que las tendencias y el mercado están en constante evolución.

Las propiedades mecánicas y estéticas de las RC dentales han mejorado mucho desde su aparición en los años 50 del siglo pasado. El objetivo principal de las restauraciones adheridas de composite es conseguir un contacto íntimo entre el material de restauración y el tejido dental duro remanente, lo que implica la necesidad de utilización de un sistema adhesivo.

Para mejorar las técnicas de aplicación y la longevidad de las restauraciones adhesivas se está dedicando mucho esfuerzo en el desarrollo de nuevos sistemas adhesivos que soporten la adhesión de los materiales de restauración a la estructura dental remanente. Obtener un protocolo de trabajo reproducible y eficaz desde el punto de vista estético y funcional disminuye el número de errores y mejora el pronóstico de las restauraciones.

El término adhesión deriva del latín *adhaerere* y se define como el mecanismo que une dos sustratos en contacto íntimo a través de una interfase (Baier, 1992). Es el mecanismo por el cual dos superficies, de la misma o distinta naturaleza química, en contacto íntimo se entrelazan a través de una interfase

y se mantienen unidas por fuerzas interfaciales ya sean físicas, químicas o por interacción de ambas. Diferenciamos tres tipos de adhesión en Odontología:

- Adhesión mecánica: es el anclaje micromecánico que proporcionan las irregularidades producidas por el grabado con ácidos débiles o por los monómeros ácidos, en las cuales, la resina tras infiltrarse en consistencia fluida queda atrapada al adoptar rigidez tras la polimerización. Representa el 65 % de la adhesión a la estructura dental (Langer, 2013).
- Adhesión química: basada en la formación de enlaces o uniones primarias en las que existe intercambio de partículas entre dos materiales (ej. Enlace iónico, covalente, metálico). Representa el 30 % de la adhesión a la estructura dental.
- Adhesión física: basada en uniones secundarias, como la interacción entre moléculas bipolares (Van der Waals), puentes de hidrógeno... Representa el 5 % de la adhesión a la estructura dental.

La adhesión a esmalte y a dentina se basa fundamentalmente en un proceso de intercambio en el que parte del contenido inorgánico del diente es reemplazado por resina (Van Meerbeek, 2003). Este proceso implica dos fases: primero, la disolución del fosfato cálcico de la HAp y creación de microporosidades en esmalte y dentina y, en segundo lugar, la infiltración con resina en estas porosidades (Nakabayashi, 1982). Para obtener una adhesión duradera en el tiempo es necesario que un adhesivo de consistencia líquida humedezca o moje al tejido dental sólido para permitir una interacción estructural entre ambos; que el estrés de contracción de polimerización en la interfase sea lo más reducido posible y que la interfase se proteja de la degradación hidrolítica en el medio oral.

Los sistemas adhesivos dentales han mejorado considerablemente en los últimos años, aunque continúan presentando carencias como podría ser la sensibilidad postoperatoria, la reducción prematura de las fuerzas de unión, la degradación marginal de la interfase, deficiencias en la biocompatibilidad, etc.

La degradación enzimática de las fibrillas de colágeno dentro de la capa híbrida y la hidrólisis de los polímeros son los principales factores que desestabilizan la interfase resina-dentina. Sin embargo, los materiales basados en resinas que pueden interactuar terapéuticamente con tejidos dentales duros y reducir la degradación de la interfase resina-dentina vía remineralización de los tejidos dentales duros, pueden mejorar la durabilidad de la unión resina-dentina.

1.2.1. Evolución histórica

Es importante ubicar en el tiempo los acontecimientos más trascendentes que marcaron la evolución de la adhesión, asociándolos a la Odontología Restauradora. El desarrollo de los acontecimientos sigue dos rutas principalmente:

- Obtener adhesividad a los tejidos dentales (esmalte y dentina).
- Obtener adhesividad a estructuras artificiales (metales, cerámicas, polímeros).

Fue Buonocore, a mitad de la década de los años 50, quien describió la técnica del acondicionamiento ácido del esmalte y propuso su tratamiento con ácido fosfórico al 85 % durante 120 s, aplicando en Odontología, una práctica habitual en la industria naviera, consistente en realizar un acondicionamiento ácido de las superficies metálicas para aumentar la retención de pinturas y barnices sobre ellas. Esto consigue crear unas microrrugosidades que aumentan el área expuesta, la energía superficial y la capacidad de humectación. El acondicionamiento del esmalte con ácido fosfórico da lugar a la formación de microporosidades o irregularidades en las que la resina de baja viscosidad penetra para formar *tags* de resina una vez polimerizada. Esto proporciona una unión a esmalte predominantemente micromecánica (Buonocore, 1955).

El avance decisivo lo consiguió Bowen en 1962, sintetizando un monómero de alto peso molecular, el bisfenol-a-glicidil-metacrilato, la resina Bis-GMA (producto de la reacción entre bisfenol y metacrilato de glicidilo), al que añadió partículas de silicatos inorgánicos, la base para los adhesivos poliméricos, inicio del desarrollo de materiales poliméricos capaces de adherirse al esmalte. Casi todos los sistemas adhesivos actuales se basan en esa fórmula (Bowen, 1965). Entre sus principales características se encuentra que es un monómero de entrecruzamiento, lo que va a aportar resistencia mecánica al adhesivo; tiene un comportamiento hidrófobo, por lo que es poco soluble en agua y su presencia dota de viscosidad a la resina.

El acondicionamiento del esmalte está consolidado y se ha mejorado muy poco a lo largo de los años por su elevada efectividad y predictibilidad y su escasa susceptibilidad a la técnica. Solo se ha modificado la concentración del ácido ortofosfórico al 32-37 %, el tiempo de aplicación entre 15-30 s y la presentación del ácido en consistencia de gel para facilitar su aplicación. Así se consigue grabar el esmalte hasta una profundidad de unas 20-30 μm . Con el grabado ácido se disuelven los prismas cristalinos de hidroxiapatita sobre la superficie del esmalte. Dependiendo de la concentración del ácido y de la duración del tratamiento, el ácido también puede disolver la matriz alrededor de los prismas cristalinos.

La dentina, sin embargo, no presenta características estructurales que favorezcan la adhesión. Entre las dificultades que se encuentran en este sustrato podemos destacar las importantes variaciones topográficas que se describieron anteriormente: su composición química; el alto contenido de material orgánico y de agua; la presencia de fluidos dentinarios y de una capa superficial característica, que aparece tras la preparación con instrumentación rotatoria de la dentina. Esta capa *smear layer* o barrillo dentinario, consistente principalmente en detritus y dentina desorganizada, no es resistente ni estable para la adhesión.

En 1984, Brannstrom subdividió el barrillo dentinario en dos capas: una más superficial o externa también denominada *smear on*, amorfa y que descansa sobre la superficie dentinaria, y una capa más profunda o interna denominada *smear in* o *smear plug*, formada por partículas diminutas localizadas en el interior de los túbulos dentinarios (Bester, 1995).

No será hasta la década de los años 80 cuando Fusayama extendió el grabado ácido a la dentina, defendiendo que la eliminación del *smear layer*, lejos de perjudicar a la adhesión, la mejoraría al aumentar la permeabilidad dentinaria, ya que permite el acceso del adhesivo al interior de los túbulos, quedando trabado dentro de ellos tras la polimerización (Ogawa, 1983).

Nakabayashi definió en 1982 la capa híbrida como una capa de 5-15 μm de profundidad, constituida por colágeno y resina como consecuencia de la infiltración del adhesivo en la zona desmineralizada previamente por el ácido fosfórico (Nakabayashi, 1982). Planteó la teoría de la hibridación dentinaria; la adhesión a la dentina por polímeros se realiza por un mecanismo de retención micromecánica de la resina en la red de fibras de colágeno desmineralizadas, en la cual, después de infiltrarse en consistencia fluida y adoptar rigidez por polimerización, queda trabada formando una capa mixta/híbrida resina/colágeno.

La desproteínización de la capa de dentina desmineralizada, es una variante del grabado ácido propuesta por Fujita en 1990 utilizando solventes como el hipoclorito de sodio, para eliminar las fibras de colágeno de la zona desmineralizada. No solo no disminuye la adhesión, puede incluso mejorarla (Taniguchi, 2009; Thanatvarakorn, 2014 y 2018).

1.2.2. Clasificación de los adhesivos

Los adhesivos dentales son soluciones de monómeros de resina que hacen posible la interacción resina-sustrato dental. Los sistemas adhesivos están compuestos por monómeros con ambos grupos hidrofílicos e hidrofóbicos. Los primeros mejoran la humectabilidad de los tejidos dentales duros, mientras que los segundos permiten la interacción y co-polimerización con el material de restauración. La composición química de los adhesivos también incluye solventes, iniciadores de la polimerización, inhibidores o estabilizadores, y en algunos casos rellenos inorgánicos.

Los monómeros resinosos son los componentes más importantes de los sistemas adhesivos ya que, una vez polimerizados, son los responsables de sus propiedades físico-mecánicas (Van Landuyt, 2007). Los podemos clasificar por el número de grupos que pueden polimerizar, en monómeros funcionales y de entrecruzamiento. Los monómeros funcionales con un solo grupo de polimerización formarán polímeros lineales mientras que los monómeros de entrecruzamiento son capaces de crear polímeros “en redes” con mejores propiedades mecánicas por tener dos o más grupos de polimerización. Por su afinidad con el agua los podemos clasificar en monómeros hidrófilos, con mayor capacidad de impregnar la dentina, pero envejecimiento más temprano, e hidrófobos.

Son muchos los monómeros que se encuentran hoy en día en los diferentes sistemas adhesivos, pero los más utilizados son:

- Bisfenol-A glicidil metacrilato (Bis-GMA), uretano dimetacrilato (UDMA), trietilen glicol dimetacrilato (TEGDMA): son monómeros hidrófobos de entrecruzamiento que aportan resistencia mecánica al adhesivo y viscosidad, lo que en ocasiones dificulta su manejo.

- Hidroxietil metacrilato (HEMA): es un monómero hidrófilo que funciona como solvente; se evapora fácilmente y mejora la estabilidad de las soluciones que contienen componentes hidrófilos e hidrófobos. Incorpora con mucha facilidad agua a su composición por lo que es vulnerable a la hidrólisis y disminuye las propiedades mecánicas del adhesivo.
- 10-metacriloxidecil dihidrogen fosfato (10-MDP): es un monómero ácido que reacciona con el calcio de los cristales de HAp a través de sus grupos carboxílicos y fosfóricos, obteniendo unión química. Forma nanocapas de sales de calcio poco solubles, que actúan como protectoras de las fibras de colágeno y mejorando la calidad y durabilidad de la capa híbrida (CH) (Carrilho, 2019).

La incorporación de solventes a los sistemas adhesivos es indispensable para lograr una buena unión a dentina (Frankenberger, 2000). Una vez trasportan los monómeros resinosos a través de la dentina, deben ser eliminados para evitar su incorporación a la capa híbrida y la degradación de esta. Esta eliminación se produce por evaporación soplando con aire tras la aplicación del adhesivo, con la intención además de conseguir una capa uniforme (Van Landuyt, 2007).

Los solventes orgánicos más utilizados en los sistemas adhesivos dentales son el agua, la acetona y el etanol (Carvalho, 2003). El agua ayuda a rehidratar la malla de colágeno de la dentina previamente desmineralizada y, además, es necesaria en los adhesivos que contienen monómeros ácidos. Precisan de una dentina seca para funcionar mejor. Los sistemas adhesivos que contienen agua presentan mayor dificultad para evaporar el solvente (Van Landuyt, 2007). La acetona penetra desplazando al agua de la dentina, por lo que para que penetren los monómeros requiere que el sustrato mantenga un cierto grado de humedad, es decir, que esté “relativamente húmedo “. La principal ventaja es que es fácil de evaporar. El etanol presenta unas propiedades intermedias entre los dos solventes anteriores y se utiliza como cosolvente junto al agua en ocasiones (Van Landuyt, 2007).

Los iniciadores de la polimerización son las moléculas que promueven la conexión de los monómeros y determinan las características de la polimerización y el grado de conversión de la resina (Yoshida, 1994). Los iniciadores pueden activarse e iniciar la reacción de polimerización mediante luz, es el caso de los adhesivos fotopolimerizables, siendo el fotoiniciador más utilizado la canforoquinona, que se combina con co-iniciadores que son generalmente aminas terciarias; o mediante la mezcla de dos componentes dando lugar a los adhesivos de curado químico o autocurado. El iniciador químico más utilizado es el peróxido de benzoilo asociado con una amina terciaria (Salz, 2005).

Los inhibidores y estabilizadores previenen la polimerización espontánea de la resina y alargan la vida útil del adhesivo.

El relleno inorgánico incorporado por algunos fabricantes para mejorar las propiedades del adhesivo no va a penetrar entre las fibras de colágeno de la dentina, por lo que sus efectos en mejorar el sellado de la restauración, efectos desensibilizantes y radiopacidad siguen siendo controvertidos (Can Say, 2006).

Las estrategias adhesivas contemporáneas dependen de cómo los sistemas adhesivos interaccionen con el *smear layer*: disolviéndolo o haciéndolo permeable. Una solución de ácido fosfórico lo suficientemente fuerte, disuelve la capa de material biológico adherido (*smear layer*) que resulta del tratamiento mecánico y desmineraliza la superficie dentinaria, de tal manera que los túbulos dentinarios se hacen accesibles. De esta manera, un *primer* con buenas propiedades humectantes puede penetrar en los túbulos y en los microespacios entre las fibras de colágeno expuestas.

Los sistemas adhesivos se pueden clasificar según la evolución histórica, el sistema de activadores que desencadena su polimerización o el agente grabador que interacciona con el sustrato dental. Clínicamente, es ésta

última opción la más relevante ya que determina las diferentes estrategias de acondicionamiento del sustrato:

1. Sistemas adhesivos con grabado ácido total o grabado y enjuague (*Total Etch o Etch & Rinse*) (TE).

Requieren el grabado total del esmalte y la dentina con ácido fosfórico antes de aplicar el *primer* y el adhesivo. Primero eliminan el contenido inorgánico y posteriormente lo sustituyen por resina (Pashley, 2011).

La estrategia de grabado y enjuague incluye dos tipos de sistemas adhesivos según el número de pasos a desarrollar:

- Adhesivos *Etch & Rinse* de tres pasos: después del grabado con ácido fosfórico y el enjuagado con agua, se aplica una imprimación (*primer* o agente promotor de la adhesión) rica en disolvente (monómero funcional hidrófilo) y se seca con aire, seguido de una resina de unión o *bonding* (resina reticulada hidrófoba) que debe estar polimerizada.
- Adhesivos *Etch & Rinse* de dos pasos: después del grabado con ácido fosfórico y el enjuague con agua, la dentina y el esmalte se impriman y unen simultáneamente (el *primer* hidrófilo y la resina hidrófoba se mezclan en una única solución), seguido de secado al aire y polimerización.

En la estrategia de TE, el *primer* paso es el acondicionamiento del sustrato con una solución de ácido fosfórico lo suficientemente fuerte que disuelve la capa de material biológico adherido (*smear layer*) que resulta del tratamiento mecánico y desmineralización de la superficie dentinaria, de tal manera que los túbulos dentinarios se hacen accesibles. De esta manera, un adhesivo de resina hidrófilo o *primer* con buenas propiedades humectantes puede penetrar en los túbulos y en los microespacios entre las fibras de colágeno expuestas y se adhiere a la superficie acondicionada de la dentina. El tercer paso consiste en la aplicación de la resina hidrófuga o

bonding que hace de puente de unión y se adhiere por un lado a la resina hidrófila y por otro, a la resina compuesta. En el caso de los adhesivos TE de 2 pasos tras el lavado y secado se aplicaría una única resina (Van Meerbeek, 2020). Después de la polimerización, los *tags* de resina que se forman actúan como fuertes anclajes mecánicos. Además, se elimina la biopelícula de la superficie del diente gracias al efecto del ácido fosfórico.

2. Adhesivos de autograbado con monómeros ácidos (*Self-Etch*) (SE). Para solucionar los problemas asociados con la desmineralización de la dentina profunda y la infiltración de la resina de los adhesivos de TE, surgieron una nueva generación de adhesivos con una técnica de trabajo más simplificada y menor tiempo empleado, los SE. Ofrecen la capacidad de desmineralizar la superficie del diente sin utilizar un agente de grabado previo. El concepto de adhesivos de autograbado y autoimprimación consiste en grabar e imprimir la dentina simultáneamente a la misma profundidad e integrar el *smear layer* en la interfase adhesiva (Van Meerbeek, 2003), por lo que no deberían producir fenómenos de microfiltración como ocurre con los adhesivos TE. Los monómeros ácidos necesitan un alto contenido de agua en la composición que, si no es retirada completamente antes de la polimerización, dará lugar a zonas sin infiltración de resina y zonas con polimerización incompleta, que serán vías de entrada para la microfiltración (Tay, 2002).

Los adhesivos SE tienen la ventaja de no dejar los túbulos dentinarios abiertos y expuestos en ningún momento, ya que, al utilizar resinas hidrófilas ácidas, al mismo tiempo que se va disolviendo el barrillo dentinario y se va descalcificando la capa superficial de dentina, también se va impregnando con la resina (Van Meerbeek, 2011). Debido a que parte del *smear layer* queda intacto, estos adhesivos pueden tener menos sensibilidad postoperatoria que los de TE (Van Meerbeek, 2011). Varios ensayos clínicos controlados concluyeron

que la sensibilidad postoperatoria podría estar relacionada con la técnica del operador más que con la estrategia de adhesión.

El uso de monómeros ácidos, además de crear una retención micromecánica, crea una unión química a través de complejos calcio (Salz, 2005).

Hay dos tipos de adhesivos autograbantes dependiendo del número de pasos que ejecutar:

- Adhesivos SE en dos pasos: el esmalte y la dentina son acondicionados e imprimados simultáneamente con un *primer* ácido autograbante y seguidamente se les aplica una resina adhesiva hidrofóbica que debe ser polimerizada.
- Adhesivos SE en un solo paso: el *primer* ácido y la resina adhesiva hidrofóbica están juntos en una solución ácida autograbante. Ésta única solución acondiciona, imprima e infiltra el sustrato antes de ser polimerizada.

El *primer* ácido autoadhesivo es una solución acuosa compleja de monómeros funcionales (ésteres de ácido fosfórico y/o carboxílico), monómeros reticulares (*Cross-linkers monomers*), monómeros monofuncionales, rellenos inorgánicos, fotoiniciadores, etc.

El agua es un componente esencial para la ionización adhesiva, permitiendo la característica de autograbado en oposición a los adhesivos de TE. La presencia obligatoria de agua en su composición hace que los adhesivos autoadhesivos sean menos susceptibles a variaciones en el grado de humedad del sustrato. El agua es un componente indispensable de estos sistemas adhesivos para permitir la ionización de los monómeros ácidos, así que se eliminan los problemas asociados a la hibridación de la matriz de colágeno desmineralizada. Los iones calcio y fosfato disueltos de los cristales de HAP quedan suspendidos en la solución acuosa del *primer* ya que éste no se enjuaga después de aplicarse, sólo se sopla

aire. Las concentraciones de sales de calcio y fosfato solubilizadas dentro del *primer* pueden exceder la constante del producto de solubilidad para el número de sales de fosfato de calcio; por lo que parece ser que los minerales precipitarán dentro del mismo. La alta concentración de sales de fosfato cálcico limita la disolución de la apatita y la profundidad de desmineralización del esmalte. Es muy probable que la unión de los iones de calcio a los residuos de fosfato en las moléculas del *primer* contribuya a la inactivación de la acidez de los monómeros.

3. El potencial de desmineralización de estos materiales es una característica importante y depende del tipo de monómero ácido, el pKa, la concentración aplicada, el tiempo de aplicación, la osmolaridad, la humectabilidad, la viscosidad, el agua y su pH y el tipo de *smear layer*. La constante de acidez, también denominada de disociación ácida o de ionización ácida (pKa) es el $-\log_{10}K_a$; es una medida cuantitativa de la fuerza de un ácido en solución o de equilibrio de una reacción conocida como disociación en el contexto de las reacciones ácido-base. Un ácido débil tiene un valor pKa de -2 a 12 en agua; un ácido fuerte tiene un valor menor a -2 y está casi completamente disociado en solución acuosa, ya que la concentración de ácido no disociado es casi inapreciable.

Los sistemas adhesivos SE, una vez polimerizados se comportan como membranas semipermeables que no llegan a obtener un sellado hermético de la interfase sustrato-resina por lo que la capa adhesiva está más expuesta a la degradación acuosa (Tay, 2002).

Los últimos avances en el desarrollo de los sistemas de adhesión van enfocados a simplificar los componentes requeridos en la técnica de adhesión y en mejorar los resultados con los SE.

Las fuerzas de unión a esmalte son mejores para los sistemas TE, pero el grabado ácido en dentina es muy agresivo y provoca una amplia

apertura de los túbulos dentinarios, una capa desmineralizada excesivamente profunda y desmineraliza las fibras de colágeno. Se recomienda aplicar *primer* 15 s frotando + soplado con aire 10-15 s + *bonding* 15 s + soplado con aire 10-15 s + polimerización (Van den Breemer, 2018).

Los SE son fáciles de usar, presentan baja sensibilidad postoperatoria y son más adecuados para adhesión a dentina. Los adhesivos SE son incapaces de grabar el esmalte en la misma profundidad que el ácido ortofosfórico ya que tienen un pH más débil; por lo tanto, las fuerzas de unión son inferiores tanto con esmalte preparado como sin preparar. Perdigão encontró valores inferiores en la resistencia de la unión esmalte-resina si el esmalte estaba íntegro sin preparar; por lo tanto, es recomendable crear rugosidades en el esmalte antes de la aplicación de adhesivos SE. Se recomienda realizar la técnica del grabado selectivo a esmalte: grabado ácido a esmalte 15 s + aspirado y lavado del ácido durante 15 s + soplado con aire + adhesivo SE 10-20 s + soplado con aire + polimerización para igualar las fuerzas de los adhesivos a los TE y disminuir el riesgo de tinciones marginales (Perdigão, 2014).

En los SE el tiempo de aplicación del adhesivo varía de 10-20 s; el número de aplicaciones; el modo de aplicación (frotado o colocado); el modo de secado (fuerte o suave) dependen del fabricante, aunque la bibliografía coincide en la mejoría de los resultados si el *primer* ácido se frota activamente (Perdigão, 2014).

Podemos clasificar los sistemas adhesivos dependiendo de su acidez y habitualmente en terminología inglesa:

- *Strong* o fuertes (pH ≤ 1): permiten una interacción de algunos micrómetros de profundidad en dentina y esmalte.
- *Moderate* o moderados (pH entre 1 y 2): permiten una profundidad de interacción de 1-2 μm .

- *Mild* o suaves ($\text{pH} \approx 2$): permiten una profundidad de interacción de $1 \mu\text{m}$.
- *Ultra-mild* o ultrasuaves ($\text{pH} \geq 2,5$): permiten una verdadera zona de nano-interacción en profundidad, en oposición a la tradicional y más gruesa capa híbrida.

Los mejores resultados los obtienen los sistemas adhesivos cuyo pH está en torno a 2 (Van Meerbeek, 2011).

El grado de desmineralización del esmalte, la interacción con el *smear layer* y la dentina subyacente depende de la agresividad del adhesivo (de su pH y su composición química). Los adhesivos autograbantes desmineralizan la dentina más superficialmente que los adhesivos de grabado total, ya que los SE son menos ácidos. El pH de los sistemas adhesivos autograbantes es mayor que el del ácido fosfórico.

La unión de estos sistemas adhesivos tipo SE a la dentina profunda, decidua o esclerótica es muy fuerte y estable en el tiempo.

4. Adhesivos universales o multimodo (U). Permiten ser utilizados con estrategia de grabado total, autograbado o grabado selectivo a esmalte (Hanabusa, 2012; Perdigão, 2015). Su principal característica es la versatilidad, ya que muchos de ellos incorporan componentes (silano) que facilitan la unión a otros materiales como cerámicas o metales, sin necesidad de utilizar agentes imprimadores. La incorporación del silano limita la acidez del adhesivo, por lo que tienen menor eficacia de grabado. El principal inconveniente es su alto contenido en agua (más del 40 %) que, para ser eliminada antes de la polimerización, requiere de tiempos de secado mayores que otros sistemas adhesivos (Chen, 2015).

Casi todos los adhesivos universales incorporan el monómero 10-MDP que, aunque muy estable como dijimos anteriormente, no deja de ser sensible a la degradación acuosa. La efectividad de este monómero depende de la concentración y pureza en las que se encuentre, que no es igual en todos los sistemas adhesivos (Van Meerbeek, 2020).

Diferentes trabajos recomiendan grabar con ácido ortofosfórico 35-37 % el esmalte durante 15 s y lavar otros 15 s ya que se ha comprobado que las fuerzas de adhesión son mayores al esmalte grabado (Perdigão, 2014; Loguercio, 2015; Vermelho 2017; Cuevas-Suarez, 2019). No debemos grabar sistemáticamente la dentina con ácido para conservar los cristales de HAP y favorecer los mecanismos de adhesión química entre los monómeros resinosos y el calcio de la dentina (Perdigão, 2014).

Los adhesivos universales deben frotarse activamente sobre el esmalte y la dentina durante 15 s para mejorar la adhesión (Moritake, 2019). Es determinante la completa eliminación del solvente por evaporación antes de la polimerización, mediante el secado con aire durante 15 s y hasta que no exista movimiento del adhesivo sobre la superficie; así se incrementa el índice de conversión (Perdigão, 2014).

Para mejorar el índice de conversión y disminuir la degradación acuosa de estos adhesivos, se ha sugerido que se podría añadir una capa de resina hidrofóbica que no contenga solvente tipo HEMA y polimerizarla (Perdigão, 2014); un efecto similar se obtendría con una capa de resina compuesta fluida sobre el adhesivo (Van Meerbeek, 2020).

1.2.3. Adhesión a dentina esclerótica

Ya hemos definido, por una parte, la dentina esclerótica con los túbulos parcial o totalmente obliterados tanto a nivel de dentina primaria como secundaria y, por otra, la dentina terciaria que se deposita en la interfase pulpa-dentina, subyacente a la zona que está recibiendo la irritación externa y cuya finalidad es aumentar el espesor de tejido mineralizado para ir cerrando progresivamente la cámara pulpar y alejando los odontoblastos del foco lesional. Un aspecto importante desde el punto de vista restaurador es que, habitualmente, no se trata de dentinas expuestas y solo se accede a ellas mediante la preparación de una cavidad en la zona de irritación. Pero puede que quede expuesta al medio oral en zonas de atrición o en lesiones cervicales no cariosas.

La capa superior de esta dentina esclerótica, con un espesor de unas 15 μm está hipermineralizada, lo que dificulta la desmineralización del ácido ortofosfórico y la infiltración posterior de la resina. Como mencionamos previamente, los túbulos dentinarios están obturados por cristales romboidales de fosfato beta tricálcico (whitloquita) menos solubles que la HAp y resistentes al ataque ácido, por lo que no se forman apenas *tags* de resina laterales (Kwong, 2002; Pashley, 2004). La consecuencia es la formación de capas híbridas de menor espesor. Se pueden observar inclusiones bacterianas que podrían ser necesarias para la formación de la capa superior hipermineralizada ya que provocarían una desmineralización inicial junto con la desnaturalización de las fibras de colágeno y posteriormente se produciría la remineralización (Pashley, 2004).

La consecuencia última es el descenso en los valores de adhesión a este tipo de sustrato dentinario de un 20 % a un 45 % especialmente cuando se utilizan sistemas adhesivos autograbantes (Kwong, 2002).

1.2.4. Degradación de la interfase adhesiva

La degradación con el tiempo (a partir de los 6 meses) de la interfase dentina-resina, genera una serie de problemas clínicos como son: la sensibilidad postoperatoria, la pérdida de la integridad de la restauración, cambios de color en los márgenes de la restauración, la caries recurrente y la nano y microfiltración (Betancourt, 2019).

Las resinas compuestas, concretamente, los monómeros hidrofílicos, absorben agua que puede provenir en el caso de los adhesivos dentales del medio oral, de la dentina, del material restaurador o del interior de la capa híbrida, si no se secó correctamente el sustrato antes de la aplicación del adhesivo o no se evaporó el agua que contenía como solvente el propio adhesivo (Pashley, 1993). El agua va a generar fenómenos de hidrólisis (descomposición) y lixiviación (disolución) de las resinas que llevan a la degradación de la capa híbrida. Esta agua residual remanente en la dentina antes de la polimerización crea zonas de dentina desmineralizada sin resina y zonas de polimerización incompleta del adhesivo que son vías de entrada para la microfiltración (Tay, 2002).

La degradación acuosa de las resinas también se debe a su composición; la canforoquinona, principal fotoiniciador utilizado, es hidrófoba y no se mezcla bien con las resinas hidrófilas. La incorrecta eliminación del solvente puede favorecer la entrada de agua en la CH tanto en el momento de la adhesión como en diferido (Pashley, 2011).

Otra vía de entrada de agua son las fibras de colágeno expuestas que no han sido infiltradas por la resina, por la discrepancia de la zona de desmineralización-imprimación en el caso de los sistemas adhesivos SE o por la dificultad de desplazar el agua de los espacios interfibrilares (Van Meerbeek, 2020). La CH

que genera estos monómeros hidrofílicos se comporta como una membrana semipermeable tras la polimerización que permite la permeabilidad del agua (Cadenaro, 2005). Según avanza el proceso de hidrólisis de la interfase, las proteasas endógenas de la matriz dentinaria o metaloproteinasas de la matriz (MMPs) y las cisteína-catepsinas (CTPs), deshacen el polímero de colágeno en partes de menor tamaño (Frassetto, 2016). Esta degradación de las fibras de colágeno y de la resina hidrofílica conduce a la destrucción final de la CH y a la pérdida de la fuerza de unión a la dentina con el paso del tiempo (Tjäderhane, 2014).

Los dientes, como tejidos altamente mineralizados que son, están constantemente sujetos a procesos de desmineralización y remineralización a lo largo de la vida. En condiciones patológicas, la desmineralización de los tejidos duros de los dientes es más rápida que la remineralización, en un estado de disbiosis de la biopelícula causada por bacterias cariogénicas (Cheng, 2016). En condiciones patológicas distintas, la hipermineralización de la dentina ocurre en respuesta a una noxa de intensidad moderada mantenida a lo largo del tiempo, tal como ha quedado expuesto en el apartado de la dentina esclerótica.

En la actualidad, no existe un material restaurador autoadhesivo, capaz de remineralizar la CH y restaurar completamente el módulo de elasticidad de las estructuras dentales subyacentes. Los tejidos dentales duros, podrían tener disminuido su contenido mineral dentro de la interfase unida a la resina, pero podrían también ser susceptibles a la formación de apatita biomimética a nivel del colágeno intrafibrilar e interfibrilar de la dentina (Dey, 2010; Thula-Mata, 2011).

Los cristales minerales (HAp) en la dentina están presentes dentro de las fibras de colágeno y en los espacios que las separan; son estos cristales intrafibrilares, los que podrían facilitar la remineralización y la recuperación de las propiedades mecánicas de la dentina (Bertassoni, 2011).

Anteriormente se entendía que el colágeno era un sustrato pasivo, aunque se ha demostrado su papel activo guiando la infiltración de nanoprecusores y mediando en el proceso de nucleación. Además, se ha evaluado la recuperación de las propiedades mecánicas de la dentina, para determinar la efectividad de la remineralización.

Se han desarrollado diversas estrategias para investigar la remineralización de la dentina desmineralizada. En un principio, se utilizó el concepto clásico de cristalización basado en iones para la remineralización de la dentina. La vía clásica de formación de cristales de HAp, comienza con la nucleación de estos cristales. Las unidades de construcción primarias como iones, átomos o moléculas se agregan y forman *clusters* de núcleos, que pueden crecer o separarse nuevamente, dependiendo de las energías de la red cristalina y la tensión de la superficie (Cölfen y Antonietti, 2008). El siguiente paso es el crecimiento de los cristales a medida que los núcleos primarios crecen aún más, mediante la unión ion- ion y la reproducción de la unidad celular. Finalmente, algunos *clusters* alcanzan el tamaño crítico del núcleo cristalino. Sin embargo, la cristalización clásica a base de iones no es muy efectiva (Cölfen y Antonietti, 2008; Nudelman, 2013) y la razón para esta afirmación, es la ausencia de cristales minerales residuales y la falta de cristales de apatita pequeños en la matriz orgánica expuesta de la superficie de dentina grabada con ácido.

Basándose en la matriz orgánica expuesta, surge una estrategia de remineralización llamada vía de cristalización no clásica (Nudelman, 2013). La vía de cristalización no clásica está mediada por partículas, nano partículas más concretamente. Las unidades de construcción primarias existen en unidades nanoscópicas conocidos como *clusters* de prenucleación que son secuestrados por análogos biomiméticos de proteínas no colágenas involucradas en la mineralización del tejido duro (Nudelman, 2013; Jee, 2010).

Estos *clusters* o racimos de prenucleación agregan más nanopartículas al fosfato de calcio amorfo líquido. Estas prenucleaciones pueden penetrar en los compartimientos de agua intrafibrilares de la matriz de colágena y autoensamblarse para formar una fase cristalina estable (Dey, 2010; Jee, 2010).

Esta estrategia enfatiza que la biomineralización debería ser un proceso de la matriz mediado por partículas en lugar de depender de los cristallitos de apatita. Desde que el grupo de Jee encontró que los nanoprecursores de fosfato de calcio amorfo presentaban la capacidad de fluir dentro de los túbulos de dentina (Jee, 2010), un número creciente de estudios han investigado la remineralización intrafibrilar e interfibrilar de la dentina (Dey, 2010; Thula-Mata, 2011). Tay y colaboradores estudiaron la biomineralización de la unión resina-dentina grabada con ácido, que proporcionó un medio para remineralizar interfases resina-dentina infiltradas de forma incompleta (Tay, 2008; Pashley, 2011).

Las nuevas estrategias que se están desarrollando en la Odontología mínimamente invasiva, consisten en la utilización de técnicas o materiales que favorezcan la precipitación mineral en el sustrato dental, rellenando las micro y nano porosidades de la CH, así como la posibilidad de inhibir la actividad de las proteasas endógenas de la dentina (Tezvergil-Mutluay, 2014). Para ello se utilizan materiales y/o procedimientos de unión que puedan favorecer la absorción de minerales dentro de la interfase de dentina adherida, especialmente en presencia de materiales constituidos a base de resina “inteligente” bioactiva/biomimética que pueden liberar iones como el Ca^{2+} a los que unirse químicamente mediante un proceso de nucleación y formar enlaces estables en el tiempo (Tay, 2009; Sauro, 2015).

La remineralización es una forma de deshidratación, en la que se desplaza el agua residual de la dentina y se rellenan los espacios con cristales de apatita (Sauro, 2015). Permite la recuperación de las propiedades biomecánicas, además de evitar la degradación de la interfase adhesiva.

Ésta no es la única estrategia descrita, existen otras vías descritas en la literatura, como introducir inhibidores enzimáticos en la composición de los sistemas adhesivos; moléculas *cross-linkers* como, por ejemplo, el glutaraldehído o sustancias derivadas de plantas (compuestos polifenólicos) que son menos citotóxicas que el anterior, y mantienen estables los enlaces inter e intramoleculares del colágeno dentinario (Ferrando, 2020).

También se puede intentar la remoción del agua residual a través del uso de formulaciones alcohólicas como solventes en el sistema adhesivo; esta técnica se conoce como *Ethanol wet bonding*. Por último, incorporando moléculas como el dimetil sulfóxido que en última instancia facilitan ostensiblemente la infiltración de la resina (Breschi, 2018).

El método más extendido sin duda es la utilización de la clorhexidina; un estudio publicado por Breschi y colaboradores en 2020 reveló, que el uso de clorhexidina al 0,2 % como paso previo al adhesivo durante 30 s, disminuía la actividad de las colagenasas tras 10 años de envejecimiento, usando un sistema adhesivo clásico TE en dentina sana (Breschi, 2020).

La abrasión por aire (arenado) es un proceso de preparación del tejido dental, basado en el enfoque actual de la mínima intervención, que permite crear microrretenciones tanto en el esmalte como en la dentina mediante el arenado con partículas de óxido de aluminio, para aumentar la superficie disponible para la interfase adhesiva. Actualmente, es posible realizar esta preparación cavitaria al mismo tiempo que se remineraliza el sustrato gracias a la utilización de materiales como el vidrio bioactivo (VB) 45S5 (Bioglass® o Sylc®. Londres, Reino Unido) utilizado en un dispositivo de abrasión por aire (Aquacare®, Velopex International, Reino Unido) en el que se puede controlar tanto la presión como la cantidad de polvo de arenado. Sylc® interacciona con los fluidos corporales, remineralizando esmalte y dentina mediante la precipitación de HAp. La finalidad es producir una capa “bioactiva” con propiedades terapéuticas (Sauro, 2018) capaz de preservar la integridad de la CH creada al utilizar sistemas adhesivos autograbantes o materiales a

base de cementos de vidrio ionómeros (CIV) (Sauro, 2012). Hay otro vidrio bioactivo experimental dopado con ácido poliacrílico (APA) (VB-APA) del que es necesario tener más estudios.

El arenado con VB se caracteriza por crear cavidades con ángulos internos redondeados que pueden minimizar la tensión generada por la contracción de polimerización de la resina compuesta a lo largo de la interfase de unión (Wang, 2011). Además, las partículas de VB obliteran los túbulos dentinarios y esto podría evitar la difusión de agua a través de estos a la interfase unida a resina, este hecho se traduciría en una reducción importante de la absorción de agua por parte de la CH, una de las principales vías de degradación de la interfase como hemos visto en apartados anteriores.

Todas las razones expuestas en los apartados anteriores explican la dificultad que representa actualmente, a pesar de los avances, la técnica adhesiva en dentina. Debido a las modificaciones histológicas y a la complejidad microestructural de la dentina en relación con el esmalte, la consolidación de la estrategia adhesiva a la dentina hoy en día no es unánime (Bertassoni, 2017). El reto es el mantenimiento a largo plazo de la estabilidad de la CH, debido a la mencionada degradación de la interfase adhesiva a través de la actividad enzimática de las MMPs, a la que se suma la propia degradación monomérica de las diferentes formulaciones químicas de los adhesivos comerciales contemporáneos. Este hecho, se hace mucho más evidente en la dentina esclerótica, donde la alteración estructural del contenido mineral predispone *a priori* a un envejecimiento más acelerado de la CH (Sauro, 2016).

2

Justificación
hipótesis de trabajo
y objetivos

2.1. Justificación

La adhesión de los materiales restauradores al diente es un proceso clave en la práctica clínica diaria. Los diferentes tipos de sustrato dental requieren diferentes estrategias de adhesión, pues la naturaleza de los mismos condiciona los distintos tratamientos mecánicos y químicos a implementar.

La adhesión a un sustrato como es la dentina esclerótica ha motivado esta tesis doctoral, en la cual hemos evaluado la capacidad de adhesión de dos adhesivos universales, uno con MDP y el otro sin MDP, y aplicados con la técnica de doble capa sin polimerizar, comparándolos con un adhesivo autograbante con MDP como grupo control. Además, se ha estudiado el tratamiento de superficie de la dentina con polvo de vidrio bioactivo como alternativa al arenado convencional.

La razón que nos ha llevado a realizar este trabajo ha sido la de intentar aportar nuevos datos relativos a la resistencia adhesiva de los adhesivos universales estudiados.

2.2. Hipótesis de trabajo

Para poder determinar la capacidad de adhesión a la dentina esclerótica en este trabajo, hemos planteado las siguientes hipótesis nulas:

- No existen diferencias entre la adhesión obtenida a dentina esclerótica por los distintos adhesivos utilizados en este estudio.
- No existen diferencias entre la adhesión obtenida a dentina esclerótica por los distintos tratamientos de superficie utilizados en este estudio.

2.3. Objetivos

2.3.1. Objetivo general

El objetivo general de este estudio fue analizar la fuerza de adhesión que se consigue entre distintos sistemas adhesivos a dentina esclerótica en función del tratamiento de superficie.

2.3.2. Objetivos específicos

Los objetivos específicos planteados para conseguir respuestas a las hipótesis nulas fueron los siguientes:

- Conocer, mediante un ensayo de microtracción, la fuerza de unión entre los adhesivos universales seleccionados (G-Premio Bond® e iBond U®) aplicados a doble capa sin polimerizar la primera de ellas, a molares con dentina esclerótica expuesta.
- Asimismo, se estableció una comparación con los resultados obtenidos tras realizar el mismo estudio con el adhesivo autograbante de dos pasos seleccionado (Clearfil SE Bond 2), considerado en la literatura científica como *gold standard*, siendo empleado este grupo como control. De esta forma, se pretende:
 1. Valorar el efecto que pueda producir la implementación de dos tratamientos de superficie distintos sobre la superficie de la dentina esclerótica previos a la aplicación de los adhesivos en los valores de adhesión resultantes.

2. Analizar si el monómero 10-MDP incluido en uno de los adhesivos universales estudiados mejora los valores de adhesión *in vitro* a la dentina esclerótica.
 3. Analizar si influye la variable tiempo (testado inmediato a las 24 horas y diferido a los 6 meses) en el resultado de los diferentes procedimientos perimentales planteados modificándose la adhesión.
- Estudiar mediante microscopía óptica la ubicación del fallo, determinando si se producía una fractura cohesiva, en el material de restauración o en el diente, o bien adhesiva en la unión entre el diente y el material de restauración.

3

Material y métodos

3.1. Material

3.1.1. Molares

Las muestras de este estudio fueron molares de pacientes tratados en una clínica dental privada (Integra Dental, Torremolinos, España). Obtuvimos un total de 16 muestras, que fueron primeros y segundos molares erupcionados, tanto superiores como inferiores. Todos ellos procedían de pacientes mayores de 45 años, ya que por su edad iban a presentar la variante fisiológica de dentina esclerótica motivo de este estudio. Se trataba de molares exodonciados por razones periodontales u ortodóncicas que no presentaban tratamientos restauradores previos, ni lesiones de caries ni fracturas coronarias que pudieran afectar al estudio.

Los procedimientos clínicos y experimentales que se llevaron a cabo fueron aprobados por el comité de Bioética de la Universitat de València-referencia 1031452 (ver apartado Anexos).

En la consulta dental y tras establecer el diagnóstico de la patología dental motivo de la consulta, generalmente se trataba de enfermedad periodontal avanzada, se solicitaba el consentimiento informado del paciente (Ver apartado Anexos) y se procedía a la extracción del molar. Todos los elementos dentarios motivo de este estudio se almacenaron en una solución de suero fisiológico vitulia 0,9% (Solución para perfusión, Cloruro de Sodio. Laboratorio ERN, S.A, España).

Un 60 % de las muestras fueron procesadas de manera inmediata, en las siguientes 24 horas, y el resto postergado en el tiempo, de tal forma que llevamos a cabo el mismo estudio de manera diferida, manteniéndolos

mientras tanto en una solución salina taponada con fosfato (PBS, Dulbecco's Phosphate Buffered Saline, Sigma Adrich, St Louis, MO, EEUU) en una estufa que mantuvo la temperatura constante a 37° C. El procedimiento experimental diferido previsto a los 6 meses se postergó tres meses más, respecto al tiempo inicial del diseño del estudio, por el periodo de restricción de movilidad y cierre de instalaciones por la COVID-19.

3.1.2. Grupos de estudio

En nuestro estudio aplicamos tres sistemas adhesivos base y tres acondicionamientos de la superficie dental, configurándose así nueve grupos de estudio que se reseñan a continuación:

Grupo	Nombre	Procedimiento
1	Control o C	Sin pretratamiento de la superficie de dentina + adhesivo autograbante de 2 pasos (Clearfil SE Bond 2®)
2	GP	Sin pretratamiento de la superficie de dentina + adhesivo universal con 10-MDP (G-Premio Bond®)
3	I	Sin pretratamiento de la superficie de dentina + adhesivo universal sin 10-MDP (iBond U®)
4	C+SB	Con pretratamiento de la superficie de dentina con óxido de aluminio (Procut®) + adhesivo autograbante de 2 pasos (Clearfil SE Bond 2®)
5	GP+SB	Con pretratamiento de la superficie de dentina con óxido de aluminio (Procut®) + adhesivo universal con 10- MDP (G-premio bond®)
6	I+SB	Con pretratamiento de la superficie de dentina con óxido de aluminio (Procut®) + adhesivo universal sin 10-MDP (iBond U®)
7	C+Sy	Con pretratamiento de la superficie de dentina con polvo Bioglass 45S5 (BAG) (Sylc®) + adhesivo autograbante de 2 pasos (Clearfil SE Bond 2®)
8	GP+Sy	Con pretratamiento de la superficie de dentina con polvo Bioglass 45S5 (BAG) (Sylc®) + adhesivo universal con 10-MDP (G-Premio Bond®),
9	I+Sy	con pretratamiento de la superficie de dentina con polvo Bioglass 45S5 (BAG) (Sylc®) + adhesivo universal sin 10-MDP (iBond U®)



Figura 13. Clearfil SE Bond 2® (Kuraray Noritake Dental Inc., Tokio, Japón). 1. *Primer*: pH: 1.8. Composición: 10-MDP (10-metacriloxidecil dihidrogen fostato), agua, HEMA (2-hydroxyethyl methacrylate), canforoquinona, dimetacrilatos hidrofílicos, aminas terciarias. *Primer*. 2. *Bonding*: pH: 2: Composición: 10-MDP, Bis-GMA (bisphenol A-glycidyl methacrylate), HEMA, canforoquinona, dimetacrilatos hidrofílicos, N, N-diethanol p-toluidine bond, aminas terciarias, sílice coloidal. *Bonding*.



Figura 14. G-Premio Bond® (GC, Tokio, Japón). pH 1.5. Composición: 10-MDP, 4-META (4-methacryloyloxyethyl trimellitic acid anhydride), MDTP (methacryoyloxydecyl dihydrogen thiophosphate), methacrylate adic ester, agua destilada, acetona, fotoiniciadores, polvo fino de sílica.



Figura 15. I-Bond® (Heraeus Kulzer, Hanau, Alemania). pH 2.2. Composición: UDMA (Diurethane dimethacrylate), 4-META, glutaraldehido, acetona, agua, estabilizadores, fotoiniciadores.

3.1.3. Confección de especímenes de muestra

3.1.3.1. Montaje de las muestras

Para el montaje de nuestros especímenes experimentales embutimos los molares 2 mm por debajo de la conexión amelo cementaria (CAC) en escayola blanca (Fuji rock® EP Premium Polar White, GC) (ref.890366) utilizando un molde de aluminio hueco de 20 mm de lado y 50 mm de altura fabricado a medida para este estudio. Las muestras así incluidas se podían fijar en la máquina de corte Struer® MiniTom (Struers ApS, Ballerup, Dinamarca) (Fig. 16).

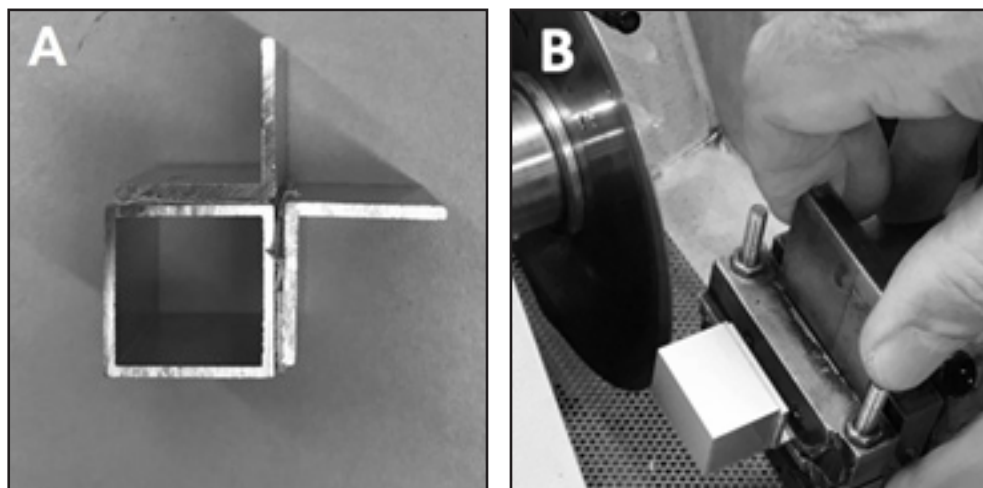


Figura 16. Imágenes de los aditamentos (A) y montado en la máquina de corte (B).

Una vez fijado el bloque, se procedió a conseguir una superficie plana de dentina tras remover el esmalte oclusal con un disco de diamante montado en pieza de mano a baja velocidad (Isomet 11-1180, Bühler Lid, Evanston, Illinois, EEUU) refrigerado con agua (Fig. 17).

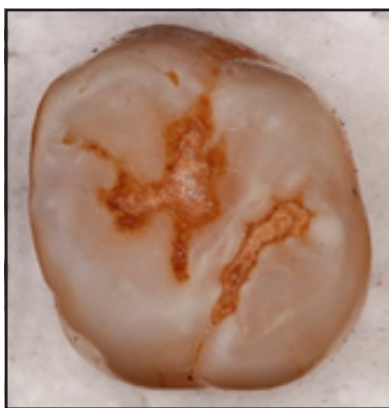


Figura 17. Molar montado en escayola y dentro del aditamento para el corte.

Para conseguir la homogenización del *smear layer* (barrillo dentinario) se pulió la dentina expuesta con papel abrasivo de carburo de silicio (SiO) de #600 (Lunn Major, Struers) durante 60 s y refrigerado con agua (Fig.18).



Figura 18. Proceso de homogenización del *smear layer* sobre dentina expuesta.

3.1.3.2. Preparación de las superficies dentarias previas a la adhesión

Los grupos 1, 2 y 3 no tenían un tratamiento previo de la superficie dentaria. El proceso de preparación de la dentina para los grupos 4, 5 y 6 consistió en el arenado de la dentina con un polvo de óxido de aluminio de 29 μm (Procut®, OSsray Ltd, Londres, Reino Unido) durante 4 s a 2-3 mm de distancia de la superficie de la dentina y con una inclinación de 45°, a 2,5 bares de presión. El sistema de arenado que se utilizó fue Aquacare® (Velopex International, Londres, Reino Unido). A continuación, se lavó durante 15 s y se secó durante 10 s más con jeringa de agua/aire tras lo que se aplicó el sistema adhesivo.

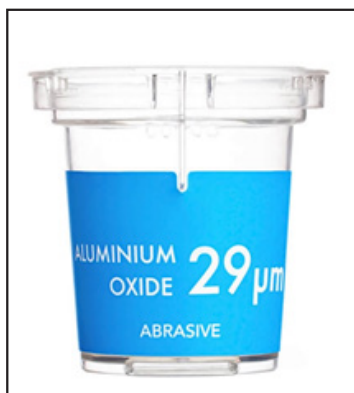


Figura 19. Polvo de óxido de aluminio de 29 μm .



Figura 20. Polvo de Bioglass 45S5 (BAG).

El proceso de preparación de la dentina para los grupos 7, 8 y 9 consistió en el arenado de la dentina con polvo Bioglass 45S5 (BAG) (Sylec®, OSsray Ltd) durante 15 s a 2-3 mm de distancia de la superficie de la dentina y con una inclinación de 45°, a 4-5 bares de presión (500 MPa). El sistema de arenado que se utilizó para introducir el BAG en la dentina fue Aquacare®. A continuación, se lavó durante 15 s y se secó durante 10 s con jeringa de agua/aire y se aplicó el sistema adhesivo correspondiente (Fig.21).



Figura 21. Sistema de arenado Aquacare.

En los grupos 1, 4 y 7, en los que se utilizó un adhesivo autograbante de dos pasos (Clearfil SE Bond 2®, Kuraray Noritake Dental Inc.), el modo de aplicación del sistema adhesivo consistió en:

1. Aplicamos una capa de imprimador autograbante (Clearfil *primer* autograbante®) mediante una pequeña torunda sintética (*microbrush*, ref. X-80250P) frotando activamente durante 20 s la superficie (Moritake, 2019). A continuación, aspiramos el sobrante del *primer* y eliminamos los restos del solvente soplando suavemente con la jeringa de aire durante 15 s a 20 mm (Chen, 2015), hasta conseguir que no se mueva el *primer* sobre la superficie tratada y ayudándonos de un eyector de saliva para evitar salpicaduras.
2. Aplicamos una capa de adhesivo (Clearfil *bonding*®) mediante una pequeña torunda y soplamos suavemente con jeringa de aire hasta conseguir una fina capa uniforme.
3. Polimerizamos con una lámpara de led de alta intensidad durante 20 s a 800 mW/cm² (Bluephase 20i®, Ivoclar Vivadent AG, Schaan-Liechtenstein) (Van Meerbeek, 2014).



Figura 22. Lámpara de polimerización Bluephase 20i®(Ivoclar Vivadent AG, Schaan-Liechtenstein).

En los grupos 2, 5 y 8 en los que se utilizó un adhesivo universal (G-Premio Bond®, GC) y en los grupos 3, 6 y 9 en los que se utilizó un adhesivo universal (I Bond U®, Heraeus Kulzer) el modo de aplicación del sistema adhesivo consistió en:

1. Aplicar dos capas de adhesivo universal con estrategia autograbante, aplicadas con una pequeña torunda y frotadas activamente durante 20 s cada capa (Moritake, 2019), sin polimerizar la primera de ellas, tras lo que se aspiró cuidadosamente el sobrante del adhesivo ayudándonos de un eyector de saliva para evitar salpicaduras y se sopló intensamente con jeringa de aire 15 s a 20 mm (Chen, 2015), hasta conseguir que no se moviese el adhesivo sobre la superficie tratada.
2. Polimerizamos durante 20 s a 800 mW/cm² (Bluephase 20i®, Ivoclar Vivadent) (Van Meerbeek, 2014).

3.1.3.3. Aplicación del sistema adhesivo

En los grupos 1, 4 y 7, en los que se ha utilizado un adhesivo autograbante de dos pasos (Clearfil SE Bond 2®), el modo de aplicación del sistema adhesivo consistió en:

1. Aplicamos una capa de imprimador autograbante (Clearfil *primer* autograbante®) mediante una pequeña torunda sintética (*microbrush*) frotando activamente durante 20 s la superficie (Moritake, 2019). A continuación, aspiramos el sobrante del *primer* soplando suavemente con la jeringa de aire durante 15 s a 20 mm (Chen, 2015), para conseguir que no se mueva el *primer* sobre la superficie tratada y con de un eyector de saliva para evitar salpicaduras.
2. Aplicamos una capa de adhesivo (Clearfil *bonding*®) mediante una pequeña torunda y soplamos suavemente con jeringa de aire hasta conseguir una fina capa uniforme.
3. Polimerizamos con una lámpara de led de alta intensidad durante 20 segundos a 800 mW/cm² (Bluephase 20i®, Ivoclar Vivadent) (Van Meerbeek, 2014).

En los grupos 2, 5 y 8 en los que se utilizó un adhesivo universal (G-Premio Bond®) y en los grupos 3, 6 y 9 en los que se utilizó un adhesivo universal (I Bond U®) el modo de aplicación del sistema adhesivo consistió en:

1. Aplicar 2 capas de adhesivo universal con estrategia autograbante, aplicadas con una pequeña torunda y frotadas activamente durante 20 s cada capa (Moritake, 2019), sin polimerizar la primera de ellas tras lo que se aspiró cuidadosamente el sobrante del adhesivo ayudándonos de un eyector de saliva para evitar salpicaduras y se sopló intensamente con jeringa de aire 15 s a 20 mm (Chen, 2015).

2. Polimerizamos durante 20 s a 800 mW/cm^2 (Bluephase 20i®, Ivoclar Vivadent) (Van Meerbeek, 2014).

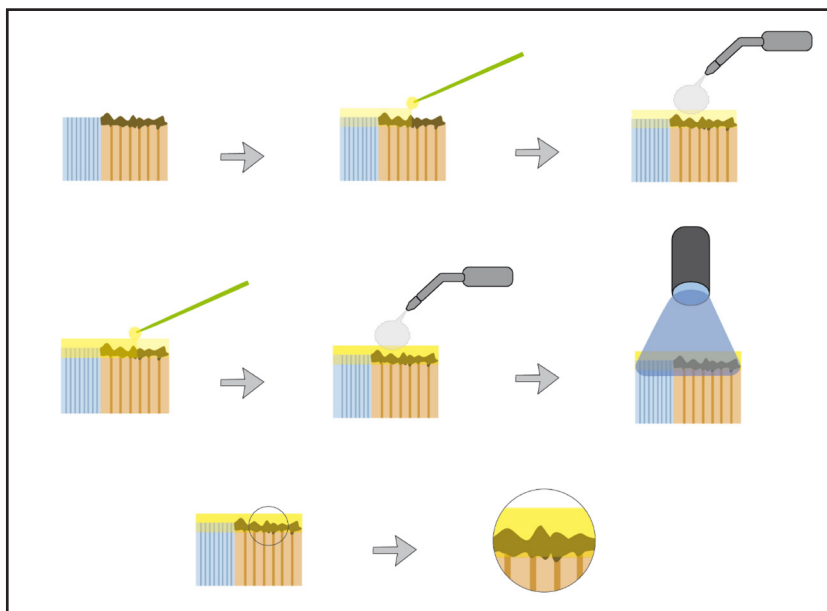


Figura 23. Diagrama de la aplicación del sistema adhesivo.

El composite (XBW G-aenial®, GC) se aplicó directamente desde su jeringa apoyándonos en el uso de un instrumento condensador (Condenssa®, LM-Instruments Oy, Parainen, Finlandia), una espátula (Modella®, LM-Instruments Oy) y un pincel (G2®, Ivoclar Vivadent), para conseguir especímenes uniformes sin burbujas, con un diámetro igual a la sección del molar. Cada incremento se polimerizó 20 s a 1200 mW/cm^2 (Bluephase 20i®, Ivoclar Vivadent). A este procedimiento se le conoce en la bibliografía como *build-up* (Fig. 27). El resultado final fue un bloque de resina de 6 mm de altura, modelado en incrementos de 2 mm y a mano alzada. Tras la polimerización del último incremento se aplicó glicerina Liquid Strip® (Ivoclar-Vivadent) para eliminar

la capa inhibida de resina que se genera por el contacto del material con el oxígeno, y se polimerizó 20 s a 1200 mW/cm². El material empleado fue un composite microhíbrido de color blanco y alta opacidad para que resultase fácilmente diferenciable del diente a simple vista. Este composite contiene un tamaño de partícula de relleno inorgánico microhíbrido y una de sus propiedades ópticas es la fluorescencia, lo que nos fue de utilidad en el procedimiento de descartar las varillas con restos de esmalte ya que el esmalte natural tiene una fluorescencia menor a la del composite.



Figura 24. Jeringa de composite G-aenial (GC, Tokio, Japón).

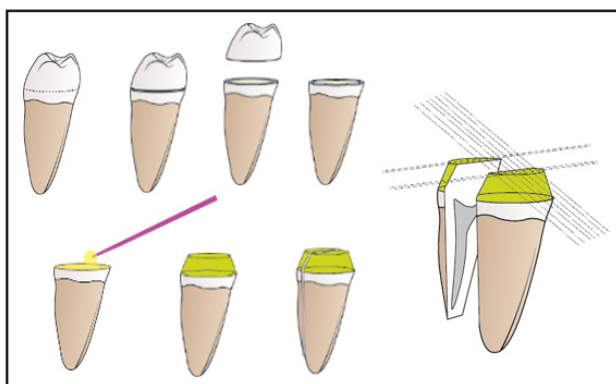


Figura 25. Diagrama de la aplicación del sistema adhesivo (Cortesía del Dr. Ernesto Spaccesi).

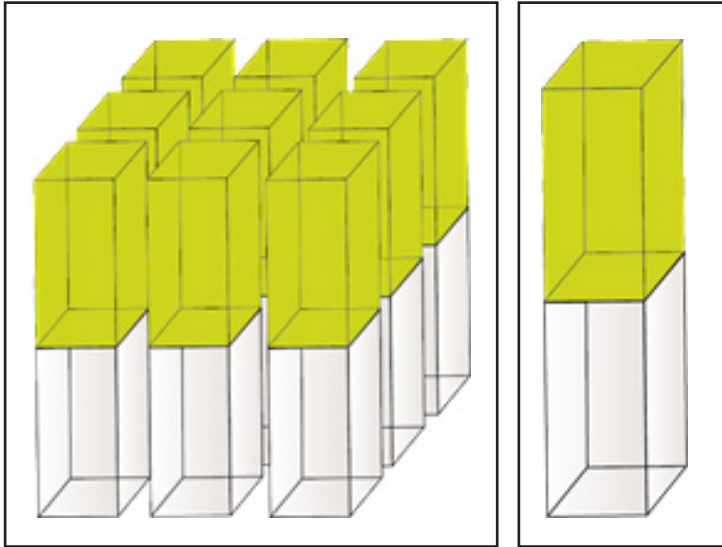


Figura 26. Esquema de las varillas (Cortesía del Dr. Ernesto Spaccesi).



Figura 27. Imagen del *build-up* de composite.

3.1.4. Obtención de las varillas

Con objeto de exponer enteramente la dentina en las paredes laterales de los molares, se eliminó el esmalte con una fresa de diamante (Fig. 28) y se empleó una técnica de fluorescencia con rayos ultravioleta (UV) mediante una lámpara de luz negra para verificar la ausencia de esmalte en las superficies mesial, distal, vestibular y lingual. Se empleó una técnica descrita en la bibliografía para la detección de caries y el estudio de propiedades ópticas de diferentes materiales restauradores (Lennon, 2002; Sensi, 2006; Bueno, 2013). La utilidad de esta técnica consiste en verificar la ausencia de esmalte oclusal en la parte central de la muestra tras la preparación del molar.

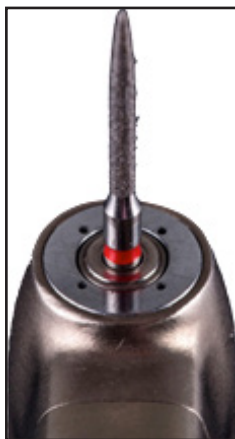


Figura 28. Fresa de diamante Komet® (GEBR. BRASELER GmbH & Co. KG, Lemgo, Alemania) para el tallado de la superficie dentaria.

Se limpió la superficie dentinaria expuesta con un cepillo de nylon y piedra pómez montado en micromotor a baja velocidad y refrigerado con agua. Se lavó la superficie con agua y, por último, se pulió mediante la secuencia de discos 3M ESPE Sof-Lex® (3M Company, Minnesota, EEUU) de mayor a menor granulación: disco rojo, disco naranja y disco amarillo.

Para realizar los cortes de los molares empleamos la máquina de corte Struer® MiniTom (Struers ApS) a una velocidad de corte de 0,02 mm/s y se realizaron con un disco de diamante perpendicular a la interfase adhesiva y paralelos entre sí; primero en sentido oclusogingival en el eje X y después en el Y; obteniéndose con este procedimiento un número inicial de 461 varillas (entre 20 y 35 por molar) (Fig. 29).



Figura 29. Cortes de los molares sin separar las varillas.

Todas las varillas se midieron con un calibre digital (Absolute Digimatic®, Motutoyo, Tokio, Japón) con una sección que osciló entre 0,95 mm y 1 mm (Fig. 30).



Figura 30. Visión de las varillas ya individualizadas.

Una vez obtenidas las varillas debidamente identificadas se almacenaron en una solución de suero fisiológico Vitulia® 0,9 % (Laboratorio ERN S.A), dentro de una estufa (Selecta® modelo 210 JP SELECTA S. A. Barcelona, España) a 37o C hasta el momento del ensayo experimental de microtracción (24 horas y 6-9 meses), ya que las mediciones del ensayo de microtensión se realizaron en dos momentos diferentes, a las 24 horas del procedimiento experimental y diferido, tras 6-9 meses de almacenamiento. Esta última variabilidad de tres meses, respecto al tiempo inicial del diseño del estudio, estuvo condicionada por tener que posponer los molares diferidos dado el periodo de restricción de movilidad y cierre de instalaciones por la COVID -19.

3.1.5. Distribución de varillas por grupos experimentales y tiempos

Para descartar todas aquellas varillas periféricas que no fuesen exclusivamente dentina/resina compuesta, y antes de contabilizar el número de varillas válidas para ensayar, utilizamos una luz negra ultravioleta mediante una lámpara de emisión de onda larga, en una habitación oscura, con la que diferenciamos sin dificultad los diferentes sustratos de la varilla en función de la fluorescencia de estos (esmalte, dentina, composite). Las varillas validas fueron catalogadas como centrales o periféricas marcadas respectivamente con código de color rojo o negro, antes de ser separadas del molar y unidas a la pletina de ensayo (Fig. 31).

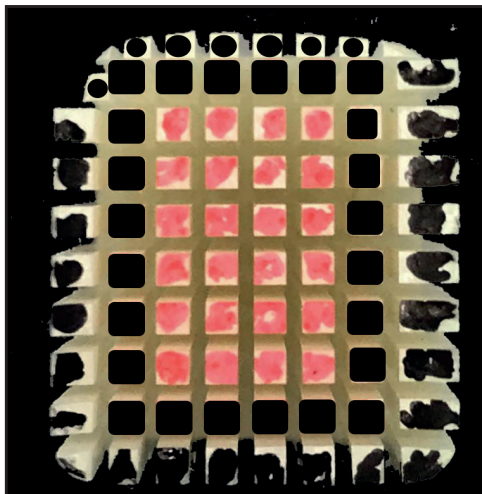


Figura 31. Se catalogaron las varillas como centrales o periféricas marcadas respectivamente con código de color rojo y negro.

En la tabla 1 se explicitan el número de las varillas por grupos experimentales, por molares del que fueron obtenidas, por tipología centrales o periféricas y según fueron utilizadas en el ensayo inmediato o en el diferido.

Tabla 1. Distribución de varillas obtenidas.

Grupo	Molares	Varillas	Periféricas	Centrales	Inmediato	Diferido
G1	1 y 2	59	45	14	26	27
G2	3, 4 y 5	77	50	27	50	27
G3	6, 7 y 8	92	61	31	63	29
G4	9	23	14	9	12	11
G5	10	20	14	6	10	10
G6	11 y 12	57	37	20	30	27
G7	13	31	15	16	16	15
G8	14	34	25	9	16	18
G9	15 y 16	60	38	22	30	30

3.2. Métodos

3.2.1. Ensayo de microtracción

La fuerza de la adhesión se puede medir mediante ensayos de tracción, así la prueba de microtracción (μ TBS) se utiliza para evaluar la resistencia de unión de los tejidos dentales duros a un material adherido sobre ellos.

Cada varilla fue fijada con cianoacrilato Zapit glue® (Dental Ventures of America, CA, EEUU) a una pletina (LAM Technologies, Florencia, Italia) y está a una máquina de ensayo (Fig. 32; Fig 33 y Fig. 34).



Figura 32. Cada varilla fue fijada con cianoacrilato Zapit glue® a un dispositivo o pletina (LAM Technologies, Florencia, Italia).

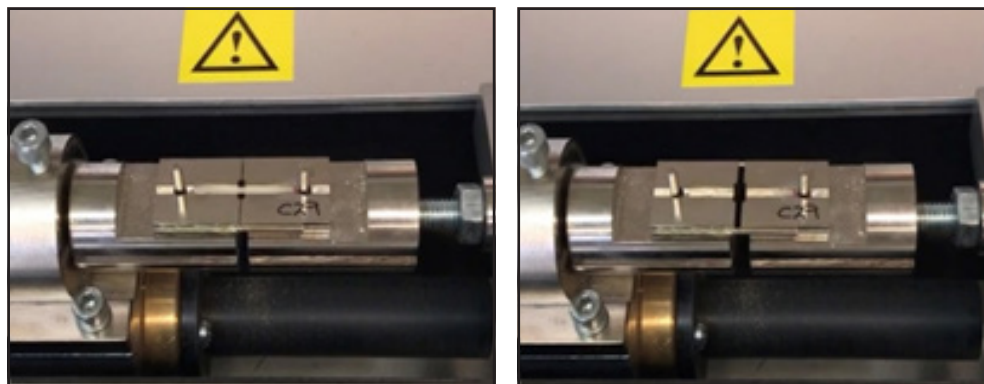


Figura 33. Máquina LMT 100® (LAM Technologies) al inicio y tras generar estrés de microtensión a una velocidad de cruceta de 0,5 mm/min.

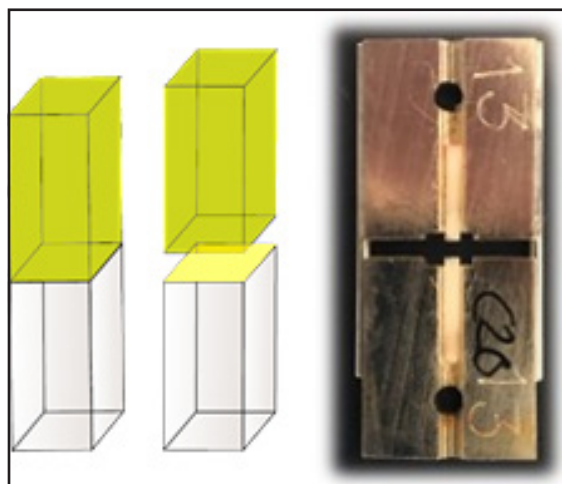


Figura 34. Esquema y el resultado de la fractura. El máximo estrés en el fallo mecánico se registró en megapascuales (MPa).

3.2.2. Estudio con microscopía óptica

Las muestras, tras el ensayo de fractura, fueron observadas con un estereomicroscopio óptico Leica M125® (Leica Microsystems CmbH, Wetzlar, Alemania), con iluminación LED Leica LED5000 SLI®, dotado de una cámara Leica DFC295® y situado en las instalaciones del Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales de la Universitat Politècnica de València. Todos los especímenes se estudiaron mediante 10 aumentos (10X), de modo que se evaluó el patrón de fractura presentado diferenciando entre:

- Fallo cohesivo del composite: la fractura afecta sólo al espesor del material restaurador.
- Fallo adhesivo: la fractura se produce en la interfase entre el material restaurador y la superficie del diente.
- Fallo cohesivo de dentina: la fractura afecta sólo al espesor de la dentina.

3.2.3. Análisis estadístico

Tal como hemos mencionado previamente la muestra consistió en 16 molares con cuyas varillas se analizaron nueve estrategias de adhesión combinando tres sistemas adhesivos base y tres acondicionamientos de la superficie dental.

A fin de determinar el tamaño muestral adecuado para realizar el estudio propuesto se utilizó el programa G*Power 3.1.9.2. Para el cálculo se consideró que la prueba a utilizar sería ANOVA con tres factores de variación, nueve

grupos, se eligió un tamaño del efecto medio de 0,25, un valor de alfa igual a 0,05 y una potencia del test de 0,95. Con estas consideraciones se calculó el tamaño muestral que resultó ser de 400 casos. En nuestro caso se utilizó un 15 % adicional 460 casos porque podía haber pérdidas a lo largo del estudio.

3.2.4. Listados de materiales y aparataje utilizados en la experimentación

- Adhesivos:
 - Clearfil SE Bond 2® (Kuraray Noritake Dental Inc.).
 - G-Premio Bond® (GC).
 - iBond® (Heraeus Kulzer).
- Aditamentos de aluminio huecos, para posicionar el binomio molar-restauración mediante su relleno de escayola; metálico fabricado específicamente para soportar el espécimen en la máquina de corte. Adosado a este aditamento, se pegaron dos porta muestras en forma de “L”. En uno de los laterales hay una perforación donde encaja el vástago metálico de los bloques de material, y un tornillo en cada sentido, para asegurarnos de que queda perfectamente fijado. El otro lateral es el que fijamos al cepo de la máquina de corte.
- Arenadora Aquacare® (Velopex International) para el acondicionamiento mecánico de la superficie de los molares.
- Bencor® Multi Testing (Danville Engineering Inc).
- Calibre digital (Absolute Digimatic®, Motutoyo).
- Cianoacrilato Zapit glue® (Dental Ventures of America).
- Disco diamantado Komet® P.M. 911HH-104-180 (GEBR. BRASSELER GmbH & Co. KG, Lemgo, Alemania).

- Discos de pulido 3M ESPE Sof-Lex® (3M Company) para el pulido de la superficie dentaria tras el tallado. Se emplearon discos de tamaño grande, de mayor a menor granulación (color rojo, naranja y amarillo, en orden consecutivo).
- Escayola blanca (Fujirock® EP Premium Polar White, GC), con la que fijar el binomio molar-restauración dentro del aditamento de aluminio.
- Estufa: P Selecta® modelo 210 (JP SELECTA S. A.).
- Glicerina Liquid Strip® (Ivoclar-Vivadent).
- Lámpara de polimerización: Bluephase 20i®, (Ivoclar Vivadent) para fraguar los distintos sistemas adhesivos y la resina compuesta en la formación del build-up.
- Máquina de corte Struers® Accutom-10, ubicada en el laboratorio de pluvimeturgia, perteneciente al Departamento de Materiales de la Universitat Politècnica de València.
- Máquina de ensayo para someter las varillas a fuerza de microtracción LMT 100® (LAM Technologies), conectada a un ordenador compatible, donde aparecen las gráficas de ensayo.
- Microscopio óptico: Leica M125® (Leica Microsystems CmbH).
- Papel abrasivo de carburo de silicio (SiO) de #360 (Lunn Major, Struers) para homogeneizar el barrillo dentinario.
- Placas portamuestras para el ensayo de microtracción, realizadas por los fabricantes de la máquina de ensayo: LAM Technologies (LAM Technologies, Florencia, Italia).
- Pieza de mano con fresa de disco para separar cada una de las varillas del espécimen, una vez ha sido cortado éste.
- Pretratamientos:
 - Procut® (OSsray Ltd): óxido de aluminio de 29 µm.
 - Sylc® (OSsray Ltd): polvo de Bioglass BAG 45S5.
- Resina compuesta XBW G-aenial® (GC).
- Suero fisiológico vitulia 0,9 %. Solución para perfusión, Cloruro de Sodio. (Laboratorio ERN S.A).

4

Resultados

4.1. De las muestras

La muestra para la investigación inicial fue de 461 varillas obtenidas de 16 molares, pero quedó finalmente constituida por 407 varillas divididas en nueve grupos según el sistema adhesivo y el acondicionamiento empleado. En los 407 especímenes utilizados en el ensayo, se contabilizaron 141 varillas centrales y 266 varillas periféricas; 196 varillas se ensayaron de manera inmediata a su preparación y 211 de manera diferida. La tabla 2 recoge la cantidad de varillas, en número y porcentaje, para cada uno de los tres factores considerados en el estudio (sistema adhesivo, ubicación de la varilla, temporalidad en el estudio o ensayo).

Tabla 2. Distribución de los casos estudiados según el tipo de adhesivo, la localización de la adhesión y si el estudio fue inmediato o diferido. (C: Clearfil; GP: G-Premio Bond; I: iBond; C+SB: Clearfil+ arenado óxido de aluminio; GP+SB: G-Premio Bond+ arenado óxido de aluminio; I+SB: iBond+ arenado óxido de aluminio; C+Sy: Clearfil+ arenado ProSylc; GP+Sy: G-Premio Bond+ arenado ProSylc; I+ Sy: iBond+ arenado ProSylc).

	Identificación	Nº varillas	%
Grupo experimental Sistema adhesivo y acondicionamiento	Grupo 1 C	75	18,4
	Grupo 2 GP	50	12,3
	Grupo 3 I	74	18,2
	Grupo 4 C+SB	23	5,7
	Grupo 5 GP+SB	20	4,9
	Grupo 6 I+SB	52	12,8
	Grupo 7 C+Sy	24	5,9
	Grupo 8 GP+Sy	31	7,6
	Grupo 9 I+Sy	58	14,3
Ubicación	Central	141	34,6
	Periférica	266	65,4
Temporalidad	Inmediato	196	48,2
	Diferido	211	51,8

Así mismo, la Figura 35 muestra la distribución de casos según los tres factores contemplados en este estudio. Cada sistema adhesivo está representado por un tono de la gama de colores y cada tipo de acondicionamiento dentro de ese sistema adhesivo con una intensidad de color diferente. Por lo tanto, los grupos 1,4 y 7 corresponden al sistema adhesivo Clearfil y se representan en tonos azules; los grupos 2, 5 y 8 corresponden al sistema adhesivo G-Premio Bond y se representan en tonos rojos y los grupos 3, 6 y 9 corresponden al sistema adhesivo iBond y se representan con tonos verdes.

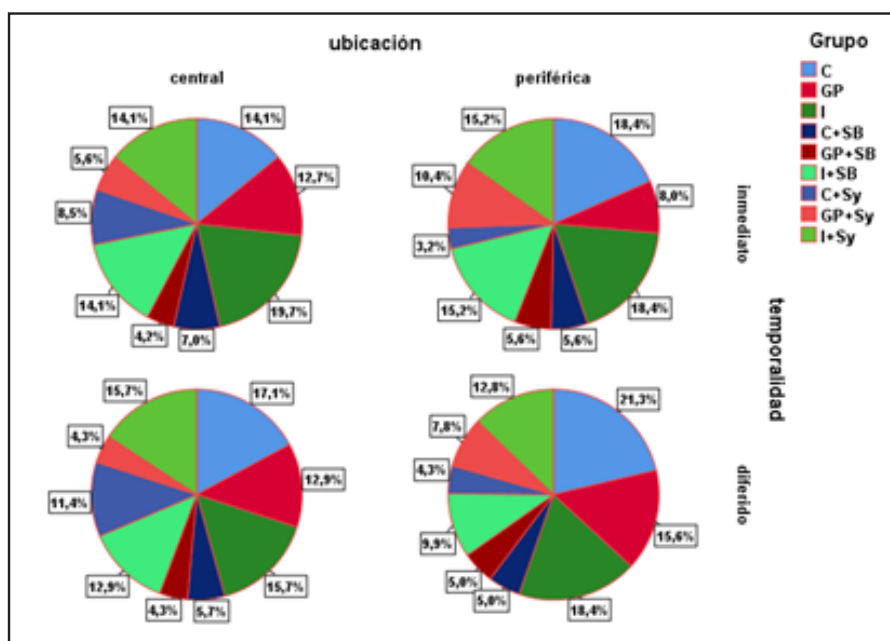


Figura 35. Distribución relativa de casos según los tres factores analizados, sistema de adhesión (C: Clearfil; GP: G-Premio Bond; I: iBond; C+SB: Clearfil+ arenado óxido de aluminio; GP+SB: G-Premio Bond+ arenado óxido de aluminio; I+SB: iBond+ arenado óxido de aluminio; C+Sy: Clearfil+ arenado ProSylc; GP+Sy: G-Premio Bond+ arenado ProSylc; I+ Sy: iBond+ arenado ProSylc), así como también la ubicación de la varilla (central/periférico) y temporalidad en la medición (inmediato/diferido).

4.2. Experimentales

4.2.1. Ensayo de microtracción y tipo de fractura

En el ensayo *in vitro* para el análisis de la adhesión se registró la fuerza de resistencia a la fractura (F medida en Newton y la superficie de la adhesión mm^2), para determinar a partir de estas magnitudes la fuerza de adhesión por unidad de superficie F/S (en MPa).

Tras realizar el ensayo de microtracción se analizaron todas las fracturas producidas en las varillas y se clasificaron como adhesiva, si se producía en la interfase dentina/resina compuesta; como cohesiva de composite, si se fracturaba dentro del núcleo de resina compuesta y cohesiva de dentina, si la fractura ocurría en el espesor de la dentina.

La fuerza de adhesión por unidad de superficie y la tipología de fallo constituyen las variables respuesta primarias para el análisis estadístico que se ha llevado a cabo.

Se observaron un total de 407 fracturas, el total de las varillas ensayadas. Del total fueron 300 fracturas, casi dos terceras partes de tipo adhesivo (74 %), mientras que fueron 89 (22 %) de tipo fractura cohesiva de composite y el resto, solo 18 (4 %), fueron fracturas cohesivas de dentina. (Fig. 37 y Fig. 37).

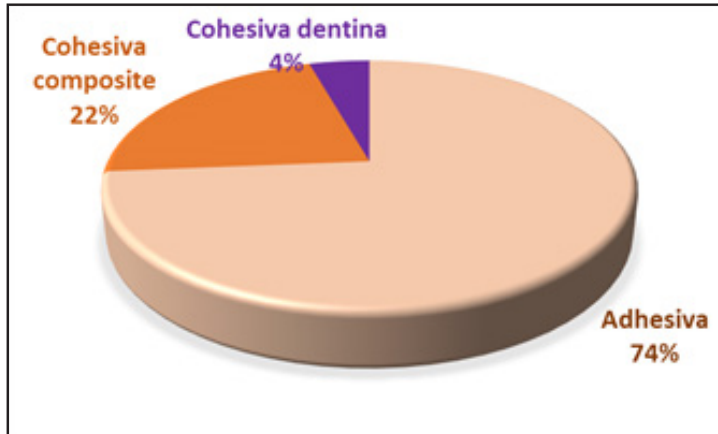


Figura 36. Tipos de fracturas de las varillas tras el ensayo de microtracción.

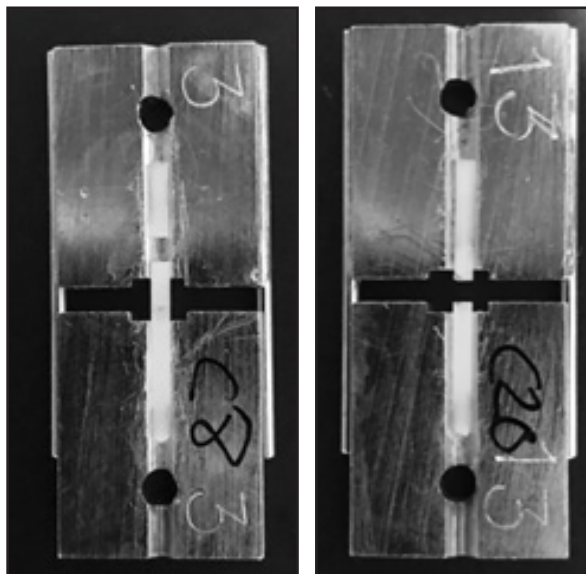
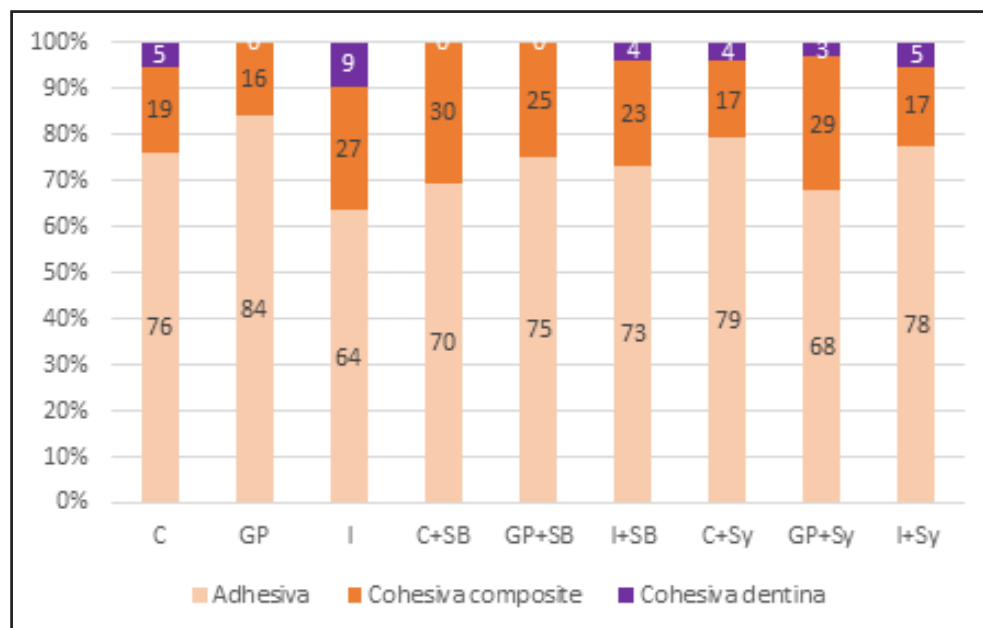


Figura 37. imagen de la izquierda corresponde a fallo cohesivo y la imagen de la derecha corresponde a fallo adhesivo.

A continuación, se analizaron según fuera el grupo experimental y por tanto el tratamiento adhesivo y/o remineralizador del sustrato dental. En este segundo análisis se obtuvieron los siguientes resultados:

- En el grupo 1: 76 % de las fracturas fueron adhesivas, fueron cohesivas de composite el 19 % y fueron de tipo cohesivo de dentina el 5 %.
- En el grupo 2: 84 % de las fracturas fueron adhesivas, fueron cohesivas de composite el 16 % y no tuvimos ninguna fractura de tipo cohesivo de dentina.
- En el grupo 3: fueron fracturas adhesivas el 64 %, fueron cohesivas de composite un 27 % y fueron de tipo cohesivo de dentina el 9 %.
- En el grupo 4: las fracturas fueron adhesivas el 70 %, fueron cohesivas de composite el 30 % y no tuvimos ninguna fractura de tipo cohesivo de dentina.
- En el grupo 5: el 75 % de las fracturas fueron adhesivas, fueron cohesivas de composite el 25 % y no tuvimos ninguna fractura de tipo cohesivo de dentina.
- En el grupo 6: un 73 % fueron fracturas adhesivas, un 23 % fueron cohesivas de composite y fueron de tipo cohesivo de dentina el 4 %.
- En el grupo 7: fueron fracturas adhesivas el 79 %, cohesivas de composite el 17 % y el 4 % fueron de tipo cohesivo de dentina.
- En el grupo 8: el 68 % de las fracturas fueron adhesivas, un 29 % fueron cohesivas de composite y de tipo cohesivo de dentina el 3 % restante.
- En el grupo 9: el 78 % de las fracturas fueron adhesivas, cohesivas de composite el 17 %) y finalmente fueron de tipo cohesivo de dentina el 5 %.

Tabla 3. Porcentaje de cada tipo de fractura en función de los sistemas de adhesión (C: Clearfil; GP: G-Premio Bond; I: iBond; C+SB: Clearfil+ arenado óxido de aluminio; GP+SB: G-Premio Bond+ arenado óxido de aluminio; I+SB: iBond+ arenado óxido de aluminio; C+Sy: Clearfil+ arenado ProSylc; GP+Sy: G-Premio Bond+ arenado ProSylc; I+ Sy: iBond+ arenado ProSylc).



A continuación, se estudió el valor de la variable fuerza aplicada en función de los tres parámetros analizados: grupo, ubicación de la varilla (si la varilla es central o periférica) y temporalidad (si el estudio es inmediato o diferido).

Estos valores se presentan en la Figura 38, la cual muestra en un diagrama de cajas correspondiente a los valores medidos experimentalmente de la variable F/S (MPa) en función de los tres factores analizados: fuerza, ubicación (central o periférica) y momento del ensayo o temporalidad.

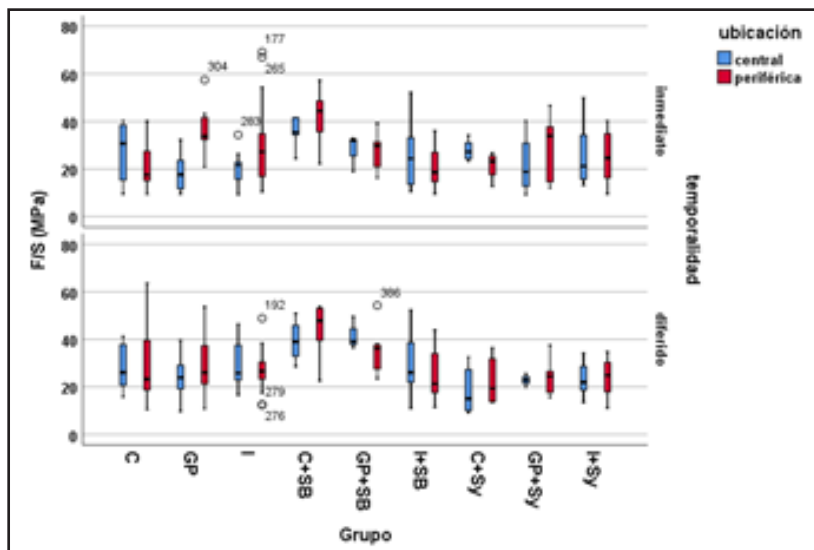


Figura 38. Distribución de los valores de F/S en función del sistemas de adhesión (C: Clearfil; GP: G-Premio Bond; I: iBond; C+SB: Clearfil+ arenado óxido de aluminio 29 µ; GP+SB: G-Premio Bond+ arenado óxido de aluminio; I+SB: iBond+ arenado óxido de aluminio; C+Sy: Clearfil+ arenado ProSylc; GP+Sy: G-Premio Bond+ arenado ProSylc; I+ Sy: iBond+ arenado ProSylc), la ubicación de las varillas, central o periférica, y según el momento del ensayo, parte superior, inmediato, parte inferior diferido 6 meses.

Las cajas concentran al 50 % de los casos, siendo la mediana la línea horizontal que las divide. Los bordes superior e inferior de las cajas se corresponden con el 1er y 3er cuartil, por debajo de los cuales está el 25 % y 75 % respectivamente de la muestra. Los bigotes se extienden hasta los valores en un rango aceptable, por encima de los cuales están los atípicos (círculos).

4.3. Análisis estadístico de los resultados

Tal como se indicó en el apartado de métodos utilizados en este estudio se ha utilizado estadística paramétrica ya que todos los grupos (Tabla 4) tienen $n > 30$ salvo C+SB y GP+SB y para estos grupos la prueba de Shapiro-Wilk indicó que podía asumirse la normalidad $p = 0,394$ y $p = 0,565$, respectivamente.

La tabla 4 recoge el análisis descriptivo de la media, desviación típica e intervalos de confianza del 95 % para cada una de las variables estudiadas área (mm^2), Fuerza (N) y F/S (MPa) en los grupos analizados.

Tabla 4. Valores de la media, la desviación típica, e intervalos de confianza del 95 % para los grupos estudiados en función de la ubicación de la varilla y la temporalidad del estudio, para cada una de las variables analizadas: Área, Fuerza, y F/S.

Variable dependiente: Área (mm^2)						
Grupo	Ubicación	Temporalidad	Media	Desv. Error	Intervalo de confianza al 95 %	
					Límite inferior	Límite superior
C	Central	Inmediato	,97	,06	,84	1,09
		Diferido	,96	,06	,85	1,07
	Periférica	Inmediato	1,00	,04	,92	1,08
		Diferido	,98	,04	,91	1,05
GP	Central	Inmediato	,96	,07	,83	1,09
		Diferido	,98	,07	,85	1,11
	Periférica	Inmediato	,97	,06	,84	1,09
		Diferido	,91	,04	,83	,99

Variable dependiente: Área (mm ²)						
Grupo	Ubicación	Temporalidad	Media	Desv. Error	Intervalo de confianza al 95 %	
					Límite inferior	Límite superior
I	Central	Inmediato	,73	,05	,62	,83
		Diferido	,47	,06	,36	,59
	Periférica	Inmediato	,86	,04	,78	,94
		Diferido	,87	,04	,79	,94
C+SB	Central	Inmediato	,88	,09	,71	1,06
		Diferido	,93	,10	,73	1,12
	Periférica	Inmediato	,85	,08	,71	1,00
		Diferido	,87	,08	,72	1,01
GP+SB	Central	Inmediato	,88	,11	,66	1,11
		Diferido	,91	,11	,68	1,13
	Periférica	Inmediato	,98	,08	,83	1,12
		Diferido	,94	,08	,79	1,09
I+SB	Central	Inmediato	,90	,06	,78	1,02
		Diferido	,88	,07	,75	1,01
	Periférica	Inmediato	,95	,05	,86	1,04
		Diferido	,92	,05	,81	1,02
C+Sy	Central	Inmediato	,94	,08	,78	1,10
		Diferido	,95	,07	,81	1,09
	Periférica	Inmediato	1,04	,10	,85	1,24
		Diferido	,97	,08	,81	1,13
GP+Sy	Central	Inmediato	1,01	,10	,82	1,21
		Diferido	1,04	,11	,82	1,27
	Periférica	Inmediato	1,07	,06	,96	1,17
		Diferido	1,06	,06	,94	1,17
I+Sy	Central	Inmediato	,96	,06	,83	1,08
		Diferido	,95	,06	,83	1,07
	Periférica	Inmediato	1,04	,05	,95	1,13
		Diferido	,93	,05	,84	1,03

Variable dependiente: Área (mm ²)						
Grupo	Ubicación	Temporalidad	Media	Desv. Error	Intervalo de confianza al 95 %	
					Límite inferior	Límite superior
C	Central	Inmediato	26,5	3,4	19,9	33,1
		Diferido	26,8	3,1	20,7	32,8
	Periférica	Inmediato	20,2	2,2	15,8	24,5
		Diferido	28,0	1,9	24,2	31,8
GP	Central	Inmediato	18,2	3,6	11,2	25,2
		Diferido	23,9	3,6	16,9	30,9
	Periférica	Inmediato	34,8	3,4	28,2	41,4
		Diferido	28,9	2,3	24,4	33,4
I	Central	Inmediato	15,8	2,9	10,2	21,4
		Diferido	13,9	3,2	7,6	20,2
	Periférica	Inmediato	27,1	2,2	22,7	31,4
		Diferido	23,3	2,1	19,2	27,4
C+SB	Central	Inmediato	31,3	4,8	21,9	40,7
		Diferido	36,5	5,3	26,0	46,9
	Periférica	Inmediato	35,3	4,0	27,3	43,2
		Diferido	38,0	4,0	30,1	46,0
GP+SB	Central	Inmediato	24,8	6,2	12,7	36,9
		Diferido	37,7	6,2	25,6	49,8
	Periférica	Inmediato	26,3	4,0	18,4	34,2
		Diferido	33,0	4,0	25,1	41,0
I+SB	Central	Inmediato	22,3	3,4	15,7	29,0
		Diferido	26,0	3,6	19,0	33,0
	Periférica	Inmediato	19,6	2,4	14,7	24,4
		Diferido	21,7	2,9	16,1	27,3
C+Sy	Central	Inmediato	26,3	4,4	17,7	34,9
		Diferido	17,4	3,8	10,0	24,8
	Periférica	Inmediato	22,4	5,3	11,9	32,9
		Diferido	21,1	4,4	12,5	29,7

Variable dependiente: Área (mm ²)						
Grupo	Ubicación	Temporalidad	Media	Desv. Error	Intervalo de confianza al 95 %	
					Límite inferior	Límite superior
GP+Sy	Central	Inmediato	22,2	5,3	11,7	32,7
		Diferido	23,8	6,2	11,7	36,0
	Periférica	Inmediato	31,6	3,0	25,8	37,5
		Diferido	24,6	3,2	18,3	31,0
I+Sy	Central	Inmediato	24,5	3,4	17,9	31,2
		Diferido	22,2	3,2	15,9	28,5
	Periférica	Inmediato	24,8	2,4	20,0	29,7
		Diferido	22,1	2,5	17,1	27,0
C	Central	Inmediato	27,5	3,4	20,8	34,1
		Diferido	27,9	3,1	21,8	34,0
	Periférica	Inmediato	20,6	2,2	16,2	24,9
		Diferido	28,9	1,9	25,1	32,8
GP	Central	Inmediato	19,0	3,6	12,0	26,0
		Diferido	24,4	3,6	17,4	31,4
	Periférica	Inmediato	36,2	3,4	29,5	42,8
		Diferido	30,2	2,3	25,7	34,7
I	Central	Inmediato	20,1	2,9	14,5	25,7
		Diferido	30,3	3,2	24,0	36,6
	Periférica	Inmediato	29,7	2,2	25,3	34,1
		Diferido	27,3	2,1	23,2	31,4
C+SB	Central	Inmediato	35,5	4,8	26,1	44,8
		Diferido	39,4	5,3	28,9	49,9
	Periférica	Inmediato	41,7	4,0	33,8	49,6
		Diferido	44,2	4,0	36,3	52,1
GP+SB	Central	Inmediato	27,9	6,2	15,8	40,1
		Diferido	41,8	6,2	29,7	53,9
	Periférica	Inmediato	27,1	4,0	19,2	35,0
		Diferido	34,9	4,0	27,0	42,8

Variable dependiente: Área (mm ²)						
Grupo	Ubicación	Temporalidad	Media	Desv. Error	Intervalo de confianza al 95 %	
					Límite inferior	Límite superior
I+SB	Central	Inmediato	26,3	3,4	19,6	32,9
		Diferido	29,2	3,6	22,2	36,2
	Periférica	Inmediato	21,2	2,4	16,4	26,0
		Diferido	24,8	2,9	19,2	30,4
C+Sy	Central	Inmediato	27,9	4,4	19,3	36,4
		Diferido	18,4	3,8	10,9	25,8
	Periférica	Inmediato	21,4	5,3	11,0	31,9
		Diferido	22,4	4,4	13,9	31,0
GP+Sy	Central	Inmediato	21,8	5,3	11,3	32,3
		Diferido	22,8	6,2	10,7	34,9
	Periférica	Inmediato	29,0	3,0	23,2	34,8
		Diferido	23,9	3,2	17,6	30,2
I+Sy	Central	Inmediato	25,7	3,4	19,0	32,3
		Diferido	23,4	3,2	17,1	29,7
	Periférica	Inmediato	25,1	2,4	20,3	30,0
		Diferido	23,7	2,5	18,7	28,6

Tal como se indicó para el estudio estadístico se ha usado el ANOVA con tres factores de variación (sistema de adhesión (Grupo), ubicación (central/periférica), temporalidad (inmediato/diferido). En los casos en los que la ANOVA resultó significativa, para las comparaciones múltiples, o pruebas post-hoc se utilizó el test de Scheffe para el factor sistema de adhesión (grupo) y Bonferroni para los factores ubicación y temporalidad. El nivel de significatividad empleado en los análisis ha sido el 5 % ($p < 0.05$).

El test ANOVA aplicado a la comparación de las medias de las variables Área, F y F/S, para los tres factores considerados mostró que:

- El factor inmediato vs diferido no resultó estadísticamente significativo para ninguno de los factores analizados variable F/S (MPa) $p=0,135$; variable F ($p=0,515$) y tampoco para la variable Área ($p=0,274$).
- El factor central vs periférico sólo resultó estadísticamente significativo para la variable área ($p=0,038$) siendo no significativo ni para F ($p=0,065$) ni para F/S (MPa) ($p=0,312$).
- Sin embargo, el factor sistema adhesivo, resultó ser significativo en las tres variables Área, F y F/S con $p < 0,001$, con tamaño del efecto mediano.

Dado que la variable F/S (MPa) incluye las dependencias tanto de la fuerza (F), como del Área (S), el estudio estadístico se va a centrar en esta variable que caracteriza la adhesión, en cada uno de los factores considerados.

4.3.1. Análisis del factor grupo (sistema de adhesión)

La Figura 39 muestra el diferente comportamiento de los sistemas de adhesión considerados en el estudio, y los correspondientes valores de F/S obtenidos del ANOVA se muestran en la tabla 5.

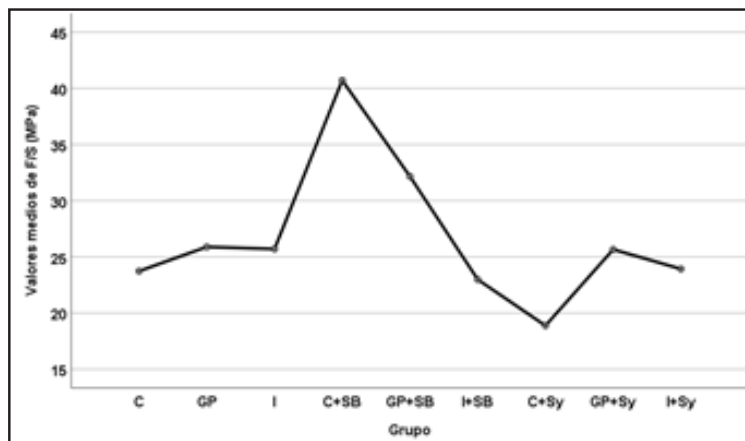


Figura 39: Valores medios de F/S en función del sistema de adhesión considerado (C: Clearfil; GP: G-Premio Bond; I: iBond; C+SB: Clearfil+ arenado óxido de aluminio; GP+SB: G-Premio Bond+ arenado óxido de aluminio; I+SB: iBond+ arenado óxido de aluminio; C+Sy: Clearfil+ arenado ProSylc; GP+Sy: G-Premio Bond+ arenado ProSylc; I+Sy: iBond+ arenado ProSylc).

Tabla 5. Estadísticos descriptivos de la variable F/S (MPa) en función del adhesivo utilizado (GRUPO) (C: Clearfil; GP: G-Premio Bond; I: iBond; C+SB: Clearfil+ arenado óxido de aluminio; GP+SB: G-Premio Bond+ arenado óxido de aluminio; I+SB: iBond+ arenado óxido de aluminio; C+Sy: Clearfil+ arenado ProSylc; GP+Sy: G-Premio Bond+ arenado ProSylc; I+ Sy: iBond+ arenado ProSylc). Las letras (a y b) que acompañan los valores medios indican la existencia o no de diferencia estadísticamente significativa entre los sistemas de adhesión considerados.

N		Media	Desv. típica	95 % del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
C	75	26,2 ^b	12,2	23,2	28,8	9,33	63,64
GP	50	27,4 ^b	11,6	25,0	31,6	9,46	57,42
I	74	26,8 ^b	11,7	24,4	29,8	9,20	69,15
C+SB	23	40,2 ^a	10,3	36,3	45,1	22,15	57,16
GP+SB	20	32,9 ^{ab}	9,8	27,6	36,7	16,21	54,27
I+SB	52	25,3 ^b	11,1	21,4	27,6	9,52	52,28
C+Sy	24	22,5 ^b	8,5	18,7	25,8	9,26	36,39
GP+Sy	31	24,4 ^b	10,3	21,9	29,4	9,20	46,67
I+Sy	58	24,5 ^b	9,3	22,0	26,9	9,54	50,00

El estudio establece dos subconjuntos de diferente comportamiento, con diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,011$), el formado por el sistema adhesivo C+SB que es el de mayor valor de F/S, 40,7 MPa, (etiquetado con “a” en la tabla 5 frente al resto de sistemas adhesivos, etiquetados con “b” en la tabla 5). El adhesivo GP+SB con un valor medio de F/S de 32,2 no presenta diferencia estadísticamente significativa con ninguno de los dos grupos establecidos, por lo que está etiquetado como “ab” (Tabla 5). Este resultado queda recogido en la tabla 6 en la que se muestran los sistemas adhesivos de menor a mayor valor de F/S y se muestran los dos subconjuntos encontrados. Así mismo en la tabla 6 se muestra la significación estadística de la diferencia del sistema de adhesión C+SB con el resto de los sistemas.

Tabla 6. Subconjuntos homogéneos ($p=0,069$ y $p=0,208$) integrados por los sistemas adhesivos considerados en función de la variable F/S (MPa). Criterio establecido según el estadístico de Scheffe. (C: Clearfil; GP: G-Premio Bond; I: iBond; C+SB: Clearfil+ arenado óxido de aluminio; GP+SB: G-Premio Bond+ arenado óxido de aluminio; I+SB: iBond+ arenado óxido de aluminio; C+Sy: Clearfil+ arenado ProSylc; GP+Sy: G-Premio Bond+ arenado ProSylc; I+Sy: iBond+ arenado ProSylc).

Grupo N		Subconjunto para alfa = 0.05		Valor de p en la comparación con C+SB
		1	2	
C+Sy	24	22,26		,000*
I+Sy	58	24,45		,000*
I+SB	52	24,51		,000*
GP+Sy	31	25,66		,001
C	75	26,01		,000*
I	74	27,11		,001
GP	50	28,32		,008
GP+SB	20	32,15	32,15	,551
C+SB	23		40,71	
Sig.		,069	,208	

*los valores indicados como ,000 deben entenderse como $p < 0,001$

4.3.2. Análisis del factor tiempo

La tabla 7 muestra los valores medios, desviación típica e intervalos de confianza del 95 % para la variable F/S en función de la temporalidad, independientemente del adhesivo considerado.

Tabla 7. Valores medios, desviación típica e IC95 % de la F/S para el factor tiempo.

Temporalidad	Media	Desv. Error	Intervalo de confianza al 95 %		Valor de p
			Límite inferior	Límite superior	
Inmediato	26,9	0,9	25,1	28,6	0,135
Diferido	28,7	0,9	27,0	30,5	

Ahora bien, dado que cada sistema adhesivo es independiente en su comportamiento, la Figura 40, muestra para cada sistema de adhesivo, la comparación entre los valores obtenidos de F/S(MPa) cuando el análisis se ha realizado de modo inmediato frente al caso en que el análisis se realizó 6 meses más tarde (diferido) y resulta de interés comprobar si las diferencias que se aprecian en la Figura 5 entre ambos tiempos del estudio en cada sistema de adhesión son o no estadísticamente significativas.

Para ello se ha analizado cada sistema adhesivo de forma independiente y se ha utilizado la t-Student como estadístico de prueba. Los resultados de este estudio se muestran en la tabla 8.

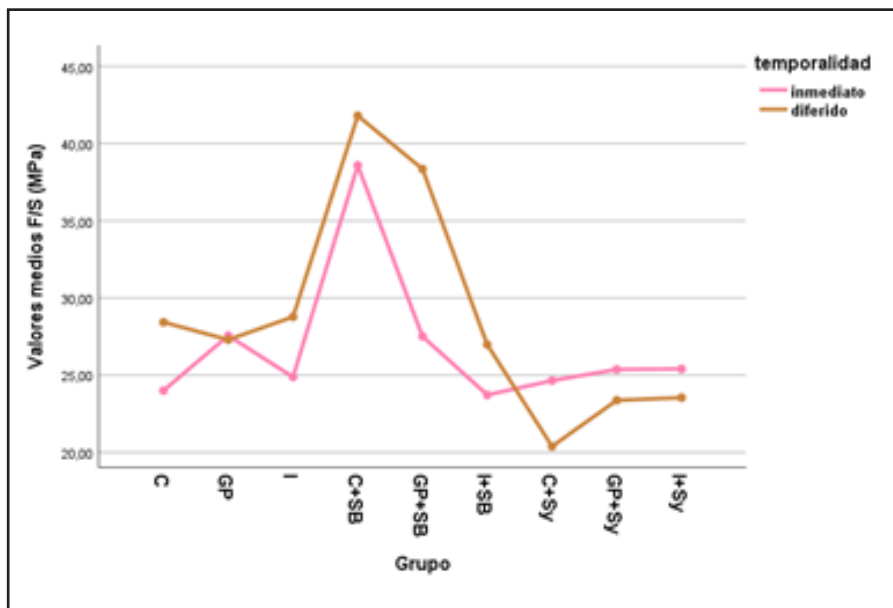


Figura 40. Valores de F/S correspondientes a cada sistema adhesivo en función del momento en el que se realiza el ensayo: inmediato o diferido 6 meses.

Resulta de interés comprobar si las diferencias que se aprecian en la Figura 40 entre ambos tiempos del estudio en cada sistema de adhesión son o no estadísticamente significativas. Los resultados de este estudio se muestran en la tabla 8.

Tabla 8. Valores medios de F/S (MPa) para cada sistema adhesivo en función del tiempo en que se ha realizado el ensayo (inmediato vs diferido 6 meses).

Sistema adhesivo	Temporalidad	Media	Desv. Error	Intervalo de confianza al 95 %		p valor
				inferior	superior	
C	Inmediato	24,0	2,0	20,0	28,0	0,033*
	Diferido	28,4	1,8	24,8	32,0	
GP	Inmediato	27,6	2,5	22,7	32,4	0,883
	Diferido	27,3	2,1	23,1	31,4	
I	Inmediato	24,9	1,8	21,3	28,4	0,439
	Diferido	28,8	1,9	25,0	32,5	
C+SB	Inmediato	38,6	3,1	32,4	44,7	0,446
	Diferido	41,8	3,3	35,2	48,4	
GP+SB	Inmediato	27,5	3,7	20,3	34,8	0,023*
	Diferido	38,3	3,7	31,1	45,6	
I+SB	Inmediato	23,7	2,1	19,6	27,8	0,254
	Diferido	27,0	2,3	22,5	31,5	
C+Sy	Inmediato	24,6	3,4	17,9	31,4	0,142
	Diferido	20,4	2,9	14,7	26,1	
GP+Sy	Inmediato	25,4	3,0	19,4	31,4	0,341
	Diferido	23,4	3,5	16,5	30,2	
I+Sy	Inmediato	25,4	2,1	21,3	29,5	0,479
	Diferido	23,5	2,0	19,5	27,6	

Puede observarse que en los únicos casos que aparece diferencia estadísticamente significativa entre la F/S obtenida en un análisis inmediato y diferido, la adhesión es mejor a los diferidos, no habiendo diferencia estadísticamente significativa en los otros tipos de sistemas adhesivos.

4.3.3. Análisis de la influencia de la ubicación

Al igual que en el estudio del factor anterior, la tabla 9 muestra los valores de F/S correspondientes a la diferente ubicación de la varillas, central o periférica de forma global. El ANOVA muestra que no existe diferencia estadísticamente significativa respecto a la ubicación ($p=0,312$).

Tabla 9. Valores medios, desviación típica e IC95 % de la F/S para el factor ubicación.

Ubicación	Media	Desv. Error	Intervalo de confianza al 95 %		Valor de p
			Límite inferior	Límite superior	
Central	27,2	1,0	25,2	29,2	p=0,312
Periférica	28,5	,8	26,9	30,0	

Aunque de forma conjunta no aparece diferencia en los valores de F/S en relación con la ubicación de la varilla, hemos analizado que sucede en cada uno de los sistemas de adhesión. Así la Figura 41 y la tabla 10 muestran los valores correspondientes a F/S para la comparación entre central y periférica para cada grupo de adhesión.

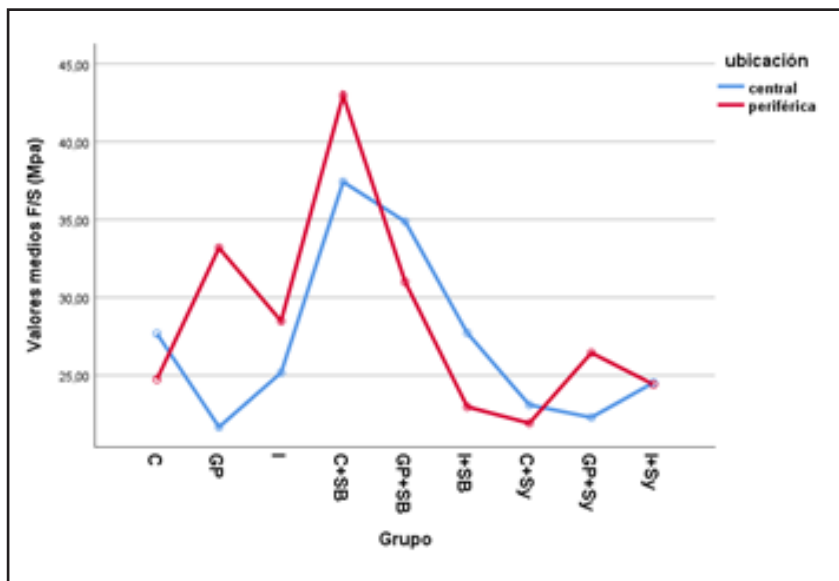


Figura 41. Valores de F/S correspondientes a cada sistema adhesivo en función de la ubicación de la varilla, central o periférica.

Tabla 10. Valores medios de F/S (MPa), Desviación típica, intervalos de confianza para cada sistema adhesivo en función de la ubicación de la varilla extraída del molar en la que se ha realizado el ensayo. El valor de p indica si la localización de la varilla (central o periférica) representa una diferencia en el valor de F/S.

Sistema adhesivo	Ubicación	Media	Desv. Error	Intervalo de confianza al 95 %		p valor
				Límite inferior	Límite superior	
C	Central	27,7	2,3	23,2	32,2	0,442
	Periférica	24,8	1,5	21,8	27,7	
GP	Central	21,7	2,5	16,7	26,6	0,002*
	Periférica	33,2	2,0	29,2	37,2	
I	Central	25,2	2,1	20,9	29,4	0,181
	Periférica	28,5	1,5	25,5	31,5	
C+SB	Central	37,4	3,6	30,4	44,5	0,195
	Periférica	43,0	2,9	37,4	48,6	
GP+SB	Central	34,9	4,4	26,3	43,4	0,430
	Periférica	31,0	2,9	25,4	36,6	
I+SB	Central	27,7	2,5	22,9	32,5	0,124
	Periférica	23,0	1,9	19,3	26,7	
C+Sy	Central	23,1	2,9	17,4	28,8	0,912
	Periférica	21,9	3,4	15,2	28,7	
GP+Sy	Central	22,3	4,1	14,3	30,3	0,323
	Periférica	26,4	2,2	22,2	30,7	
I+Sy	Central	24,5	2,3	19,9	29,1	0,987
	Periférica	24,4	1,8	21,0	27,9	

Puede observarse que sólo existe diferencia en este caso para el grupo GP, pero dado que la prueba ANOVA univariada no mostró diferencia, se considera un resultado espurio y que la ubicación de la varilla no afecta a la adhesión obtenida.

Se ha analizado, también, el cruce de los factores ubicación y temporalidad (Tabla 11). El análisis de los intervalos de confianza del 95 %, muestra que no existe diferencia estadísticamente significativa asociada con estos factores.

Tabla 11. Valores de F/S para la combinación de factores ubicación-temporalidad.

Ubicación	Temporalidad	Media	Desv. Error	Intervalo de confianza al 95 %	
				Límite inferior	Límite superior
Central	Inmediato	24,496	1,482	21,582	27,411
	Diferido	28,372	1,565	25,295	31,450
Periférica	Inmediato	25,407	1,092	23,260	27,554
	Diferido	28,085	1,097	25,928	30,241

4.3.4. Análisis por sistemas de adhesivos

Dado que en las estrategias adhesivas que se están analizando están integrados por un sistema adhesivo y un acondicionamiento del sustrato dentario, es importante analizar de forma separada el efecto de los distintos acondicionamientos sobre el mismo sistema adhesivo, así como el efecto del sistema adhesivo para el mismo tipo de acondicionamiento. Para ambos estudios dividiremos los sistemas adhesivos en grupos; los que tienen el mismo acondicionamiento de la superficie y distinto tipo de adhesivo: grupo A: C, GP, I; grupo B: C+SB, GP+SB, I+SB; grupo C: C+Sy, GP+Sy, I+Sy, y los que tienen el mismo sistema adhesivo y distinto acondicionamiento de la superficie dental: grupo D: C, C+SB, C+Sy; grupo E: CB, GP+SB, GP+Sy y grupo F: I, I+SB, I+Sy. De esta forma en cada uno de los grupos está eliminada una de las variables del sistema adhesivo. La tabla 12 muestra la comparación de los subgrupos realizados.

El análisis del subgrupo A, formado por los sistemas adhesivos C, GP e I sin acondicionamiento, no presenta diferencia estadísticamente significativa entre ellos ($p=0,561$), pero con el acondicionamiento SB (subgrupo B) sí que existen diferencias estadísticamente significativas ($F_{2,82}=18,960$ $p<0,001$), mostrando que este acondicionamiento produce un cambio en el comportamiento de los adhesivos. El valor de F/S resulta significativamente mayor para C+SB que para GP+SB y este mayor que I+SB ($p<0,025$). El subgrupo C, integrado por C+Sy, GP+Sy, I+Sy que tampoco presentan diferencias entre ellos ($F_{2,107}=0,590$; $p=0,556$).

Tabla 12. Valores medios de F/S (MPa) en función del sustrato y el tipo de acondicionamiento realizado. El asterisco muestra diferencias en las filas y las letras diferencias en las columnas.

Sustrato	Valor medio de F/S (MPa)			Valor de p
	Sin acondicionamiento	+SB	+Sy	
C	26,2	40,2 a*	22,5	0,001*
GP	27,4	32,9 b	24,4	0,077
I	26,8	25,3 c	24,5	0,406
Valor de p	$p=0,543$	0,025*	$p=0,556$	

Los resultados muestran que los sistemas adhesivos C, GP e I no tienen diferencia estadísticamente significativa entre ellos cuando no hay acondicionamiento de la superficie dental, pero el acondicionamiento SB mejora muy significativamente la adhesión del adhesivo C, aumentando su adhesión en un 53,5 %, el aumento en el caso del sustrato GP es menor 17 % y aunque no llega a resultar estadísticamente significativo ($p=0,077$) este acondicionamiento no representa ninguna mejora sobre el sustrato.

Tabla 13. Valores medios de F/S (MPa) en función del sustrato y el tipo de acondicionamiento realizado y si la medida se ha realizado de modo inmediato o diferido. Se representa el porcentaje de variación del valor de F/S entre ambas situaciones. Los valores indicados en rojo presentan diferencia estadísticamente significativa entre ellos.

Valor medio de F/S (MPa)								
Sust	Sin acondicionamiento			+SB			+Sy*	
	Inm	Dif	% Var	Inm	Dif	% Var	Inm	Dif
C	24,0	28,4	18,3 %	38,6	41,8		24,6	20,4
	p=0,030			p=0,444			p= 0,185	
GP	27,5	27,3		27,5	38,3	39,3 %	25,3	23,4
	p=0,884			p=0,043			p=0,292	
I	24,9	28,8		23,7	27,0		25,4	23,5
	p=0,440			p=0,225			p=0,480	

*No se ha determinado el coeficiente de variación porque no hay diferencia significativa entre la experimentación inmediata y diferida.

Acrónimos: Sust=sustrato; Inm=inmediato; Dif=diferido; Var=variación.

Para cada uno de estos subgrupos se procede a comparar el factor tiempo inmediato vs diferido (Tablas 12) y central vs periférico (Tablas 13).

Los resultados muestran que en general los valores de F/S (MPa) son ligeramente superiores en los ensayos diferidos respecto a los realizados de forma inmediata, salvo en el caso del acondicionamiento Sy, que, aunque presentan una disminución de la adhesión a los 6 meses, la diferencia no resulta estadísticamente significativa. Los cambios que han resultado significativos corresponden al aumento de 18,3 % en el caso de C cuando se le añade SB y un aumento del 39,3 % en el caso de GP cuando se le añade SB.

El análisis sobre el efecto de la ubicación de la varilla, central vs periférica muestra que existe únicamente diferencia para el sustrato GP sin acondicionamiento. Este resultado puede considerarse espurio ya que no existe una tendencia general en los grupos y en resultados anteriores en general, el ANOVA no resultó significativo respecto a este factor.

Tabla 14. Valores medios de F/S (MPa) en función del sustrato y el tipo de acondicionamiento realizado y si la medida se ha realizado sobre varilla de la zona central o periférica. Los valores indicados en rojo presentan diferencia estadísticamente significativa entre ellos.

Sustrato	Valor medio de F/S (MPa)					
	Sin acondicionamiento		+SB		+Sy	
	Central	Periférica	Central	Periférica	Central	Periférica
C	27,7	24,8	37,4	43,0	23,1	21,9
	p=0,416		p=0,204		p= 0,919	
GP	21,7	33,2	34,9	31,0	22,3	26,4
	p=0,003		p=0,452		p=0,279	
I	25,2	28,5	27,7	23,0	24,5	24,4
	p=0,178		p=0,107		p=0,988	

Por tanto, del estudio estadístico realizado de esta parte se puede concluir que:

- Los sistemas adhesivos estudiados sin ningún tipo de acondicionamiento de la superficie dental, tienen F/S (MPa) similares.
- EL acondicionamiento SB aumenta significativamente la F/S (MPa) del adhesivo C un 53,5 %, y aumenta cerca de la significación estadística, la adhesión del GP en un 17,2 %.
- C+SB es la estrategia adhesiva que precisa mayor F/S para producir el arranque de la fractura de la varilla, seguido de GP+SB.
- El acondicionamiento o tratamiento de la superficie dental con Sy no mejora la adhesión al sustrato dental.
- El tiempo mejora la adhesión, salvo en el caso del acondicionamiento con Sy.
- La ubicación de la varilla no es un factor que influya en la adhesión.

4.3.5. Análisis de la resistencia a la fractura según el tipo de fractura

La tabla 15 muestra los resultados de los valores de F/S para cada uno de los tipos de fracturas analizados. El análisis estadístico no ha mostrado diferencias estadísticamente significativas en el valor de F/S entre los distintos tipos de fractura $p=0,155$.

Tabla 15: Valores descriptivos de la F/S para cada tipo de fractura.

		Tipo			
		Adhesiva	Cohesiva composite	Cohesiva dentina	Total
N		300	89	18	407
Media		26,39	29,05	26,24	26,96
Desviación		11,37	11,99	11,20	11,53
Desv. Error		0,66	1,27	2,64	0,57
95 % del intervalo de confianza para la media	Límite inferior	25,10	26,52	20,67	25,84
	Límite superior	27,68	31,57	31,81	28,09
Mínimo		9,20	9,20	12,39	9,20
Máximo		69,15	58,29	50,00	69,15

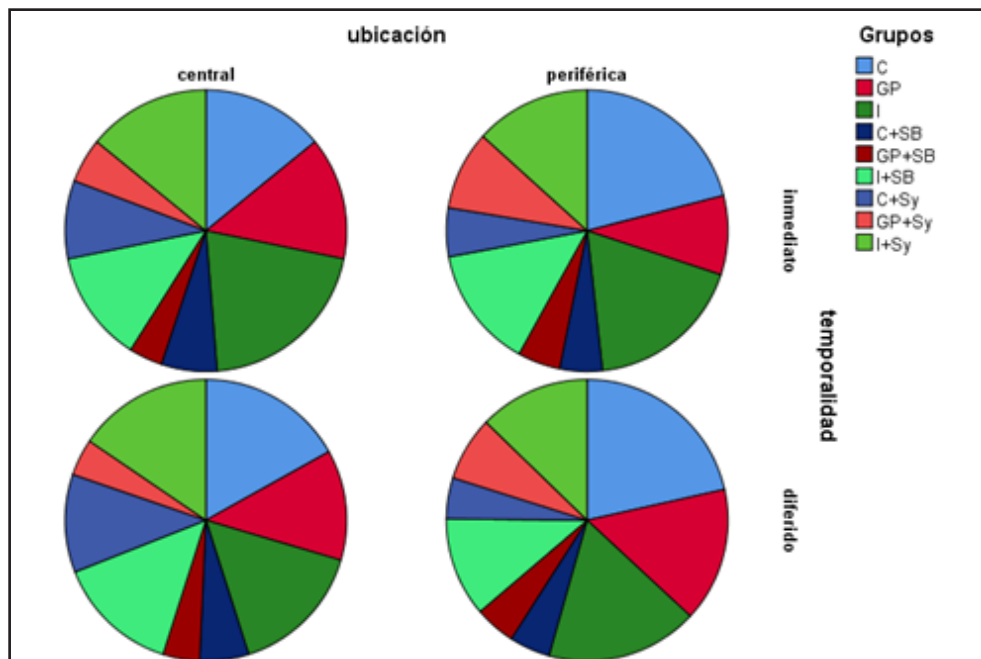


Figura 42. Distribución relativa de casos según los tres factores analizados, sistema de adhesión (C: Clearfil; GP: G-Premio Bond; I: iBond; C+SB: Clearfil+ arenado óxido de aluminio; GP+SB: G-Premio Bond+ arenado óxido de aluminio; I+SB: iBond+ arenado óxido de aluminio; C+Sy: Clearfil+ arenado ProSylc; GP+Sy: G-Premio Bond+ arenado ProSylc; I+ Sy: iBond+ arenado ProSylc), ubicación de la varilla (central/periférico) y temporalidad en la medición (inmediato/diferido).

5

Discusión

Hemos abordado la discusión de nuestra investigación en diferentes apartados. De forma que, en *primer* lugar, analizaremos la conveniencia a la hora de seleccionar tanto los distintos materiales utilizados (por qué se ha seleccionado Clearfil SE Bond® como grupo control, y por qué se ha seleccionado G-Premio Bond® e I-Bond® para establecer su comparativa, además de reflexionar acerca de los tratamientos de superficie) y los métodos empleados, concretamente el test de microtracción. A continuación, y de forma crítica, pasaremos a discutir los resultados obtenidos y analizar estudios similares para comparar dichos resultados con los obtenidos por otros expertos en la materia.

Antes de pasar a las conclusiones, abordaremos las posibles repercusiones prácticas y su traslación a la clínica en los protocolos de adhesión.

5.1. Discusión de la selección de los materiales

5.1.1. Muestras

Obtuvimos un total de 16 dientes, que fueron primeros y segundos molares erupcionados, tanto superiores como inferiores. Todos ellos procedían de pacientes mayores de 45 años, ya que por su edad iban a presentar la variante fisiológica de dentina esclerótica motivo de este estudio. Se trataba de molares que no presentaban lesiones de caries ni fracturas coronarias que pudieran afectar al estudio a llevar a cabo, así como tampoco debían presentar tratamientos restauradores previos.

En el presente estudio se utilizó como líquido de almacenamiento el suero salino taponado con fosfato a una temperatura constante de 37° C (NaCl 0,9 %), de forma que los molares eran depositados en frascos conteniendo suero salino en volumen suficiente (relación 30/1) inmediatamente después de la extracción y hasta el momento de iniciar el procedimiento experimental, con la finalidad de mantenerlos hidratados para así imitar las condiciones del medio oral.

Si revisamos la literatura, la disolución de cloramina al 0,5 % en agua a 4° C (Hikita, 2007), el agua destilada, el suero salino o el glutaraldehído, son las soluciones que obtienen resultados de fuerzas de adhesión más estables a lo largo del tiempo, a diferencia del hipoclorito sódico, aunque no existe consenso acerca del medio ideal de almacenaje y de la duración del mismo actualmente (El Mourad, 2018).

Se descartaron las muestras que no habían sido correctamente conservadas desde su extracción hasta al inicio de la experimentación.

5.1.2. Varillas

De los molares pasamos a obtener varillas para la experimentación. En investigaciones similares se han descrito diferentes formas de confeccionar estas varillas de ensayo, tales como en forma de reloj de arena, cilíndricas o rectangulares.

Sano describió la morfología de las varillas en forma de reloj de arena (Sano, 1994). Su forma debía ser cilíndrica pero adelgazada en el medio, en la zona de la interfase adhesiva, con la finalidad de reducir el área de adhesión (González, 2022).

Tras revisar las variables que podrían tener influencia en los valores de resistencia adhesiva, Phrukkanon concluyó que no había diferencias significativas en las distintas morfologías de las varillas, pero sí en el tamaño del área de adhesión, puesto que, a menor área se obtienen mayores valores de resistencia adhesiva (Phrukkanon, 1998).

En el proceso de obtención de las varillas en nuestro estudio, nos decidimos por la morfología de prisma rectangular de sección cuadrada como mencionamos anteriormente, ya que disponemos de la maquinaria apropiada para el corte de los especímenes. Dichas varillas van fijadas a unas placas que poseen una muesca o ranura en la que encajan las varillas para ser adheridas y ensayadas. La placa se coloca en la máquina de tracción perfectamente asentada, minimizándose la aparición de fuerzas no axiales (Ferrando, 2020; González, 2022).

Un problema que nos podemos encontrar con este tipo de varillas con un área de adhesión muy reducida es el fallo previo de la prueba. Este consiste en que se rompan las varillas al fijarse a la pletina, antes de ser ensayadas. Esto sucede cuando se emplean sistemas adhesivos o materiales con baja resistencia de unión, lo que obliga a repetir el procedimiento (Sano, 2020). Es oportuno mencionar el grupo 3, donde a pesar de que los molares no se rompieron con la vibración del disco de diamante de la máquina de corte, si lo hicieron un número significativo de varillas, que fueron catalogadas como fallo previo a la prueba, por romperse en el momento de fijarlas a la pletina de ensayo. Se separó en todos los casos el sustrato dental del material de restauración (fallo adhesivo).

Cuando realizamos la preparación del conjunto diente-build up de composite y lo cortamos en varillas, estas quedaban divididas en perimetrales, las que estaban en la periferia del bloque, y las centrales, siendo este un aspecto a discutir pues no hay unanimidad de criterio en incluir o excluir estas muestras en el estudio. Hay autores que no mencionan nada sobre este detalle, por

lo que entendemos que no hicieron distinción e incluyeron todas las varillas en la experimentación (Hikita, 2007; Frankenberger, 2015; Duzyol, 2016). Sin embargo, hay otros estudios en los que se desechan las varillas que conforman el perímetro del bloque adherido al cubo de composite (Elsaka, 2014; Peumans, 2016; Do Amaral Colombo, 2019). Del mismo modo, hay autores que diferencian entre varillas centrales y periféricas en su experimentación (González, 2022). Al hacer el diseño de nuestro protocolo, decidimos incorporar las varillas perimetrales en el estudio, tras haber desechado todas las que pudiesen tener algún resto de esmalte, pero incluyendo la variable perimetral/central, para poder analizar si realmente este aspecto influía en el resultado.

También en lo referente al almacenamiento y conservación de las varillas obtenidas de los molares hasta el momento de la experimentación hay variedad en los protocolos. Al igual que hicimos con los molares, elegimos la opción de conservación en una solución salina taponada con fosfato a una temperatura constante de 37° C (El Mourad, 2018), aunque hay autores que proponen almacenar las muestras en agua destilada a 37° C (Elsaka, 2014; Frankenberger, 2015; Duzyol, 2015; Vidal, 2015; Peumans, 2016).

5.1.3. Tratamientos de superficie

El acondicionamiento de la dentina sana está ampliamente estudiado y los resultados son predecibles. Sin embargo, cuando el sustrato es una dentina modificada o alterada respecto al patrón común, debe mejorarse el tratamiento químico y/o mecánico de la misma para obtener mejores valores de adhesión.

Desde que Buonocore introdujo el acondicionamiento con ácido ortofosfórico como tratamiento mecánico para mejorar la retención de las resinas al esmalte

(Buonocore, 1955), se ha grabado durante años, simultáneamente esmalte y dentina con ácido ortofosfórico al 32-37 % (Fusayama, 1980; Kanca, 1992). Los estudios han demostrado que el ácido ortofosfórico reduce la cantidad de bacterias residuales en la dentina careada (Mertz-Fairhurst, 1998). Sin embargo, los adhesivos de grabado y enjuague de dos pasos se comportan como membranas semipermeables después de la polimerización, lo que favorece el paso continuo del líquido dentinario (Tay, 2004). Como expusimos en la introducción, las desventajas del grabado con ácido ortofosfórico de la dentina son el riesgo de hipersensibilidad postoperatoria, posible daño pulpar, activación de las metaloproteinasas y ulterior degradación de la capa híbrida y nanofiltración.

Por estas razones, se introdujo el acondicionamiento mecánico de la dentina con un arenado de la superficie dental con polvo de óxido de aluminio de 50 μm . El uso clínico de los sistemas de abrasión por aire tiene otras ventajas como la ausencia de dolor durante los procedimientos operativos y la oportunidad de preparar cavidades ultraconservadoras con ángulos internos redondeados, minimizando así la tensión de contracción de los composites (Banerjee, 2008).

Otra opción de material para acondicionar mecánicamente el sustrato podría ser el pretratamiento con polvo de glicina; este tratamiento podría mejorar las propiedades mecánicas al crear microrugosidades muy superficiales por su pequeño tamaño de partícula (45-63 μm), aunque solo ha sido testado en dentición bovina y se necesitarán más estudios para su validación (Poggio, 2017).

Se sabe poco acerca del método de acondicionamiento de superficies empleado en nuestro estudio experimental, el Aquacare®, por ser relativamente nuevo. En el procedimiento de este sistema además del arenado con polvo de óxido de aluminio de 29 μm (Procut®) o polvo de vidrio bioactivo SiO_2 , Na_2O , CaO (ProSylc®), se utiliza al mismo tiempo un líquido Aquasol® (17,5 % de

etanol). Se desconoce la influencia del líquido sobre el efecto del polvo que se utiliza para el arenado. El principio general de limpiar una superficie con alcohol para eliminar microorganismos quizás también podría ser aplicable en el entorno oral. La razón de esto es que la limpieza con alcohol podría conducir a una reducción en la contaminación con microorganismos y partículas.

Un inconveniente del arenado intraoral convencional, es la gran cantidad de polvo residual en suspensión que se deposita sobre el paciente y sobre el mobiliario del gabinete dental. Una ventaja del arenado junto con un líquido, en nuestro caso Aquasol, es la reducción de la formación de una niebla de partículas de chorro de arena en todo el consultorio dental.

Existen autores que han estudiado minuciosamente el sustrato dentinario alterado y las distintas posibilidades de tratamiento de superficie para mejorar las deficiencias de la adhesión.

Léa Massé en 2021, hizo una revisión sistemática sobre las alteraciones de la dentina clasificadas por Shields (Shields, 1973) y las posibilidades de pretratamiento para mejorar la adhesión a estos sustratos.

De la Dure-Molla et al, simplificaron dicha clasificación y denominaron a todas las mutaciones de la *DSPP* (*dentine sialophosphoprotein*), dentinogénesis imperfecta. Las piezas dentarias afectadas por esta mutación presentan coronas de color entre gris y marrón, son más acortadas y redondeadas y las raíces son más delgadas y presentan alteraciones pulpaes (De la Dure-Molla, 2021). Al igual que en la dentina esclerótica objeto de nuestro estudio, la dentinogénesis imperfecta no afecta homogéneamente a todo el espesor de la dentina, siendo ambos sustratos alterados, aunque son distintos tanto en su densidad mineral como en su microestructura, así como en las propiedades mecánicas y químicas. En dicha revisión se propone el arenado con óxido de aluminio de las superficies de esmalte y dentina como pretratamiento, para

crear microrugosidades que aumenten la superficie de unión y la energía superficial del sustrato (B. Gda, 2017). Otra de las recomendaciones que propone Léa Massé, es el grabado ácido tras el arenado para eliminar los restos de las partículas de óxido de aluminio ya que podrían interferir con la infiltración de la resina (Van Meerbeek, 2003; Rafael, 2016).

No hemos seguido la estrategia del grabado con ácido ortofosfórico por que se eliminaría el calcio de la HAp de la dentina. En nuestro estudio, aplicamos la estrategia de autograbado con todos los sistemas adhesivos seleccionados para garantizar la unión química del adhesivo al calcio de la HAp de la dentina. Se realizó el lavado de los molares para eliminar los restos del polvo de arenado previamente a la aplicación del sistema adhesivo. Por tanto, diferimos de Léa Massé en este punto, puesto que pensamos que la adhesión química es más estable y duradera en el tiempo que la adhesión mecánica como han estudiado otros autores (Yoshida, 2004; Thompson, 2011). Los resultados obtenidos en nuestro estudio coinciden con los de estos últimos autores, los cuales afirman que la formación de enlaces interatómicos, iónicos y covalentes entre el sustrato dental y la resina adhesiva se ve favorecida con el uso de materiales que contengan 10-MDP, monómero hidrofílico del que hablamos en apartados anteriores.

El segundo medio de abrasión por aire empleado en nuestro estudio fue ProSylc® (Osspray Ltd, London, UK). Este polvo de arenado Bioglass 45S5(BAG) es un filosilicato de fosfato bioactivo de calcio/sodio que reacciona con los fluidos corporales, fomentando la formación de hidroxiapatita y la remineralización del tejido duro dental. (Sepúlveda, 2002; Cerruti, 2005; Sauro, 2010; Wang, 2010). Su composición es SiO_2 , Na_2O y CaO y se utiliza en odontología como sustituto del polvo de alúmina en sistemas de abrasión por aire, como alternativa a los instrumentos rotatorios de mano tradicionales para eliminar el tejido duro dental (es decir, esmalte, dentina y cemento). La formulación específica de BAG creada para los procedimientos de abrasión por aire, tienen un módulo de Young de 35 GPa y una dureza Vickers de 458

VHN, valores que son significativamente más bajos que los de la alúmina (380 GPa y 2.300 VHN, respectivamente) pero muy similares a los de la dentina mineralizada.

Este polvo de arenado se utilizó a una presión de 4-5 bares durante 15 s a una distancia máxima de 5 mm de la superficie de la dentina siguiendo los estudios de Sauro, que demostró que se podía incrustar el polvo de BAG en la superficie de la dentina y dentro de los túbulos dentinarios, remineralizando la dentina bombardeada mediante la formación de hidroxiapatita (Sauro, 2010).

5.1.4. Sistemas adhesivos universales

Se han estudiado 3 sistemas adhesivos, siendo el Clearfil SE Bond 2® el *gold standard*. Seleccionamos este adhesivo como grupo control, por la evidencia científica existente sobre sus características clínicas a largo plazo (Van Meerbeek, 2011; Sezinando, 2014); es un sistema adhesivo autograbante de dos pasos, en el que el *primer* contiene los monómeros hidrofílicos separados de los monómeros hidrofóbicos contenidos en el *bonding*. Los mayores valores de adhesión se encuentran en agentes adhesivos de grabado total (tres pasos) o autograbantes (de dos pasos) y en el empleo de resinas de alta viscosidad (Choi, 2010; Carvalho, 2021). Los otros dos sistemas adhesivos ensayados, fueron seleccionados por ser adhesivos universales de un solo paso y por contener o no 10-MDP; monómero hidrofílico que en parte es objeto de nuestro estudio.

En la evolución de los sistemas adhesivos y con la finalidad de reducir el número de pasos en la estrategia de acondicionamiento del sustrato, salieron al mercado los conocidos como adhesivos multimodo, “*all in one*” o adhesivos

universales. Son materiales muy versátiles que permiten ser utilizados con estrategia de grabado total, autograbado o grabado selectivo a esmalte (Perdigao, 2015), lo que simplifica la selección del sistema adhesivo más adecuado a cada situación clínica y minimiza las posibilidades de error en la técnica de aplicación. Es interesante destacar que pueden ser de gran ayuda a la hora de reparar restauraciones de resinas compuestas que afecten a varios sustratos adherentes a la vez (Seabra, 2014). El principal inconveniente de estos adhesivos multimodo es su alto contenido en agua (más del 40 %) que, para ser eliminada antes de la polimerización, requiere de tiempos de secado mayores que otros sistemas adhesivos (Chen, 2015).

Aunque existen numerosos estudios sobre la adhesión de los adhesivos universales a esmalte y dentina (Muñoz, 2013; Vagner, 2014; Muñoz, 2015; McLean, 2015), la información de la que disponemos sobre la calidad y durabilidad de la adhesión a largo plazo de estos sistemas adhesivos en función a los diferentes modos de aplicación es limitada (Perdigao, 2014; Vagner, 2014; Muñoz, 2015; Chen, 2015), por su reciente introducción en el mercado, por lo que son necesarios más estudios.

Takamizawa comparó varios adhesivos multimodo en ambas estrategias de grabado, y concluyó que no existían diferencias sustanciales en los valores obtenidos con microtracción entre la estrategia de TE y la de SE (Takamizawa, 2015).

Los mayores valores de adhesión se encuentran en los sistemas adhesivos de grabado total de tres pasos o en los sistemas autograbantes de dos pasos y en el empleo de resinas de alta viscosidad (Magne, 2005; Duarte, 2009; Falkensammer, 2014). OptiBond FL® es considerado el agente adhesivo de tres pasos con mayores valores de adhesión y mayor estabilidad adhesiva a largo plazo (Magne, 2005; Duarte, 2009; Sahin, 2012). Aunque otros autores emplearon diferentes sistemas adhesivos, autograbantes de dos y tres pasos (Choi, 2010; Carvalho, 2021).

Diferentes trabajos recomiendan no grabar sistemáticamente la dentina con ácido ortofosfórico para conservar los cristales de HAP y favorecer los mecanismos de adhesión química entre los monómeros resinosos y el calcio de la dentina (Perdigao, 2014). Los adhesivos universales deben frotarse activamente sobre el esmalte y la dentina durante 15 s para mejorar la adhesión (Moritake, 2019).

Generalmente, cuando la superficie de la dentina se graba previamente con ácido ortofosfórico, parece que los componentes de resina del adhesivo de autograbado tienen dificultades para penetrar la red de colágeno expuesta, lo que conduce a una disminución de la fuerza de unión (Van Landuyt, 2006; Van Landuyt, 2006; Ikeda, 2008; Ikeda, 2009).

Como mencionamos en la introducción, en el apartado de adhesión y de los sistemas adhesivos, los principales mecanismos de degradación de las uniones dentinarias son la hidrólisis de la matriz de resina polimerizada en la capa adhesiva, la degradación enzimática de las fibrillas de colágeno y la fatiga por cargas repetidas durante meses o años (Hashimoto, 2011; Breschi, 2008). Con la estrategia de TE, se cree que la penetración incompleta del espacio de colágeno expuesto debido a una infiltración imperfecta del monómero de resina puede favorecer la degradación de la unión dentinaria (Wang, 2001; Carvalho, 2012). Además, las MMPs en la matriz dentinaria, contribuyen a la degradación de las fibrillas de colágeno no encapsuladas (Pashley, 2004; De Munck, 2009; Mazzoni, 2012; Mazzoni, 2013).

Casi todos los adhesivos universales incorporan el monómero 10-MDP que, aunque muy estable como dijimos anteriormente, no deja de ser sensible a la degradación acuosa. La efectividad de este monómero depende de la concentración y pureza en las que se encuentre, que no es igual en todos los sistemas adhesivos (van Meerbeek, 2020). El 10-MDP es un monómero ácido que reacciona con el calcio de los cristales de HAP a través de sus grupos carboxílicos y fosfóricos, obteniendo unión química. Forma nanocapas de

sales de calcio poco solubles, que actúan como protectoras de las fibras de colágeno y mejorando la calidad y durabilidad de la capa híbrida (CH) (Carrilho, 2019).

Por todo ello, a modo de resumen, recordamos que la selección de los sistemas adhesivos fue la siguiente: Clearfil SE Bond® por ser el *gold standard* de los sistemas de autograbado de 2 pasos; G-Premio Bond® como adhesivo multimodo de 1 solo paso que contiene 10-MDP; e iBond® como adhesivo multimodo de 1 solo paso sin 10-MDP.

5.2. Discusión de la selección de los métodos

La fuerza de adhesión cuando se trata de dentición permanente ha sido estudiada mediante estudios *in vitro* de: tensión/tracción, cizallamiento y *pushout* (Souza, 2022). Cuando el área adherida estudiada es menor de 3 mm² estamos hablando de muestras tamaño micro y los test más empleados son la microcizalla y la microtracción (Van Meerbeek, 2010).

La literatura indica que los “microtest” son más exactos y presentan una varianza de prueba menor, que los “macrotests”, tanto en resistencia al cizallamiento como a la tracción (Amstrong, 2010).

La resistencia a la tracción se define como la carga necesaria para producir una fractura en la interfase de unión entre dos materiales adheridos cuando se aplican fuerzas iguales en sentido contrario (González, 2022). Recordemos que esta resistencia es válida sólo si el esfuerzo es axial y uniforme, y si sobre él se aplica un máximo esfuerzo tensional distribuido homogéneamente sobre una mínima área de adhesión transversal.

Las técnicas de tracción y cizallamiento se basan en someter a la muestra a una carga que va aumentando el estrés hasta la fractura (Van Meerbeek, 2010). La fuerza de unión nominal es calculada con la división de la carga máxima aplicada (la fuerza máxima de fractura) entre el área de adhesión (Sirisha, 2014).

Además de dichas pruebas estáticas, podemos encontrar pruebas dinámicas, teóricamente más potentes, ya que se expone a la muestra a cargas parecidas a la masticación. Son test más costosos y elaborados. Entre estos destacamos: test de fatiga al macro y micro-cizallamiento, de fatiga al macro y *micro-push out*, a la microrotación y a la microtracción (Van Meerbeek, 2010). También encontramos análisis micromecánicos de elementos finitos, de la interfase adhesivo dentina (Drummond, 1996; Spencer, 2010).

En la revisión sistemática de Lenzi y colaboradores la técnica de análisis mecánico más empleada es el test de microtracción (Lenzi, 2016) y ha sido la seleccionada para el estudio de la adhesión en esta tesis doctoral.

Así, la investigación que hemos llevado a cabo ha sido un estudio *in vitro* en el que hemos utilizado elementos de morfología varillar, es decir, prismas rectangulares de sección cuadrada sobre los que hemos realizado los estudios de adhesión mediante ensayos de microtracción. Lo hemos elegido así, además de ser la técnica de análisis más empleada, por las ventajas que nos aporta: relativa rapidez y sencillez para el operador a la hora de recopilar los datos; posibilidad de comparar materiales nuevos con el *gold standard*; costes menores a los estudios *in vivo*; por tener en nuestro grupo de investigación experiencia previa en este tipo de ensayo (Vidal, 2015; Ferrando, 2020; González, 2022) y por disponer del equipamiento necesario para la obtención de las varillas y de los aditamentos necesarios para el estudio de microtracción.

La ventaja de los ensayos de microtracción frente a los de macrotracción es que, de un mismo diente, podemos obtener múltiples especímenes para ser ensayados ya que la superficie de la varilla se reduce a 1 mm². De este modo, podemos establecer comparativas en los estudios de adhesión dental sin incluir la variable de distinto sustrato dentario (dentina careada, dentina esclerótica); es posible valorar diferencias por regiones (perimetrales versus centrales) y conseguimos una mejor distribución del estrés en la zona adhesiva, lo que disminuye el número de fallos cohesivos (Van Meerbeek, 2010; Armstrong, 2010; Scherrer, 2010).

Otras ventajas son: que se obtienen más fallos adhesivos y menos cohesivos; presentan una alta resistencia de la interfase adhesiva al reducir los defectos de superficie; el análisis estadístico se puede calcular por dientes individuales; y finalmente permite un análisis de superficies irregulares en áreas muy pequeñas (1 mm²), siendo necesario en la gran mayoría de los casos, el uso de exámenes MEB y MET sobre la fractura para corroborar los resultados (Pashley, 1995).

Hemos encontrado autores que observan una buena concordancia entre los resultados obtenidos *in vitro* y la tasa de fracaso ocurrida en boca (Van Meerbeek, 2010). Mientras que otros investigadores, sin embargo, concluyen que se podrían sobrevalorar los resultados obtenidos en el laboratorio, debido a que las piezas extraídas, no presentan las mismas características que cuando están en boca: odontoblastos vivos, fluido en los túbulos dentinarios, presión intrapulpar.

Las condiciones clínicas tampoco son 100 % reproducibles: la mayor temperatura y humedad de la cavidad oral disminuiría la evaporación del solvente (Chibinski, 2011).

Encontramos no solo diversas pruebas mecánicas, sino también unas metodologías diferentes empleadas en los estudios, diferentes materiales y sustratos (adhesión a dentina sana en la gran mayoría de los casos) que ocasionan controversia entre los autores y los resultados (Lenzi, 2012).

Esto genera que la comparación de los resultados inter-laboratorio sea muy compleja, aunque se siga la norma general ISO/DTS 11405:2003 (E). No podemos aceptar una única estrategia de trabajo válida, por lo que los estudios respecto a la variable fuerza de adhesión, son recurrentes. En cualquier caso, no estamos capacitados para extrapolar a la clínica los resultados obtenidos en nuestro estudio sin realizar un análisis crítico de los mismos.

Los test de microtracción se empezaron a utilizar en nuestro campo para medir la fuerza de unión de los sistemas adhesivos a la dentina, obteniendo valores de adhesión superiores a los alcanzados con los test que empleaban muestras con superficies más grandes y mayor cantidad de fallos adhesivos en la interfase que cohesivos, tanto del material restaurador como del sustrato. Este test fue introducido por Sano, quien planteó que la resistencia de unión a la tracción era dependiente del área de la superficie adherida, de manera que pequeñas áreas de superficie se asociaban con altas resistencias adhesivas ($< 1 \text{ mm}^2$) y, por el contrario, grandes áreas de superficie mostraban baja resistencia adhesiva (Sano, 1994). Este fenómeno, de entrada, paradójico, se explica fácilmente por la presencia de defectos o bien por la concentración de esfuerzos en la interfase o en el sustrato (Ferrando, 2020).

El test de μ TBM sigue siendo una de las técnicas más versátiles y utilizadas por los investigadores y la industria para testar la fuerza de adhesión de diferentes materiales. De ahí que Armstrong publicara en 2017 una guía en la Academia de Materiales Dentales sobre las pruebas *in vitro* que miden la efectividad de la unión de los sistemas adhesivos dentales a la dentina/esmalte, concluyendo que el test de μ TBM es la mejor prueba para medir la retención de la restauración de composite (Armstrong, 2017).

5.3. Discusión de los resultados

5.3.1. Discusión de los resultados del ensayo de microtracción

Los resultados del ensayo de microtracción muestran diferencias en los valores de adhesión en los 9 grupos de estudio. Los resultados de los grupos 1, 2 y 3 en los que se aplicaron 3 sistemas adhesivos diferentes, son similares cuando se aplican directamente sobre nuestro sustrato dental alterado sin acondicionamiento previo de la superficie. Todos los sistemas adhesivos obtuvieron una fuerza de unión dentro del rango de los valores de adhesión (26,2 - 27,4 MPa) esperados para la adhesión a dentina esclerótica, ya que es de sobra conocido, que estos valores son bastante más inferiores a los que se obtienen sobre la dentina sana (35 MPa para estrategia SE en dentina) (Elkaffas, 2018). Todos los valores de adhesión superiores a 25-30 MPa en microtracción, están asociados a fallos cohesivos de la dentina, lo que significa que la unión adhesiva es más fuerte (Pashley 1995).

A propósito de los grupos 4, 5 y 6, se puede afirmar que el preacondicionamiento con arenado influye notablemente en los valores de adhesión para 2 de los 3 grupos de ensayo, pues al grupo 4 le aumenta un 53,5 % los valores obtenidos y al grupo 5 un 17,2 %. El pretratamiento con polvo de óxido de aluminio no afectó al grupo 6.

Los grupos 7, 8 y 9 no solo no mejoraron los resultados obtenidos tras la aplicación del acondicionamiento con Sylc, sino que disminuyeron los valores de adhesión al sustrato.

En cuanto a los resultados de la adhesión inmediata vs diferida, se ha obtenido un valor medio de adhesión diferida (28,7 MPa) superior a la media de la adhesión inmediata (26,9 MPa). Por tanto, en general los valores de adhesión al cabo de 6 meses son estables o superiores a los obtenidos al inicio. La importancia de este aspecto radica en que normalmente existe una degradación hidrolítica de la interfase adhesiva a partir de los 6 meses, disminuyendo notablemente los valores de adhesión. En nuestro estudio no ha sucedido esto, de ahí que se valore muy positivamente los resultados de la adhesión diferida, pues incluso no están por debajo de los 26 MPa anteriormente citados.

Los valores medios de adhesión de las varillas más próximas al esmalte (perimetrales) (28,5 MPa) no presentan diferencias estadísticamente significativas con los valores de aquellas varillas ubicadas en la dentina media y central (centrales) (27,2 MPa).

Del análisis completo de las medias de adhesión de los 9 grupos, aquel que ha mostrado mejor comportamiento ha sido el grupo 4. Todos los demás grupos, excepto el grupo 5, han mostrado diferencias estadísticamente significativas respecto a él, por tanto, el adhesivo *gold standard* junto al pretratamiento con arenado de óxido de aluminio, es la combinación más indicada para la adhesión a dentina esclerótica.

En concreto, para el sistema adhesivo Clearfil SE Bond 2, la utilización de arenado con óxido de aluminio (40,2 MPa) casi duplica los valores de adhesión obtenidos mediante el arenado con polvo de Sylc (22,5 MPa) y mejora notablemente las fuerzas de adhesión del adhesivo (26,2 MPa).

Para G-Premio Bond también sucede lo mismo, pues el preacondicionamiento con óxido de aluminio alcanza unos valores de 32,9 MPa los cuales disminuyen a 24,4 MPa si el arenado lo realizamos con Sylc y alcanzan los 27,4 MPa si no se realiza pretratamiento alguno.

En el caso de iBond Universal el resultado de la aplicación del adhesivo sin tratamiento previo (26,8 MPa) no mejora con el arenado con óxido de aluminio (25,3 MPa) ni con Sylc (24,5 MPa), aunque no existen diferencias estadísticamente significativas entre los 3 grupos.

5.3.2. Discusión de los resultados de otros estudios similares

Dentro de este apartado, tras haber revisado numerosos estudios relacionados con nuestro trabajo, se pretende comparar nuestros hallazgos con los de otros autores, evidenciando similitudes y tendencias, pero no comparando resultados numéricos en MPa, pues la sola variación de un factor imposibilita la comparación directa entre dos estudios. Se valorarán los resultados de otros autores en sus ensayos de microtracción, y se buscarán diferencias que justifiquen resultados diferentes si los hubiere. También se abordarán estudios que traten diferentes tratamientos de superficie y su influencia en los resultados. Se reflexionará sobre estudios en los que se proponen técnicas alternativas o estrategias adhesivas adicionales distintas a las recomendadas por el fabricante, valorando o rechazando su idoneidad, así como en último lugar se tratará la cuestión de la posible toxicidad de los monómeros incluidos en algunos sistemas adhesivos.

Tras la revisión de la literatura científica al respecto, nuestros resultados coinciden con muchos trabajos publicados realizados sobre dentina

mediante ensayos de microtracción. Cardoso (Cardoso, 2019), en su estudio de microtracción de siete sistemas adhesivos diferentes (Clearfil SE bond, G- Bond, Tetric-N Bond U, Scotchbond Multipurpose Plus, Ybond Universal, Single Bond Universal, Ambar Universal) encontró diferencias en la resistencia adhesiva a la dentina tanto inmediata como diferida, ya fuera utilizando una estrategia de grabado y enjuague o de autograbado. Concluye que la mayoría de los sistemas adhesivos universales no requiere ir precedido de grabado ácido a la dentina, al igual que gran parte de los estudios revisados, tal como se refleja en la revisión sistemática y metaanálisis de Rosa (Rosa, 2015).

Ya se ha mencionado en repetidas ocasiones que seleccionamos Clearfil Se Bond (CSE), adhesivo de autograbado suave (pH 2) de dos pasos, como *gold standard* (De Munck, 2012; Van Meerbeek, 2010, Van Landuyt, 2007; Peumans, 2005; Sarr, 2010) debido a los altos valores de fuerza de unión obtenidos en las interfases unidas y medidas de forma inmediata y envejecida o diferidas (Toledano, 2007; De Munck, 2006; Schroeder, 2017). Nuestros resultados confirman dichos hallazgos, pues es el adhesivo de nuestro estudio con los mejores valores de adhesión en uno de los grupos, comportándose en el resto de las estrategias adhesivas empleadas de manera correcta, predecible y similar al resto de grupos. Su mayor rendimiento clínico e *in vitro* y su durabilidad está relacionado con tres puntos principales: al ser un autograbante suave, el CSE desmineraliza ligeramente la dentina, permitiendo que algo de hidroxiapatita residual proteja las fibras de colágeno; la presencia del monómero funcional 10-metacriloldecildihidrógeno fosfato (10-MDP) componente del CSE *primer*; y la presencia de una capa hidrofóbica final como parte del sistema adhesivo autograbante de 2 pasos, en el segundo frasco. Autores como Van Meerbeek en 2011 y 2020 y Perdigao en 2014 han establecido que los sistemas adhesivos de autograbado considerados de pH *mild*, la presencia del monómero funcional 10-MDP y una capa final de resina hidrofóbica sin solvente son las razones por las que estos adhesivos se aproximan a los valores de adhesión de los sistemas adhesivos de grabado total de 3 pasos.

En nuestro estudio, Clearfil SE Bond y G-Premio Bond, previo arenado, tuvieron la mayor fuerza de adhesión a la dentina, siendo los valores de Clearfil SE Bond superiores a los de G-Premio Bond. Esta tendencia se ha repetido al revisar en la literatura como otros autores han estudiado estos mismos sistemas adhesivos en la adaptación marginal de las restauraciones de composite adheridas (Oz, 2019; Zanatta, 2019). Es interesante citar el trabajo de Jafarnia en su comparativa de 3 sistemas adhesivos (G-Premio Bond, Single Bond Universal y ClearfilS3 Bond) (Jafarnia, 2022), sin utilizar arenado alguno, pues obtuvo la mayor fuerza de adhesión a la dentina con G-Premio Bond y el Single Bond, sin embargo, Clearfil S3 Bond no obtuvo una fuerza de unión confiable en comparación con la de los otros dos adhesivos. Además de la ausencia del arenado como tratamiento de superficie, esto podría estar relacionado por un lado, con los monómeros funcionales que contienen tanto G-Premio Bond como Single Bond, y por otro lado, debemos remarcar que se utilizó Clearfil S3 Bond (1 frasco) y no Clearfil SE Bond (2 frascos), en afán de comparar 3 sistemas adhesivos de un solo frasco, pero seguramente si se hubiera utilizado la versión SE (*primer* y *bonding* por separado y con una composición química más completa), estos valores serían superiores (Colombo, 2018; Maán MN, 2021). Es importante recordar que la composición química, el contenido de monómeros y el porcentaje y el tipo de relleno difieren entre los diferentes adhesivos y pueden influir en el rendimiento de los sistemas adhesivos (Armstrong, 2001; Yaseen, 2009). Por su parte, Fabião (Fabião, 2021), al igual que en nuestro estudio, en su ensayo donde se incluía Clearfil SE Bond y G-Premio Bond, encontró que G-Premio Bond presentó menor fuerza de adhesión a la dentina en comparación con adhesivos de autograbado de dos pasos.

Ranjbar realizó un trabajo de microfiltración en dientes temporales en el que estudió el comportamiento de varios sistemas adhesivos (adhesión inmediata tras termociclado) tanto en estrategia TE como SE. Entre los adhesivos ensayados se encuentran dos de los que nosotros hemos estudiado, Clearfil

SE Bond y G Premio Bond. G Premio Bond con grabado ácido obtuvo el mayor porcentaje de dientes sin microfiltración (Sofan, 2017). Creemos que este resultado se puede deber a su pH más ácido (1,5). Clearfil SE Bond obtuvo mayor filtración que G Premio Bond con TE, lo que puede deberse a su pH más elevado (2). Deliperi et al (Deliperi, 2007) concluyen que Clearfil SE Bond tiene mayor microfiltración en esmalte que en dentina y que el paso previo de grabado ácido del esmalte mejora la calidad de la adhesión.

Con respecto al adhesivo iBond Universal, existen menos publicaciones científicas que lo hayan estudiado, y no hemos encontrado ninguna que realice un ensayo muy similar al nuestro. De los artículos revisados, quizá el más parecido es el de Danevitch (2023), que estudia la adhesión a dentina en dentición primaria mediante un ensayo de microtracción de 6 adhesivos universales (sin tratamiento de superficie alguno) entre los que se encuentran G-Premio Bond e iBond Universal. Los valores peores del estudio a las 24 h, 6 meses y 12 meses del estudio fueron los de G-Premio Bond. Por su parte, aunque a las 24 h iBond Universal obtuvo muy buenos valores de adhesión, a los 12 meses esta se había reducido en un 40 % del valor inicial alcanzado (Danevitch, 2023). Los resultados obtenidos en dentición permanente no deben ser extrapolados directamente a dentición temporal y viceversa, ya que presentan diferente microestructura y composición (Souza, 2022).

Por otro lado, existen dos artículos muy similares que lo proponen como alternativa en el tratamiento de lesiones cervicales no cariosas debido a los buenos resultados de un estudio clínico randomizado con un periodo de observación de 12 y 36 meses respectivamente (Merle, 2022; Haak, 2023). Sin embargo, con un periodo observacional mayor (60 meses), Dilsad (Dilsad 2022) estudia Clearfil Universal, G-Premio Bond Universal e iBond Universal, concluyendo que los tres adhesivos presentan tasas de éxito similares, aunque Clearfil Universal Bond obtuvo mejor resultado clínico en cuanto a la adaptación marginal y la discoloración.

En nuestro estudio, hemos valorado la influencia de la creación de microrugosidades en el sustrato dental, previamente a la aplicación del adhesivo. Para ello, hemos impactado partículas de óxido de aluminio de 29 μm (Aquacare) junto a un líquido (Aguasol) a 5 mm de distancia de la superficie del diente durante un tiempo de 4 segundos y con una presión de 2 bares. Özcan estudió el tipo de rugosidades que produce el impacto de las partículas sobre la superficie de la resina compuesta polimerizada (Özcan, 2005) y obtuvo el mejor resultado al utilizar como polvo de arenado el óxido de aluminio recubierto de sílice cuyas partículas tienen un tamaño de 30 μm . Tenemos que decir, que el tamaño de partícula que utilizó para el polvo de óxido de aluminio fue de 50 μm y no como el de nuestro estudio (29 μm). Cuanto mayor es el tamaño de partícula empleado de óxido de aluminio, menos microretenciones puede crear sobre el sustrato en comparación con el óxido de aluminio recubierto de sílice (30 μm). La disminución de las microretenciones puede derivar en la disminución de las fuerzas de adhesión.

Existen otros artículos en los que no se encuentran diferencias que se puedan demostrar entre los distintos métodos de acondicionamiento de superficie que utilizan el arenado (Junior, 2009; Wendler, 2016).

Sauro et al. (Sauro, 2011) demostraron la capacidad del polvo de abrasión por aire BAG para remineralizar la dentina mediante la formación de hidroxiapatita. Los autores demostraron, utilizando espectroscopía Raman, que la dentina completamente desmineralizada y tratada con Sylc Bioglass (OSspray, Londres, Reino Unido) tras permanecer sumergida en un líquido de almacenamiento durante 48 h, resultó en la aparición de los picos Raman en 432 y 584 cm^{-1} y una señal de alta intensidad para hidroxiapatita a 961 cm^{-1} . El proceso de remineralización inducido por el arenado con Bioglass utilizado en este estudio, fue causado por un proceso biomimético simultáneo, caracterizado por una liberación ácida de $\text{Si}(\text{OH})_4$ y una reacción de policondensación (Zhang, 2010; Niu, 2011). La presencia de fluidos análogos a la saliva en el almacenamiento, fomentaron un intercambio inmediato

entre iones de sodio (Na^+) y cationes de hidrógeno (H^+ o H_3O^+), induciendo una rápida liberación de iones de calcio (Ca^{2+}) y fosfato (PO_4^{3-}), componentes de la estructura de la HAp (Hench, 1993; Sepúlveda, 2002; Sauro, 2011). Un aumento modesto y transitorio del pH, facilitó la precipitación de calcio y fosfato desde las partículas y del PBS para formar una capa de fosfato cálcico amorfo ($\text{CaO-P}_2\text{O}_5$) que posteriormente se hidrolizó en hidroxiapatita a medida que continuaban las reacciones (Hench, 1993).

En nuestro estudio, hemos utilizado el polvo de arenado Sylc en combinación con el líquido Aquasol como acondicionamiento previo a la aplicación del sistema adhesivo para crear microretenciones sobre la dentina esclerótica y aumentar la disponibilidad de calcio en el sustrato dental. Este mismo autor estudió la adhesión de un cemento de ionómero de vidrio reforzado con resina (RMGIC) sobre la dentina previamente arenada con polvo de BAG y H_2O y posteriormente grabada con ácido polialquenoico (PPA). La conclusión a la que llegó fue, que los procedimientos de abrasión por aire realizados utilizando una combinación de BAG y líquido PAA, en lugar de BAG y H_2O , podrían aumentar la probabilidad de que las partículas de BAG se incrusten en los túbulos dentinarios y en la superficie de dentina. Otra de las conclusiones a las que llegó fue que los procedimientos de abrasión por aire realizados utilizando el líquido BAG y el PAA también pueden mejorar la durabilidad de la unión de la dentina adherida con RMGIC cuando se utiliza según las instrucciones del fabricante (previa aplicación de gel grabador PAA). Además, el pretratamiento de arenado de la superficie dentinaria ejecutado con BAG, puede inducir la remineralización de la dentina y mejorar la capacidad de curación de la restauración realizada con RMGIC, satisfaciendo la lógica contemporánea de Odontología mínimamente invasiva (Sauro, 2012).

El líquido que hemos utilizado contiene 17,5 % de etanol y 0,4 % de aroma de vainilla. La limpieza de la superficie adhesiva con alcohol elimina los microorganismos, disminuye la contaminación por saliva y otras partículas y podría mejorar la adhesión.

En la literatura encontramos variedad de tratamientos de superficie además del arenado. Laiza, estudió los acondicionamientos de superficie, midiendo las fuerzas de unión de un bloque de resina compuesta polimerizada y pegada a dentina bovina; comparó combinaciones de tratamiento entre arenado, grabado con ácido fluorhídrico, aplicación de silano, lavado con etanol o agua oxigenada (Laiza, 2015). De todos los acondicionamientos ensayados, el grupo de arenado con óxido de aluminio consiguió los mayores valores de fuerza de unión salvo la asociación de arenado+ ácido fluorhídrico+ silano. Los mejores resultados los obtuvo con arenado+ etanol; arenado+ etanol+ silano; arenado+ agua oxigenada+ silano. Concluyó que el arenado es un tratamiento de superficie seguro para composites indirectos que proporciona una mejora en las fuerzas de microtracción. Salvando las diferencias con nuestro estudio, coincidimos en la utilización de una solución alcohólica (Aquasol) asociada al arenado con óxido de aluminio, ya que puede mejorar los resultados del acondicionamiento del sustrato.

El pulido abrasivo con partículas aerotransportadas (APA) es una modalidad de tratamiento odontológico que se utiliza para eliminar depósitos de la superficie de los dientes. La sencillez de la técnica sugiere otras posibilidades de tratamiento como por ejemplo la limpieza de preparaciones de la cavidad dentaria. Tras un período de exposición inferior a 5 s se encontraron túbulos dentinarios abiertos después de pulverizar con APA. En períodos más largos de exposición al APA, se formó una capa superficial de polvo residual que quedaba dentro y sobre las superficies expuestas. El tiempo de exposición inferior a 5 s provocó cambios significativos en la superficie de la dentina preparada (Bester, 1995). Aunque los polvos de arenado que hemos utilizado en nuestro ensayo no son APA, la retirada de los excesos fue sencilla tras el lavado del diente y coincidimos con Bester, en la idea de no sobreexponer la dentina al acondicionamiento mecánico (4 s).

Con respecto al adhesivo G-Premio Bond sin tratamiento de arenado con óxido de aluminio previo, en nuestro estudio, los valores de adhesión

obtenidos fueron de 28,32 MPa. El grupo de G-Premio Bond con arenado con partículas de óxido de aluminio, obtuvo una media de 32,2 MPa. Esta tendencia en los resultados coincide con los obtenidos por Yilmaz en su ensayo de microtracción. En él, estudió el comportamiento del arenado de la resina compuesta previamente a su reparación. El acondicionamiento incrementó los valores de unión de 24,55 MPa hasta 48,03 MPa (Yilmaz, 2022). El incremento en los valores de unión tras el arenado en nuestro estudio no ha sido tan significativo, en parte, por el sustrato sobre el que hemos trabajado. La dentina esclerótica es un tejido alterado y sobre el que es más difícil crear adhesión como expusimos en la introducción.

La evidencia *in vitro* sugiere que la aplicación de los sistemas adhesivos utilizando técnicas alternativas o estrategias adicionales a las instrucciones del fabricante pueden ser beneficiosas para mejorar la fuerza de adhesión a la dentina. Las modalidades en la aplicación que favorecieron la fuerza general de adhesión a la dentina fueron: un tiempo de aplicación prolongado, la aplicación de una doble capa de adhesivo, una aplicación asistida por una corriente eléctrica, la aplicación activa del adhesivo, y la aplicación de una capa de resina hidrofóbica final (Hardan, 2023).

Vale la pena mencionar que algunas técnicas pretenden aumentar el grado de conversión de los materiales, y, por tanto, mejorar la biocompatibilidad de los mismos. Las técnicas alternativas aplicadas mejoran los resultados de fuerzas de unión significativamente en las pruebas de adhesión diferida solamente con dos excepciones: la aplicación del adhesivo con ultrasonidos no tuvo mejora alguna y la reducción en el tiempo de exposición del adhesivo empeoró los resultados previos (Hardan, 2023).

La simplificación de la técnica convencional de adhesión dental mediante la aplicación más rápida del adhesivo, la creación de un método menos sensible al operador, y disponer de un material versátil, es factible hoy en día con la llegada de los adhesivos universales (Perdigão, 2020; Iliev, 2021;

Bourgi, 2021). Estas estrategias adhesivas se han utilizado para la adhesión a esmalte y dentina con materiales a base de resina de varios pasos. En la evolución de la adhesión, los esfuerzos se han centrado en la disminución del número de pasos a seguir, la disminución de los errores potenciales y la reducción de la sensibilidad de la técnica relacionada con el procedimiento de adhesión (Bourgi, 2021). Actualmente, estos sistemas adhesivos para dentina están compuestos por monómeros con grupos hidrofóbicos e hidrófilos moduladores de la polimerización y concentraciones elevadas de solventes orgánicos (Hardan, 2021). Estos solventes ayudan como agentes diluyentes y mejoran la duración, la humectación y la penetración de los monómeros dentro de las microporosidades de la red de colágeno expuesto y desmineralizado con ácido (Yiu, 2005). Sin embargo, es importante enfatizar que cuanto mayor sea el contenido de solvente dentro del polímero, menor será la resistencia de la unión resina-dentina y las propiedades mecánicas de la resina curada.

Es necesario definir una técnica estándar para aplicar los sistemas adhesivos a la dentina ya que existen muchos enfoques como, por ejemplo, la aplicación activa mediante el frotado del adhesivo, la aplicación de múltiples capas (dos capas o más) y la modificación del tiempo de aplicación del adhesivo en los que nos hemos centrado en nuestro estudio. Estas modificaciones en la práctica diaria para mejorar la fuerza de adhesión de los sistemas adhesivos a la dentina no tienen un protocolo ideal para lograr el nivel estable y óptimo de adhesión. Asimismo, la mejora en la fuerza de unión puede realizarse mediante varias estrategias y, por lo tanto, ha sido defendido por varios autores (Nagarkar, 2019; Bourgi, 2021; Bourgi, 2021; Hardan, 2021; Hardan, 2021; Hardan, 2022).

La aplicación de una capa adhesiva adicional supone añadir una capa de resina hidrofóbica para cubrir el adhesivo (Ermis, 2019). La característica hidrófila de los monómeros contenidos en algunos adhesivos los hace permeables al agua y comprometen la durabilidad de la unión dentinaria. Esto

se debe a la afinidad del monómero por generar enlaces de hidrógeno con la porción hidrófila de los monómeros ácidos existentes en el sistema adhesivo, lo que cambia la formación de las cadenas de polímeros (Serafim, 2018). En un intento por mantener la calidad de la capa adhesiva, muchos autores demostraron que la aplicación de una capa adicional de *bonding* (resina hidrofóbica) provoca: mayores fuerzas de unión, mayor hidrofobicidad, mayor espesor del adhesivo, mejor sellado de la interfase, mayor tasa de conversión, mejor polimerización mediante una reducción de los efectos perjudiciales del estrés de polimerización, mejores propiedades mecánicas y disminución de la posible degradación hidrolítica de la resina y fibrillas de colágeno (Cadenaro, 2005; Manso, 2008; de Andrade Silva, 2009; Perdigao, 2014). Esta estrategia ayuda a estabilizar la interfase adhesiva contra la absorción externa de agua de la cavidad bucal y la entrada de agua por ósmosis desde el sustrato de dentina (Albuquerque, 2008; Ermis, 2019). Incluso con los adhesivos TE, especialmente aquellos que están formulados usando metacrilato de 2-hidroxietilo (HEMA) que también es hidrófilo, la utilización de una capa extra hidrófoba puede reducir la concentración de solvente retenido en la CH y de monómeros sin reaccionar (Breschi, 2008). Por eso, para aumentar la fuerza de unión de la interfase adhesivo-dentina (Loguercio, 2009) se requiere una capa adicional de resina hidrófoba.

Otra modificación planteada es la aplicación de múltiples capas de adhesivo. Un artículo previo, demostró que, al utilizar este enfoque, se logra un aumento en la adhesión inmediata a la dentina, pero no se observó ninguna mejora en la resistencia de la unión a largo plazo (adhesión diferida) (Hardan, 2021).

Las tendencias actuales de adhesión en el mercado están dirigidas a utilizar una sola capa del sistema adhesivo, lo que podría crear una CH más delgada con dificultades en la retención micromecánica, originando una membrana semipermeable que no permite el sellado hermético de la interfase. Sin embargo, artículos anteriores propusieron que la aplicación de capas adhesivas dobles o triples mejoran la fuerza de unión de la dentina al mejorar

la penetración del monómero en la CH y aumentar las interacciones químicas (Ito, 2005; Chowdhury, 2019).

Por todo ello, coincidimos con la revisión sistemática y el metaanálisis de Hardan, en que la aplicación de capas adicionales en los sistemas adhesivos de un solo frasco debe considerarse como un paso clínico fundamental en nuestro protocolo de trabajo (Hardan, 2023).

El monómero 10-MDP contenido en 2 de los adhesivos ensayados en nuestro estudio, necesita un tiempo de 20 s para su interacción química; sin embargo, aplicar una segunda capa de dicho monómero sin curar la primera capa, permite que la primera capa interactúe adecuadamente con la HAp y, por lo tanto, promueve la vinculación con el sustrato (Yoshihara, 2011). Además, cabe señalar que la fuerza de adhesión aumentada bajo la doble aplicación del adhesivo se debe a numerosos mecanismos que funcionan simultáneamente, tales como la correcta evaporación del solvente entre cada capa adhesiva y el aumento en la concentración de los monómeros que subsisten después de la aplicación de cada capa (Ito, 2005), mejorando en consecuencia la calidad de la CH (Hashimoto, 2004). En un artículo anterior (Hashimoto, 2004) mostró que hubo una mejora en el rendimiento de la adhesión a la dentina cuando se aplicaron múltiples capas de adhesivo, pero no se polimerizó entre ellas. Esto no puede atribuirse al aumento del espesor de la CH, pero sí a la mejora en la calidad de la interfase. El espesor de la CH aumenta sólo cuando cada capa de adhesivo está finalmente fotopolimerizada. Esto garantiza que el sustrato dentinario desmineralizado estará suficientemente protegido, disminuyendo los efectos perjudiciales de la inhibición del oxígeno que provoca la creación de enlaces defectuosos tanto para los adhesivos SE (Frankenberger, 2001; Ito, 2005) como para TE (Montes, 2001).

Se considera crucial prolongar el tiempo de aplicación de los sistemas adhesivos para un mejor rendimiento de la unión y mejorar la difusión del monómero, mejorando así la interacción química entre monómeros y HAp

(Ito, 2005). Este enfoque aumenta la saturación de las fibrillas de colágeno por la resina, ya que los monómeros preferiblemente deben tapar el espacio entre el colágeno expuesto (Carvalho, 2003), de lo contrario, el rendimiento y la durabilidad de los sistemas adhesivos podrían verse comprometidos. Además, cuando se amplió el tiempo de aplicación del adhesivo, se evaporaron más monómeros solvatados permitiendo la creación de un polímero más fuerte dentro de la dentina y resultando en una resistencia superior de la unión resina-dentina (Reis, 2008; Pashaev, 2017). Con la aplicación de la doble capa de adhesivo, en nuestro estudio hemos posibilitado esta prolongación deseada del tiempo de contacto adhesivo/sustrato.

La agitación o frotamiento del sistema adhesivo puede producir un grabado fiable y puede mejorar la interacción entre los monómeros ácidos y el sustrato dental (Miyazak, 1996). En realidad, la aplicación activa del adhesivo frotándolo sobre el sustrato conduce a una mayor tasa de impregnación de los monómeros dentro de la capa del barrillo dentinario y facilita la evaporación del solvente, por lo tanto, mejora la calidad de la interfase adhesiva. Esta técnica no requiere ningún paso suplementario (Reis, 2013). Coincidimos con los autores anteriores en el modo de aplicación del adhesivo, ya que lo realizamos mediante un *microbrush* frotando activamente sobre la superficie dentinaria durante 20 s tanto el *primer* como cada una de las capas de los sistemas adhesivos universales. Además, la agitación del adhesivo conserva la solución ácida fresca mejorando la adhesión inmediata del adhesivo TE simplificado (Jacobsen, 1998; Reis, 2007). La agitación del adhesivo puede aumentar la cinética de los restos y permite una mejor difusión del monómero hacia el interior del sustrato además de favorecer la eliminación de los solventes (Dal-Bianco, 2006).

Reducir el tiempo de aplicación del sistema adhesivo perjudica la fuerza de unión a la dentina de los sistemas adhesivos SE, lo que crea la necesidad de estandarizar los tiempos de aplicación (Van Meerbeek, 2011). En relación a éste aspecto, uno de los sistemas adhesivos seleccionados en nuestro

estudio, G-Premio Bond (GC Corporation, Tokio, Japón), ofrece a los odontólogos una alternativa a la estrategia SE a la dentina sin la necesidad de esperar a que el adhesivo interactúe con el sustrato de unión (SE sin espera; versión japonesa de las instrucciones del fabricante), o la interacción se produce después de dejar el adhesivo sin tocar durante 10 s (10 s SE; versión internacional de las instrucciones del fabricante) (Saikaew, 2016). Este nuevo concepto de adhesivo sin esperas, si bien agrada a muchos clínicos, no debe comprometer el rendimiento y la durabilidad de la adhesión a la dentina. En un artículo revisado para nuestro estudio, el autor concluyó que el enfoque SE sin espera antes de la polimerización del adhesivo podría dar suficiente fuerza de unión al diente; sin embargo, ampliando el tiempo de aplicación, mejora su rendimiento a corto plazo (Huang, 2017). Por lo tanto, coincidimos con Hardan (Hardan, 2021) en la afirmación de que aplicar un adhesivo SE en tiempos más cortos a los recomendados por el fabricante, no representa el mejor uso del adhesivo. Un tiempo de aplicación reducido debilita tanto el efecto inmediato como el diferido de la fuerza de unión de los adhesivos universales aplicados a la dentina con modos TE o SE; en nuestro caso SE que fueron los que se estudiaron.

Los dentistas normalmente trabajan sin utilizar un cronómetro para controlar con precisión la aplicación individual de cada paso. Además, desearían una disminución de los tiempos de trabajo en los tratamientos para sus pacientes. Se espera que los clínicos no siempre sigan las instrucciones de los fabricantes (Peutzfeldt, 2001) y estas desviaciones de los tiempos de aplicación sugeridos podrían dificultar la fuerza de unión de los sistemas adhesivos a la dentina (Peutzfeldt, 2002) comprometiendo en consecuencia la longevidad de las restauraciones de resina. Por tanto, consideramos imprescindible la incorporación del cronómetro para el control preciso de los tiempos en los protocolos clínicos.

Por último, otro tema interesante está relacionado con el hecho de que estos materiales están en contacto estrecho y prolongado con la dentina vital, por lo

que la biocompatibilidad es uno de los aspectos más críticos requeridos para los adhesivos dentales (Caldas, 2019). Algunos monómeros de metacrilato (es decir, Bis-GMA, UDMA y HEMA) inducen toxicidad a través del agotamiento de GSH (glutatión intracelular), por la detención del ciclo celular, apoptosis/necrosis e incluso apoptosis de fibroblastos gingivales humanos (Kunert, 2022; Wawrzynkiewicz, 2022). En nuestro estudio, hemos seleccionado 2 adhesivos universales sin HEMA y sin Bis-GMA para compararlos con el *gold standard* de los adhesivos de SE que sí contiene ambos monómeros (Clearfil SE Bond). Hemos de reflexionar acerca de los factores en los que nos basamos para indicar un sistema adhesivo, y uno de los factores debería ser la toxicidad o biocompatibilidad de este. Es un hecho bien conocido que el HEMA puede producir cambios morfológicos en varios tipos de células, la apoptosis y la supresión del crecimiento (Chang, 2005; Wawrzynkiewicz, 2022). La liberación de monómeros de resina se ha propuesto como una de las posibles causas de los efectos adversos de los adhesivos de dentina (Hebling, 1999). Por lo que es necesaria una técnica que asegure la consecución del mayor rendimiento posible y el mayor grado de conversión del material. De la misma manera, coincidimos con la certeza de que los sistemas adhesivos son materiales en estrecho contacto con tejidos biológicos, tanto directa como indirectamente, por lo que la biocompatibilidad es uno de los requisitos para la selección de los sistemas adhesivos (Ergün, 2007). Los componentes de los adhesivos dentales, como TEGDMA (triethylenglicol dimetacrilato) y HEMA, podrían difundirse a través de los túbulos dentinarios y extenderse hacia el tejido pulpar en concentraciones consideradas tóxicas para las células pulpaes (Hanks, 1991).

5.3.3. Discusión de los resultados del análisis fractográfico

De un total de 407 varillas, el 74 % (300 varillas) sufrieron un fallo adhesivo, mientras que el 22 % (89) mostraron un fallo cohesivo de la resina compuesta y un 4 % (18) un fallo cohesivo dentinario. La presencia de un elevado porcentaje de fallos adhesivos indica que los valores de adhesión son reales pues los test de microtracción se caracterizan por presentar un porcentaje alto de fallos adhesivos y en menor medida, fallos cohesivos (Pashley, 1995). Con respecto a los fallos cohesivos es lógico encontrar más fallos sufridos por el composite, pues posee un módulo de elasticidad menor (10 GPa) al de la dentina (18 GPa).

5.4. Repercusiones prácticas

Conocedores de las limitaciones de un estudio *in vitro* y tras finalizar nuestra investigación sobre adhesión a dentina esclerótica, hemos tenido la oportunidad de revisar ampliamente la literatura científica al respecto, comparar diferentes enfoques y plantearnos algunas recomendaciones para la práctica clínica diaria.

- Se recomienda el uso del cronómetro para el control preciso de los tiempos en los protocolos clínicos adhesivos.
- Se recomienda el arenado de la dentina con óxido de aluminio de 29-50 μm como paso previo a la aplicación del sistema adhesivo autograbante o SE.

- Los tres sistemas adhesivos estudiados pueden ser utilizados con seguridad en situaciones clínicas rutinarias, ya que los valores de adhesión obtenidos superan los requerimientos en el uso clínico.
- Recomendamos el uso de sistemas adhesivos que contengan el monómero 10-MDP para cualquier procedimiento que implique la adhesión a la dentina.
- Los sistemas adhesivos universales de un solo frasco deben ser frotados activamente sobre el sustrato y se recomienda duplicar el número de capas sin polimerizar la primera de ellas.
- En concreto, para la adhesión a dentina esclerótica y dada la complejidad de este sustrato dental, recomendamos el acondicionamiento previo con óxido de aluminio de 29 μm y la selección de Clearfil SE Bond 2 o G-Premio Bond, el cual no posee HEMA.

Protocolo adhesivo para dentina esclerótica con Clearfil SE Bond 2:

1. Arenado de la cavidad con óxido de aluminio de 29-50 μm durante 3-5 s a 5 mm de distancia con una angulación de 45° a 1.5-2 bares de presión.
2. Eliminación de los restos de polvo del arenado con aire/agua.
3. Grabado con ácido ortofosfórico al 37 % durante 15 s en el esmalte.
4. Aspiración del ácido.
5. Lavado abundante de los restos del ácido mínimo 15 s y secado.
6. Aplicación frotando del *primer* del sistema adhesivo 15 s en esmalte y dentina.
7. Aspiración del sobrante y eliminación del solvente con aire 5 s.
8. Aplicación del *bonding* del sistema adhesivo para crear una capa uniforme.
9. Polimerización del adhesivo 10 s (lámpara 1600 mW) o 20 s (lámpara 800 mW).

Protocolo adhesivo para dentina esclerótica con G-Premio Bond e iBond:

1. Arenado de la cavidad con óxido de aluminio de 29-50 μm durante 3-5 s a 5 mm de distancia con una angulación de 45° a 1.5-2 bares de presión.
2. Eliminación de los restos de polvo del arenado con aire/agua.
3. Grabado con ácido ortofosfórico al 37 % durante 15 s en el esmalte.
4. Aspiración del ácido.
5. Lavado abundante de los restos del ácido mínimo 15 s y secado.
6. Aplicación frotando de la primera capa de adhesivo 15 s en esmalte y dentina.
7. Aspiración del sobrante y eliminación del solvente con aire 5 s.
8. Aplicación del frotando de la segunda capa de adhesivo 15 s en esmalte y dentina.
9. Aspiración del sobrante y eliminación del solvente con aire 5 s.
10. Polimerización del adhesivo 10 s (lámpara 1600 mW) o 20 s (lámpara 800 mW).

6

Conclusiones

Dentro de las limitaciones del estudio *in vitro* realizado, y después de haber valorado los resultados que el análisis estadístico y la observación microscópica nos ha proporcionado, podemos establecer las siguientes conclusiones:

6.1. Conclusiones respecto al objetivo general.

Los tres sistemas adhesivos estudiados obtienen una resistencia adhesiva clínicamente adecuada.

6.2. Conclusiones respecto a los objetivos específicos.

6.2.1. Conclusiones respecto del ensayo de microtracción.

Los mejores valores de adhesión a molares con dentina esclerótica los obtuvo el adhesivo autograbante de dos pasos Clearfil SE Bond 2 con un tratamiento previo de superficie de arenado con óxido de aluminio de 29 micrómetros.

Para el adhesivo universal G Premio Bond aplicado a doble capa y sin polimerizar la primera de ellas, se recomienda arenar previamente con óxido de aluminio de 29 micrómetros la dentina esclerótica. Sin embargo, para iBond ningún tratamiento de superficie mostró mejoras significativas de la adhesión.

El tratamiento de superficie arenado de la dentina con polvo Bioglass aplicado sobre la dentina esclerótica no benefició a ninguno de los tres sistemas adhesivos seleccionados.

La adhesión diferida a los 6 meses fue superior a la inmediata para los 3 sistemas adhesivos estudiados, excepto si se utilizó el tratamiento de superficie arenado de la dentina con polvo Bioglass previamente.

6.2.2. Conclusiones respecto a la observación microscópica.

La mayoría de las varillas ensayadas mostraron un fallo adhesivo, dato que valida los valores de adhesión obtenidos en el test de microtracción.

7

Bibliografía

- Armstrong, S. R., Keller, J. C., & Boyer, D. B. (2001). The influence of water storage and C-factor on the dentin–resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dental Materials*, 17(3), 268-276.
- Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J., & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental materials*, 26(2), e50-e62.
- Armstrong, S., Breschi, L., Özcan, M., Pfefferkorn, F., Ferrari, M., & Van Meerbeek, B. (2017). Academy of *Dental Materials* guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dental Materials*, 33(2), 133-143.
- Avery J.K., Steele P.F. (1994). *Oral development and histology*. Thieme Medical Publishers.
- Baier R.E. (1992). Principles of adhesion. *Operative Dentistry*; Suppl 5: 1-9.
- Banerjee A., Paolinelis G., Socker M., Mcdonald F., Watson T. F. (2008). An in vitro investigation of the effectiveness of bioactive glass air-abrasion in the selective removal of orthodontic resin adhesive. *Eur J Oral Sci*, 116, 488–492.
- Bayazit, E. Ö. (2019). Microtensile Bond Strength of Self-Adhesive Resin Cements to CAD/CAM Resin-Matrix Ceramics Prepared with Different Surface Treatments. *The International Journal of Prosthodontics*, 32(32), 433-438.
- Bedran-Russo, A., Leme-Kraus, A. A., Vidal, C. M., & Teixeira, E. C. (2017). An overview of dental adhesive systems and the dynamic tooth–adhesive interface. *Dental Clinics*, 61(4), 713-731.
- Bertassoni, L. E., Habelitz, S., Marshall, S. J., & Marshall, G. W. (2011). Mechanical recovery of dentin following remineralization in vitro—an indentation study. *Journal of biomechanics*, 44(1), 176-181.
- Bertassoni, L. E. (2017). Dentin on the nanoscale: Hierarchical organization, mechanical behavior and bioinspired engineering. *Dental Materials*, 33(6), 637-649.
- Bester, S. P., De Wet, F. A., Nel, J. C., & Driessen, C. H. (1995). The effect of airborne particle abrasion on the dentin smear layer and dentin: an in vitro investigation. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1).

- Betancourt, D. E., Baldion, P. A., & Castellanos, J. E. (2019). Resin-dentin bonding interface: mechanisms of degradation and strategies for stabilization of the hybrid layer. *International journal of biomaterials*, 2019(1), 5268342.
- Bjørndal, L. (2008). The caries process and its effect on the pulp: the science is changing and so is our understanding. *Journal of endodontics*, 34(7), S2-S5.
- Bjørndal, L., Reit, C., Bruun, G., Markvart, M., Kjældgaard, M., Näsman, P., ... & Gluud, C. (2010). Treatment of deep caries lesions in adults: randomized clinical trials comparing stepwise vs. direct complete excavation, and direct pulp capping vs. partial pulpotomy. *European journal of oral sciences*, 118(3), 290-297.
- Bowen, R. L. (1965). Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. IV. Bonding to dentin, enamel, and fluorapatite improved by the use of a surface-active comonomer. *Journal of dental research*, 44(5), 906-911.
- Brauer, D. S., Hilton, J. F., Marshall, G. W., & Marshall, S. J. (2011). Nano-and micromechanical properties of dentine: Investigation of differences with tooth side. *Journal of biomechanics*, 44(8), 1626-1629.
- Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., & Dorigo, E. D. S. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental materials*, 24(1), 90-101.
- Breschi, L., Maravic, T., Cunha, S. R., Comba, A., Cadenaro, M., Tjäderhane, L., ... & Mazzoni, A. (2018). Dentin bonding systems: From dentin collagen structure to bond preservation and clinical applications. *Dental Materials*, 34(1), 78-96.
- Breschi, L., Maravic, T., Comba, A., Cunha, S. R., Loguercio, A. D., Reis, A., ... & Mazzoni, A. (2020). Chlorhexidine preserves the hybrid layer in vitro after 10-years aging. *Dental Materials*, 36(5), 672-680.
- Bueno, R.P., Salomone, P., Villetti, M.A., Pozzobon, R.T. (2013). Effect of bleaching agents on the fluorescence of composite resins. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 8(4) 582-591.
- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*, 34(6), 849-853.
- Bustos Salvador JL. (2019). *Estudio experimental in vitro de la unión de dos compuestos híbridos a distintos cementos de resina compuesta*. (Tesis Doctoral). Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.

- Cadenaro, M., Antonioli, F., Sauro, S., Tay, F. R., Di Lenarda, R., Prati, C., ... & Breschi, L. (2005). Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *European journal of oral sciences*, 113(6), 525-530.
- Can Say, E., Nakajima, M., Senawongse, P., Soyman, M., Özer, F., Ogata, M., et al. (2006). Microtensile bond strength of a filled vs unfilled adhesive to dentin using self-etch and total etch technique. *Journal of dentistry*; 34(4): 283-291.
- Carda, C., & Peydro, A. (2006). Ultrastructural patterns of human dentinal tubules, odontoblasts processes and nerve fibres. *Tissue and Cell*, 38(2), 141-150.
- Carrilho, E., Cardoso, M., Marques Ferreira, M., Marto, C. M., Paula, A., & Coelho, A. S. (2019). 10-MDP based dental adhesives: adhesive interface characterization and adhesive stability—a systematic review. *Materials*, 12(5), 790.
- Carvalho, R. M., Mendonca, J. D. S., Santiago, S. L., Silveira, R. R., Garcia, F. C. P., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2003). Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *Journal of dental research*, 82(8), 597-601.
- Carvalho, R. M., Manso, A. P., Geraldini, S., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2012). Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. *Dental materials*, 28(1), 72-86.
- Carvalho, M.A., Cardoso, P., Fonseca, I., Magne, P. (2021). Significance of immediate dentin sealing and flowable resin coating reinforcement for unfilled/lightly filled adhesive systems. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 33(1), 88-98.
- Casas Terrón, J. (2015). *Análisis del comportamiento de las restauraciones de circona monolítica en comparación con las de metal-cerámica y las de circona-porcelana*. (Tesis doctoral). Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.
- Cerruti M. G., Greenspan D., Powers K. (2005). An analytical model for the dissolution of different particle size specimens of Bioglass in TRIS buffered solution. *Biomaterials*, 26, 4903–4911.
- Cevik, P., Yildirim, A. Z., Artvin, Z., & Özcan, M. (2020). Microtensile bond strength and failure type analysis of self-etch adhesive systems on superficial and deep dentin after long-term water storage. *Brazilian Dental Science*, 23(4), 12p-12p.
- Chang, J. C., Hart, D. A., Estey, A. W., & Chan, J. T. (2003). Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *The journal of prosthetic Dentistry*, 90(1), 18-23.

- Chen, C., Niu, L. N., Xie, H., Zhang, Z. Y., Zhou, L. Q., Jiao, K., ... & Tay, F. R. (2015). Bonding of universal adhesives to dentine—Old wine in new bottles?. *Journal of dentistry*, 43(5), 525-536.
- Cheng L, Li J, Xu HHK, Zhou X. (2016). Demineralization and remineralization. Springer, Berlin Heidelberg, Germany, pp. 71-83.
- Chibinski, A. C., Stanislawczuk, R., Roderjan, D. A., Loguercio, A. D., Wambier, D. S., Grande, R. H. M., & Reis, A. (2011). Clinical *versus* laboratory adhesive performance to wet and dry demineralized primary dentin. *American Journal of Dentistry*, 24(4), 221.
- Choi, Y. S., & Cho, I. H. (2010). An effect of immediate dentin sealing on the shear bond strength of resin cement to porcelain restoration. *The journal of advanced prosthodontics*, 2(2), 39-45.
- Cöelfen, H., & Antonietti, M. (2008). *Mesocrystals and nonclassical crystallization*. John Wiley & Sons.
- Colombo, M., Beltrami, R., Chiesa, M., Poggio, C., & Scribante, A. (2018). Shear bond strength of one-step self-etch adhesives to dentin: Evaluation of NaOCl pretreatment. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(2), e127.
- Cuevas-Suarez, C. E., de Oliveira da Rosa, W. L., Lund, R. G., da Silva, A. F., & Piva, E. (2019). Bonding performance of universal adhesives: an updated systematic review and meta-analysis. *Journal of Adhesive Dentistry*, 21(1).
- Da Silva Sutil, B. G., & Susin, A. H. (2017). Dentin pretreatment and adhesive temperature as affecting factors on bond strength of a universal adhesive system. *Journal of Applied Oral Science*, 25(5), 533-540.
- De La Dure-Molla, M., Philippe Fournier, B., & Berdal, A. (2015). Isolated dentinogenesis imperfecta and dentin dysplasia: revision of the classification. *European Journal of Human Genetics*, 23(4), 445-451.
- Deliperi, S., Bardwell, D. N., & Wegley, C. (2007). Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Operative Dentistry*, 32(2), 179-184.
- De Munck, J. D., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., & Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*, 84(2), 118-132.
- De Munck, J., Van den Steen, P. E., Mine, A., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Opdenakker, G., & Van Meerbeek, B. (2009). Inhibition of enzymatic degradation of adhesive-dentin interfaces. *Journal of dental research*, 88(12), 1101-1106.

- Dey, A., Bomans, P. H., Müller, F. A., Will, J., Frederik, P. M., de With, G., & Sommerdijk, N. A. (2010). The role of prenucleation clusters in surface-induced calcium phosphate crystallization. *Nature materials*, 9(12), 1010-1014.
- Do Amaral Colombo, L., Murillo-Gomez, F., De Goes, M.F. (2019). Bond strength of CAD/CAM restorative materials treated with different surface etching protocols. *The journal of adhesive dentistry*; 21(4): 307-17.
- Drummond, J. L., Sakaguchi, R. L., Racean, D. C., Wozny, J., & Steinberg, A. D. (1996). Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*, 32(4), 533-541.
- Duarte Jr, S., de Freitas, C. R. B., Saad, J. R. C., & Sadan, A. (2009). The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 102(1), 1-9.
- Duzyol, M., Sagsoz, O., Polat Sagsoz, N., Akgul, N., & Yildiz, M. (2016). The effect of surface treatments on the bond strength between CAD/CAM blocks and composite resin. *Journal of Prosthodontics*, 25(6), 466-471.
- Eick, J. D., Wilko, R. A., Anderson, C. H., & Sorensen, S. E. (1970). Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *Journal of Dental Research*, 49(6), 1359-1368.
- Eldarrat, A. H., High, A. S., & Kale, G. M. (2004). In vitro analysis of 'smear layer' on human dentine using ac-impedance spectroscopy. *Journal of dentistry*, 32(7), 547-554.
- El Mourad, A. M. (2018). Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: a review of literature. *The open dentistry journal*, 12, 664.
- Elsaka, S. E. (2014). Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(6).
- Elkaffas A.A., Hamama H.H.H., Mahmoud S.H. (2018). Do universal adhesives promote bonding to dentin? A systematic review and meta-analysis. *Restor Dent Endod*, 43, e29.
- El Zohairy, A. A., Saber, M. H., Abdalla, A. I., & Feilzer, A. J. (2010). Efficacy of microtensile versus microshear bond testing for evaluation of bond strength of dental adhesive systems to enamel. *Dental materials*, 26(9), 848-854.

- Falkensammer, F., Arnetzl, G. V., Wildburger, A., Krall, C., & Freudenthaler, J. (2014). Influence of different conditioning methods on immediate and delayed dentin sealing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(2), 204-210.
- Farges, J. C., Alliot-Licht, B., Renard, E., Ducret, M., Gaudin, A., Smith, A. J., & Cooper, P. R. (2015). Dental pulp defence and repair mechanisms in dental caries. *Mediators of inflammation*, 2015(1), 230251.
- Fernando, D., Attik, N., Pradelle-Plasse, N., Jackson, P., Grosogoeat, B., & Colon, P. (2017). Bioactive glass for dentin remineralization: A systematic review. *Materials Science and Engineering: C*, 76, 1369-1377.
- Ferrando Cascales, Á. (2020). *Evaluación “in vitro” del comportamiento en dentina afectada por caries de un adhesivo bioactivo/biomimético experimental frente a diversos sistemas comerciales*. (Tesis doctoral). Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.
- Frankenberger, R., Hartmannb, V., Krechc, M., Krämerd, N., Reiche, S., Braunf, A., & Roggendorfg, M. (2015). Adhesive luting of new CAD/CAM materials Adhäsive Befestigung neuer CAD/CAM-Materialien. *International journal of computerized dentistry*, 18(1), 9-20.
- Frankenberger, R., Kramer, N., & Petschelt, A. (2000). Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Operative dentistry*, 25(4), 324-330.
- Frassetto, A., Breschi, L., Turco, G., Marchesi, G., Di Lenarda, R., Tay, F. R., ... & Cadenaro, M. (2016). Mechanisms of degradation of the hybrid layer in adhesive dentistry and therapeutic agents to improve bond durability-A literature review. *Dental Materials*, 32(2), e41-e53.
- Fusayama T. (1980). *New Concepts in Operative Dentistry*. Quintessence Publishing Co., Inc. pp. 61-156
- García Ceballos, L. (2004). Adhesión a dentina afectada por caries y dentina esclerótica. *Avances en odontoestomatología*; 20(2), 71-78.
- Goldberg, M., Kulkarni, A. B., Young, M., & Boskey, A. (2011). Dentin: Structure, Composition and Mineralization: The role of dentin ECM in dentin formation and mineralization. *Frontiers in bioscience (Elite edition)*, 3, 711.
- Gómez de Ferraris, M.E., Campos, A., Sanchez, M.C., Rodriguez, I. (2024). *Histología, Embriología e Ingeniería Tisular Bucodental*. Ed. Panamericana.

- González Angulo, E. (2022). *Análisis del comportamiento de materiales de restauración sometidos a un ensayo de microtracción*. (Tesis doctoral). Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.
- Goracci, C., Sadek, F. T., Monticelli, F., Cardoso, P. E., & Ferrari, M. (2004). Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dental Materials*, 20(7), 643-654.
- Haak, R., Stache, G., Schneider, H., Häfer, M., Schmalz, G., & Schulz-Kornas, E. (2023). Effect of the adhesive strategy on clinical performance and marginal integrity of a universal adhesive in non-carious cervical lesions in a randomized 36-month study. *Journal of Clinical Medicine*, 12(18), 5776.
- Hanabusa, M., Mine, A., Kuboki, T., Momoi, Y., Van Ende, A., Van Meerbeek, B., & De Munck, J. (2012). Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *Journal of dentistry*, 40(6), 475-484.
- Hashimoto, M., Nagano, F., Endo, K., & Ohno, H. (2011). A review: Biodegradation of resin–dentin bonds. *Japanese Dental Science Review*, 47(1), 5-12.
- Hench, L. L., Andersson, Ö. (1993). Bioactive glasses. In: *Hench LL, Wilson J, eds. Introduction to Bioceramics*. Singapore: World Scientific; 45–47.
- Hikita, K., Van Meerbeek, B., De Munck, J., Ikeda, T., Van Landuyt, K., Maida, T., ... & Peumans, M. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental materials*, 23(1), 71-80.
- Hirata, R. (2012). *TIPS: Claves en Odontología Estética*. Médica Panamericana.
- Hu, M., Weiger, R., & Fischer, J. (2016). Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dental Materials*, 32(2), 223-232.
- Ikeda, M., Tsubota, K., Takamizawa, T., Yoshida, T., Miyazaki, M., & Platt, J. A. (2008). Bonding durability of single-step adhesives to previously acid-etched dentin. *Operative dentistry*, 33(6), 702-709.
- Ikeda, M., Kurokawa, H., Sunada, N., Tamura, Y., Takimoto, M., Murayama, R., ... & Miyazaki, M. (2009). Influence of previous acid etching on dentin bond strength of self-etch adhesives. *Journal of oral science*, 51(4), 527-534.
- Jee, S. S., Culver, L., Li, Y., Douglas, E. P., & Gower, L. B. (2010). Biomimetic mineralization of collagen via an enzyme-aided PILP process. *Journal of Crystal Growth*, 312(8), 1249-1256.

- Junior, S. A. R., Ferracane, J. L., & Della Bona, Á. (2009). Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *Dental Materials*, 25(4), 442-451.
- Kabartai, F., Hoffmann, T., & Hannig, C. (2015). The physiologic sclerotic dentin: A literature-based hypothesis. *Medical hypotheses*, 85(6), 887-890.
- Kanca, J. (1992). Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *Journal of the American Dental Association* (1939), 123(9), 35-43.
- Kim, Y. K., Mai, S., Mazzoni, A., Liu, Y., Tezvergil-Mutluay, A., Takahashi, K., Zhang, K., Pashley, D. H., Tay, F. R. (2010). Biomimetic remineralization as a progressive dehydration mechanism of collagen matrices—implications in the aging of resin-dentin bonds. *Acta Biomater*, 6, 3729–3739.
- Kwong, S. M., Cheung, G. S. P., Kei, L. H., Itthagarun, A., Smales, R. J., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2002). Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dental Materials*, 18(5), 359-369.
- Poskus, L. T., Meirelles, R. S., Schuina, V. B., Ferreira, L. M., da Silva, E. M., & Guimarães, J. G. A. (2015). Effects of different surface treatments on bond strength of an indirect composite to bovine dentin. *Indian Journal of Dental Research*, 26(3), 289-294.
- Langer, A., & Ilie, N. (2013). Dentin infiltration ability of different classes of adhesive systems. *Clinical oral investigations*, 17, 205-216.
- Lazzari, E. P., Ranly, D. M., & Walker, W. A. (1978). Biochemical effects of formocresol on bovine pulp tissue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 45(5), 796-802.
- Lennon, A. M., Buchalla, W., Switalski, L., & Stookey, G. K. (2002). Residual caries detection using visible fluorescence. *Caries research*, 36(5), 315-319
- Lenzi, T. L., Soares, F. Z. M., & Rocha, R. D. O. (2012). Degradation of resin-dentin bonds of etch-and-rinse adhesive system to primary and permanent teeth. *Brazilian Oral Research*, 26, 511-515.
- Liliana, M., Enciso, P. (2015). Microtensión en Tejidos Dentarios Duros: Desarrollo Tecnológico. *Facultad de Odontología. Departamento de Salud Oral. Bogotá. Universidad Nacional de Colombia*.
- Loguercio, A. D., Muñoz, M. A., Luque-Martinez, I., Hass, V., Reis, A., & Perdigão, J. (2015). Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance?. *Journal of dentistry*, 43(9), 1060-1070.

- Ma'an, M.N., Masayuki, O., Junji, T. (2021). Bonding performance of self-etch adhesives to enamel bleached with different peroxide concentrations. *Brazilian Dental Journal*, 32, 96-104
- Magne, P., Kim, T. H., Cascione, D., & Donovan, T. E. (2005). Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(6), 511-519.
- Malacarne, J., Carvalho, R. M., de Goes, M. F., Svizero, N., Pashley, D. H., Tay, F. R., ... & de Oliveira Carrilho, M. R. (2006). Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dental materials*, 22(10), 973-980.
- Marchesi, G., Frassetto, A., Mazzoni, A., Apolonio, F., Diolosà, M., Cadenaro, M., ... & Breschi, L. (2014). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of dentistry*, 42(5), 603-612
- Massé, L., Etienne, O., Noirrit-Esclassan, E., Bailleul-Forestier, I., & Garot, E. (2021). Dentine disorders and adhesive treatments: A systematic review. *Journal of Dentistry*, 109, 103654.
- Mazzoni, A., Nascimento, F. D., Carrilho, M., Tersariol, I., Papa, V., Tjäderhane, L., ... & Breschi, L. (2012). MMP activity in the hybrid layer detected with in situ zymography. *Journal of dental research*, 91(5), 467-472.
- Mazzoni, A., Scaffa, P., Carrilho, M., Tjäderhane, L., Di Lenarda, R., Polimeni, A., ... & Breschi, L. (2013). Effects of etch-and-rinse and self-etch adhesives on dentin MMP-2 and MMP-9. *Journal of dental research*, 92(1), 82-86.
- Mazzoni, A., Angeloni, V., Comba, A., Maravic, T., Cadenaro, M., Tezvergil-Mutluay, A., ... & Breschi, L. (2018). Cross-linking effect on dentin bond strength and MMPs activity. *Dental Materials*, 34(2), 288-295.
- McLean, D. E., Meyers, E. J., Guillory, V. L., & Vandewalle, K. S. (2015). Enamel bond strength of new universal adhesive bonding agents. *Operative dentistry*, 40(4), 410-417.
- Merle, C. L., Fortenbacher, M., Schneider, H., Schmalz, G., Challakh, N., Park, K. J., ... & Haak, R. (2022). Clinical and OCT assessment of application modes of a universal adhesive in a 12-month RCT. *Journal of Dentistry*, 119, 104068.
- Mertz-Fairhurst, E. J., Curtis Jr, J. W., Ergle, J. W., Rueggeberg, F. A., & Adair, S. M. (1998). Ultraconservative and cariostatic sealed restorations: results at year 10. *The Journal of the American Dental Association*, 129(1), 55-66.

- Miyazaki, M., Onose, H., & Moore, B. K. (2002). Analysis of the dentin–resin interface by use of laser Raman spectroscopy. *Dental Materials*, 18(8), 576-580.
- Moritake, N., Takamizawa, T., Ishii, R., Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Latta, M. A., & Miyazaki, M. (2019). Effect of active application on bond durability of universal adhesives. *Operative dentistry*, 44(2), 188-199.
- Munechika, T., Suzuki, K., Nishiyama, M., Ohashi, M., & Horie, K. (1984). A comparison of the tensile bond strengths of composite resins to longitudinal and transverse sections of enamel prisms in human teeth. *Journal of Dental Research*, 63(8), 1079-1082.
- Muñoz, M. A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A. D., & Bombarda, N. H. C. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of dentistry*, 41(5), 404-411.
- Muñoz, M. A., Luque-Martinez, I., Malaquias, P., Hass, V., Reis, A., Campanha, N. H., & Loguercio, A. D. (2015). In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Operative dentistry*, 40(3), 282-292.
- Nakabayashi, N., Kojima, K., & Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of biomedical materials research*, 16(3), 265-273.
- Nicholson, J. W. (1998). Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*, 19, 485–494.
- Niu, L. N., Jiao, K., Qi, Y. P., Yiu, C. K., Ryou, H., Arola, D. D., Chen, J. H., Breschi, L., Pashley, D. H., Tay, F. R. (2011). Infiltration of silica inside fibrillar collagen. *Angew Chem Int Ed Engl*, 50, 11688–11691.
- Nudelman, F., Lausch, A. J., Sommerdijk, N. A., & Sone, E. D. (2013). In vitro models of collagen biomineralization. *Journal of structural biology*, 183(2), 258-269.
- Ogawa, K., Yamashita, Y., Ichijo, T., & Fusayama, T. (1983). The ultrastructure and hardness of the transparent of human carious dentin. *Journal of Dental Research*, 62(1), 7-10.
- Oz, F. D., Kutuk, Z. B., Ozturk, C., Soleimani, R., Gurgan, S. (2019). An 18-month clinical evaluation of three different universal adhesives used with a universal flowable composite resin in the restoration of non-carious cervical lesions. *Clin Oral Investig*, 23(3), 1443-1452.
- Özcan, M., Alander, P., Vallittu, P. K., Huysmans, M. C., & Kalk, W. (2005). Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 16, 21-27.

- Özcan, M., Barbosa, S. H., Melo, R. M., Galhano, G. A. P., & Bottino, M. A. (2007). Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dental Materials*, 23(10), 1276-1282.
- Paolinelis, G., Banerjee, A., Watson, T. F. (2008). An in vitro investigation of the effect and retention of bioactive glass air-abrasive on sound and carious dentine. *J Dent*, 36, 214–218.
- Pashaev, D., Demirci, M., Tekçe, N., Tuncer, S., & Baydemir, C. (2017). The effect of double-coating and times on the immediate and 6-month dentin bonding of universal adhesives. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 28(2), 169-185.
- Pashley, D. H. (1989). Dentin: a dynamic substrate-a review. *Scanning microscopy*, 3(1), 19.
- Pashley, D. H., Ciucchi, B., Sano, H., & Horner, J. A. (1993). Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence International*, 24(9), 618-631.
- Pashley, D. H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M., & Carvalho, R. M. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dental Materials*, 11(2), 117-125.
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Yiu, C. K. Y., Hashimoto, M., Breschi, L., Carvalho, R. M. D., & Ito, S. (2004). Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *Journal of dental research*, 83(3), 216-221.
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., & Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental materials*, 27(1), 1-16.
- Perdigão, J., & Loguercio, A. D. (2014). Universal or multi-mode adhesives: why and how?. *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(2).
- Perdigão, J., & Swift Jr, E. J. (2015). Universal adhesives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(6), 331-334.
- Perdigão, J., Kose, C., Mena-Serrano, A. P., De Paula, E. A., Tay, L. Y., Reis, A. L. A. D., & Loguercio, A. D. (2014). A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Operative dentistry*, 39(2), 113-127.
- Peumans, M., Valjakova, E. B., De Munck, J., Mishevsk, C. B., & Van Meerbeek, B. (2016). Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *Journal of Adhesive Dentistry*, 18(4), 289-302.

- Poggio, C., Beltrami, R., Colombo, M., Chiesa, M., & Scribante, A. (2017). Influence of dentin pretreatment on bond strength of universal adhesives. *Acta biomaterialia odontologica scandinavica*, 3(1), 30-35.
- Phrukkanon, S., Burrow, M. F., & Tyas, M. J. (1998). The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dental Materials*, 14(3), 212-221.
- Provenza, V. (1986). *Oral histology: Inheritance and development*. Ed. Lea & Febiger.
- Rafael, C. F., Quinelato, V., Morsch, C. S., DeDeus, G., & Reis, C. M. (2016). Morphological analysis of dentin surface after conditioning with two different methods: Chemical and mechanical. *The journal of contemporary dental practice*, 17, 58-62.
- Ramesh Kumar, K. R., Shanta Sundari, K., Venkatesan, A., & Chandrasekar, S. (2011). Depth of resin penetration into enamel with 3 types of enamel conditioning methods: a confocal microscopic study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 140(4), 479-485.
- Román-Rodríguez, J.L. (2010). *Estudio experimental in vitro de la adhesión entre la cerámica de óxido de circonio y distintos cementos de resina compuesta*. (Tesis doctoral). Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.
- Ryou, H., Romberg, E., Pashley, D. H., Tay, F. R., & Arola, D. (2012). Nanoscopic dynamic mechanical properties of intertubular and peritubular dentin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 7, 3-16.
- Salz, U., Zimmermann, J., & Salzer, T. (2005). Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *Journal of Adhesive Dentistry*, 7(1).
- Sahin, C., Cehreli, Z. C., Yenigul, M., & Dayangac, B. (2012). In vitro permeability of etch-and-rinse and self-etch adhesives used for immediate dentin sealing. *Dental materials journal*, 31(3), 401-408.
- Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., & Pashley, D. H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental materials*, 10(4), 236-240.
- Sano, H., Chowdhury, A. F. M. A., Saikaew, P., Matsumoto, M., Hoshika, S., & Yamauti, M. (2020). The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. *Japanese Dental Science Review*, 56(1), 24-31.

- Sauro, S., Watson, T. F., Thompson, I. (2010). Dentine desensitization induced by prophylactic and air-polishing procedures: an in vitro dentine permeability and confocal microscopy study. *J Dent*, 38, 411–422.
- Sauro, S., Thompson, I., Watson, T. F. (2011). Effects of common *dental materials* used in preventive or *operative dentistry* on dentin permeability and remineralization. *Oper Dent*, 36, 222–230.
- Sauro, S., Watson, T. F., Thompson, I., & Banerjee, A. (2012). One-bottle self-etching adhesives applied to dentine air-abraded using bioactive glasses containing polyacrylic acid: an in vitro microtensile bond strength and confocal microscopy study. *Journal of Dentistry*, 40(11), 896–905.
- Sauro, S., Watson, T. F., Thompson, I., Toledano, M., Nucci, C., Banerjee, A. (2012). Influence of air-abrasion executed with polyacrylic acid-Bioglass 45S5 on the bonding performance of a resin-modified glass ionomer cement. *Eur J Oral Sci*, 120, 168–177.
- Sauro, S., Osorio, R., Fulgêncio, R., Watson, T. F., Cama, G., Thompson, I., & Toledano, M. (2013). Remineralisation properties of innovative light-curable resin-based *dental materials* containing bioactive micro-fillers. *Journal of Materials Chemistry B*, 1(20), 2624–2638.
- Sauro, S., Osorio, R., Watson, T. F., & Toledano, M. (2015). Influence of phosphoproteins' biomimetic analogs on remineralization of mineral-depleted resin–dentin interfaces created with ion-releasing resin-based systems. *Dental Materials*, 31(7), 759–777.
- Sauro, S., & Pashley, D. H. (2016). Strategies to stabilise dentine-bonded interfaces through remineralising operative approaches–State of The Art. *International journal of adhesion and adhesives*, 69, 39–57.
- Sauro, S., Watson, T., Moscardó, A. P., Luzi, A., Feitosa, V. P., & Banerjee, A. (2018). The effect of dentine pre-treatment using bioglass and/or polyacrylic acid on the interfacial characteristics of resin-modified glass ionomer cements. *Journal of dentistry*, 73, 32–39.
- Scaffa, P. M. C., Vidal, C. D. M., Barros, N., Gesteira, T. F., Carmona, A. K., Breschi, L., ... & Carrilho, M. R. (2012). Chlorhexidine inhibits the activity of dental cysteine cathepsins. *Journal of dental research*, 91(4), 420–425.
- Scherrer, S. S., Cesar, P. F., & Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental materials*, 26(2), e78–e93.

- Seabra, B., Arantes-Oliveira, S., & Portugal, J. (2014). Influence of multimode universal adhesives and zirconia primer application techniques on zirconia repair. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(2), 182-187.
- Sensi, L. G., Marson, F. C., Roesner, T. H., Baratieri, L. N., & Monteiro Jr, S. (2006). Fluorescence of Composite Resins: Clinical Considerations. *Quintessence of Dental Technology* (QDT), 29.
- Sepulveda, P., Jones, J. R., Hench, L. L. (2002). In vitro dissolution of melt-derived 45S5 and sol-gel derived 58S bioactive glasses. *J Biomed Mater Res*, 61, 301-311.
- Sepulveda, P., Jones, J. R., Hench, L. L. (2002). Bioactive sol-gel foams for tissue repair. *J Biomed Mater Res*, 59, 340-348.
- Sezinando, A. (2014). Looking for the ideal adhesive—a review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 55(4), 194-206.
- Shields, E. D., Bixler, D., & El-Kafrawy, A. M. (1973). A proposed classification for heritable human dentine defects with a description of a new entity. *Archives of oral biology*, 18(4), 543-IN7.
- Smith, A. J., Scheven, B. A., Takahashi, Y., Ferracane, J. L., Shelton, R. M., & Cooper, P. R. (2012). Dentine as a bioactive extracellular matrix. *Archives of oral biology*, 57(2), 109-121.
- Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U., & Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di stomatologia*, 8(1), 1.
- Spencer, P., Ye, Q., Park, J., Topp, E. M., Misra, A., Marangos, O., ... & Katz, J. L. (2010). Adhesive/dentin interface: the weak link in the composite restoration. *Annals of biomedical engineering*, 38, 1989-2003.
- Sulaiman, T. A. (2020). Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 171-181.
- Taha, A. A., Patel, M. P., Hill, R. G., & Fleming, P. S. (2017). The effect of bioactive glasses on enamel remineralization: A systematic review. *Journal of dentistry*, 67, 9-17.
- Takeda, M., Takamizawa, T., Imai, A., Suzuki, T., Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., ... & Miyazaki, M. (2019). Immediate enamel bond strength of universal adhesives to unground and ground surfaces in different etching modes. *European journal of oral sciences*, 127(4), 351-360.

- Taniguchi, G., Nakajima, M., Hosaka, K., Iwamoto, N., Ikeda, M., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2009). Improving the effect of NaOCl pretreatment on bonding to caries-affected dentin using self-etch adhesives. *Journal of dentistry*, 37(10), 769-775.
- Tay, F. R., King, N. M., Chan, K. M., & Pashley, D. H. (2002). How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously?. *Journal of Adhesive Dentistry*, 4(4).
- Tay, F. R., Pashley, D. H., Suh, B. I., Carvalho, R. M., & Itthagarun, A. (2002). Single-step adhesives are permeable membranes. *Journal of dentistry*, 30(7-8), 371-382.
- Tay, F. R., Pashley, D. H., & Yoshiyama, M. (2002). Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *Journal of dental research*, 81(7), 472-476.
- Tay, F. R., Frankenberger, R., Krejci, I., Bouillaguet, S., Pashley, D. H., Carvalho, R. M. D., & Lai, C. N. S. (2004). Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *Journal of Dentistry*, 32(8), 611-621.
- Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2008). Guided tissue remineralisation of partially demineralised human dentine. *Biomaterials*, 29(8), 1127-1137.
- Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2009). Biomimetic remineralization of resin-bonded acid-etched dentin. *Journal of dental research*, 88(8), 719-724.
- Nanci, A. (Ed.). (2017). *Ten Cate's Oral Histology-E-Book: Ten Cate's Oral Histology-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Tezvergil-Mutluay, A., Seseogullari-Dirihan, R., Feitosa, V. P., Tay, F. R., Watson, T. F., Pashley, D. H., & Sauro, S. (2014). Zoledronate and ion-releasing resins impair dentin collagen degradation. *Journal of dental research*, 93(10), 999-1004.
- Tezvergil-Mutluay, A., Seseogullari-Dirihan, R., Feitosa, V. P., Cama, G., Brauer, D. S., & Sauro, S. (2017). Effects of composites containing bioactive glasses on demineralized dentin. *Journal of dental research*, 96(9), 999-1005.
- Thanatvarakorn, O., Nakajima, M., Prasansuttiorn, T., Ichinose, S., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2014). Effect of smear layer deproteinizing on resin-dentine interface with self-etch adhesive. *Journal of dentistry*, 42(3), 298-304.
- Thanatvarakorn, O., Prasansuttiorn, T., Thittaweerat, S., Foxton, R. M., Ichinose, S., Tagami, J., ... & Nakajima, M. (2018). Smear layer-deproteinizing improves bonding of one-step self-etch adhesives to dentin. *Dental Materials*, 34(3), 434-441.

- Thula-Mata, T., Burwell, A., Gower, L. B., Habelitz, S., & Marshall, G. (2011). Remineralization of artificial dentin lesions via the polymer-induced liquid-precursor (PILP) process. *MRS Online Proceedings Library (OPL)*, 1355, mrss11-1355.
- Thompson, J. Y., Stoner, B. R., Piascik, J. R., & Smith, R. (2011). Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now?. *Dental Materials*, 27(1), 71-82.
- Tjäderhane, L., Nascimento, F. D., Breschi, L., Mazzoni, A., Tersariol, I. L., Geraldeli, S., ... & Pashley, D. H. (2013). Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer—a review. *Dental materials*, 29(10), 999-1011.
- Toledano M., Osorio R., Osorio E., Aguilera F. S., Romeo A., De La Higuera B., García-Godoy F. (2006). Sorption and solubility testing of orthodontic bonding cements in different solutions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 76, 251–256.
- Rirattanapong, P., Senawongse, P., Harnirattisal, C., & Wunsiw, W. (2015). Effect of smear layers created by different burs on durability of self-etching adhesive bond to dentin of primary teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(3), 224-230.
- Uribe Echevarría, J. (1990). *Operatoria dental, ciencia y práctica*. Ediciones Avances Médico-Dentales.
- Uribe Echevarría, J. (2023). *Adhesión, remineralización y estética con biomimética. Evidencia clínica y aplicada*. Editorial Amolca SAS.
- Van Den Breemer, C. R. G., Özcan, M., Cune, M. S., Ayres, A. A., Van Meerbeek, B., & Gresnigt, M. M. M. (2019). Effect of immediate dentin sealing and surface conditioning on the microtensile bond strength of resin-based composite to dentin. *Operative dentistry*, 44(6), E289-E298.
- Van Landuyt, K. L., Kanumilli, P., De Munck, J., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2006). Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *Journal of Dentistry*, 34(1), 77-85.
- Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., ... & Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757-3785.
- Van Landuyt, K. L., Peumans, M., De Munck, J., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2006). Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dental Materials*, 22(6), 533-544.

- Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Braem, M., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1992). Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *Journal of dental research*, 71(8), 1530-1540.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., ... & Vanherle, G. (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative dentistry*-University of Washington -, 28(3), 215-235.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Mattar, D., Van Landuyt, K., & Lambrechts, P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Operative dentistry*-University of Washington -, 28(5), 647-660.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials*, 26(2), e100-e121.
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A. J. D. M. K. L. V. L., De Munck, J., & Van Landuyt, K. L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental materials*, 27(1), 17-28.
- Van Meerbeek, B., & Yoshihara, K. (2014). Clinical recipe for durable dental bonding: why and how. *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(1), 94.
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Van Landuyt, K., Yoshida, Y., & Peumans, M. (2020). From Buonocore's pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives. A status perspective of rapidly advancing dental adhesive technology. *Journal of Adhesive Dentistry*, 22(1), 7-34.
- Vermelho, P. M., Reis, A. F., Ambrosano, G. M. B., & Giannini, M. (2017). Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clinical oral investigations*, 21, 1707-1715.
- Vidal Peiró, P. (2015). *Efecto de diversos tratamientos de superficie sobre la capacidad de adhesión de varios materiales de restauración CAD/CAM*. (Tesis doctoral). Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.
- Wagner, A., Wendler, M., Petschelt, A., Belli, R., & Lohbauer, U. (2014). Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of dentistry*, 42(7), 800-807.

- Wang, Y., & Spencer, P. (2002). Quantifying adhesive penetration in adhesive/dentin interface using confocal Raman microspectroscopy. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*, 59(1), 46-55.
- Wang Z., Sa Y., Sauro S., Chen H., Xing W., Ma X., Jiang T, Wang Y. (2010). Effect of desensitizing toothpastes on dentinal tubule occlusion: a dentine permeability measurement and SEM in vitro study. *J Dent*, 38, 400–410.
- Wang, Z., Jiang, T., Sauro, S., Wang, Y., Thompson, I., Watson, T. F., ... & Haapasalo, M. (2011). Dentine remineralization induced by two bioactive glasses developed for air abrasion purposes. *Journal of dentistry*, 39(11), 746-756.
- Wendler, M., Belli, R., Panzer, R., Skibbe, D., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2016). Repair bond strength of aged resin composite after different surface and bonding treatments. *Materials*, 9(7), 547.
- Xie, D., Zhao, J., Weng, Y., Park, J. G., Jiang, H., Platt, J. A. (2008). Bioactive glass-ionomer cement with potential therapeutic function to dentin capping mineralization. *Eur J Oral Sci*, 116, 479– 487.
- Yaseen, S. M., & Reddy, V. S. (2009). Comparative evaluation of shear bond strength of two self-etching adhesives (sixth and seventh generation) on dentin of primary and permanent teeth: An in vitro: study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 27(1), 33-38.
- Yilmaz, F., Yazkan, B., & Herguner Siso, S. (2022). Effects of different universal adhesives and surface treatments on repair bond strength between resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(7), 1068-1076.
- Yoshida, K., & Greener, E. H. (1994). Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled light-cured resin. *Journal of dentistry*, 22(5), 296-299.
- Yoshida, Y., Nagakane, K., Fukuda, R., Nakayama, Y., Okazaki, M., Shintani, H., ... & Van Meerbeek, B. (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of dental research*, 83(6), 454-458.
- Yoshihara, K., Yoshida, Y., Nagaoka, N., Hayakawa, S., Okihara, T., De Munck, J., ... & Van Meerbeek, B. (2013). Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers. *Dental Materials*, 29(8), 888-897.
- Yoshiyama, M., Sano, H., Ebisu, S., Tagami, J., Ciucchi, B., Carvalho, R. M., ... & Pashley, D. H. (1996). Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *Journal of dental research*, 75(6), 1404-1413.

- Zanatta, R. F., Silva, T. M., Esper, M., Bresciani, E., Goncalves, S., Caneppele, T. (2019). Bonding performance of simplified adhesive systems in noncarious cervical lesions at 2-year follow-up: a double-blind randomized clinical trial. *Oper Dent*, 44(5), 476-487.
- Zhang, H., Darvell, B. W. (2010). Synthesis and characterization of hydroxyapatite whiskers by hydrothermal homogeneous precipitation using acetamide. *Acta Biomater*, 6, 3216– 3222.

8

Anexos

Anexo 1

Documento de consentimiento informado y compromiso de confidencialidad.

INFORMACIÓN AL SUJETO DE EXPERIMENTACIÓN

El proyecto de investigación para el cual le pedimos su participación se titula:

“Estudio estructural de la dentina esclerótica remineralizada y ensayo de microtensión tras la aplicación de un adhesivo autograbante”.

Para que usted pueda participar en este estudio es necesario contar con su consentimiento, y que conozca la información básica necesaria para que dicho consentimiento pueda considerarse verdaderamente informado. Por ello, le ruego que lea detenidamente la siguiente información. Si tuviera alguna duda exprésela, antes de firmar este documento, al investigador principal del proyecto, bien personalmente, bien a través del teléfono o por correo electrónico. Los datos del investigador principal del proyecto aparecen también en el presente documento.

La información básica que debe conocer es la siguiente:

- a) **Objetivo del estudio:** Evaluar la capacidad de hibridación (penetración) del sistema adhesivo sobre el sustrato dental remineralizado, el sustrato dental acondicionado mecánicamente y el sustrato dental sin acondicionamiento previo.
- b) **Metodología a utilizar para el estudio, tipo de colaboración que se espera de usted y duración de dicha colaboración:** Se le solicita la donación, al grupo de investigación, del diente que va ser extraído de su boca, para poder llevar a cabo un estudio in vitro sobre la adhesión dentinaria. Una vez donada la muestra biológica no se le pedirá ninguna colaboración más en la investigación.
- c) **Procedimientos preventivos, diagnósticos y/o terapéuticos disponibles alternativos a los que se investigan con este estudio:** No se requiere de ningún procedimiento previo a la donación.
- d) **Posibles molestias y riesgos de su participación en el estudio:** Durante su colaboración en la investigación no existirá ningún riesgo para su salud ni efecto secundario derivado del ensayo de investigación.
- e) **Medidas para responder a los acontecimientos adversos:** Si durante la extracción del diente detectáramos algún problema en la estructura de la pieza a donar que pudiera influir negativamente en los resultados de la investigación se le notificaría el rechazo de su muestra biológica para el desarrollo de la misma.
- f) **Medidas para asegurar una compensación adecuada en el caso de que usted sufra algún daño:** No valoramos esta circunstancia ya que no sufrirá ningún daño personal asociado a la manipulación extrabucal del diente donado.
- g) **Beneficios que se espera obtener con la investigación:**
 - La investigación que se va a llevar a cabo en este estudio puede mejorar la adhesión a dentina esclerótica, sustrato habitual en terapéutica restauradora, lo cual beneficiará a la población, pues tendríamos menor número de desprendimientos de restauraciones directas, serían más predecibles las restauraciones parciales adheridas, se reduciría la sensibilidad posoperatoria, podríamos mejorar el sustrato previamente a las estrategias adhesivas y así prevenir la degradación de la interfase adhesiva...
- h) **Consecuencias de la no participación:** Si decide no participar eso no afectará a su derecho a la asistencia sanitaria. La relación con las personas que le propusieron participar no cambiará en función de su decisión.

INFORMACIÓN AL SUJETO DE EXPERIMENTACIÓN

El proyecto de investigación para el cual le pedimos su participación se titula:

"Estudio estructural de la dentina esclerótica remineralizada y ensayo de microtensión tras la aplicación de un adhesivo autograbante".

Para que usted pueda participar en este estudio es necesario contar con su consentimiento, y que conozca la información básica necesaria para que dicho consentimiento pueda considerarse verdaderamente informado. Por ello, le ruego que lea detenidamente la siguiente información. Si tuviera alguna duda exprésela, antes de firmar este documento, al investigador principal del proyecto, bien personalmente, bien a través del teléfono o por correo electrónico. Los datos del investigador principal del proyecto aparecen también en el presente documento.

La información básica que debe conocer es la siguiente:

- a) **Objetivo del estudio:** Evaluar la capacidad de hibridación (penetración) del sistema adhesivo sobre el sustrato dental remineralizado, el sustrato dental acondicionado mecánicamente y el sustrato dental sin acondicionamiento previo.
- b) **Metodología a utilizar para el estudio, tipo de colaboración que se espera de usted y duración de dicha colaboración:** Se le solicita la donación, al grupo de investigación, del diente que va ser extraído de su boca, para poder llevar a cabo un estudio in vitro sobre la adhesión dentinaria. Una vez donada la muestra biológica no se le pedirá ninguna colaboración más en la investigación.
- c) **Procedimientos preventivos, diagnósticos y/o terapéuticos disponibles alternativos a los que se investigan con este estudio:** No se requiere de ningún procedimiento previo a la donación.
- d) **Posibles molestias y riesgos de su participación en el estudio:** Durante su colaboración en la investigación no existirá ningún riesgo para su salud ni efecto secundario derivado del ensayo de investigación.
- e) **Medidas para responder a los acontecimientos adversos:** Si durante la extracción del diente detectáramos algún problema en la estructura de la pieza a donar que pudiera influir negativamente en los resultados de la investigación se le notificaría el rechazo de su muestra biológica para el desarrollo de la misma.
- f) **Medidas para asegurar una compensación adecuada en el caso de que usted sufra algún daño:** No valoramos esta circunstancia ya que no sufrirá ningún daño personal asociado a la manipulación extrabucal del diente donado.
- g) **Beneficios que se espera obtener con la investigación:**
 - La investigación que se va a llevar a cabo en este estudio puede mejorar la adhesión a dentina esclerótica, sustrato habitual en terapéutica restauradora, lo cual beneficiará a la población, pues tendríamos menor número de desprendimientos de restauraciones directas, serían más predecibles las restauraciones parciales adheridas, se reduciría la sensibilidad posoperatoria, podríamos mejorar el sustrato previamente a las estrategias adhesivas y así prevenir la degradación de la interfase adhesiva...
- h) **Consecuencias de la no participación:** Si decide no participar eso no afectará a su derecho a la asistencia sanitaria. La relación con las personas que le propusieron participar no cambiará en función de su decisión.

INFORMACIÓN AL SUJETO DE EXPERIMENTACIÓN

El proyecto de investigación para el cual le pedimos su participación se titula:

“Estudio estructural de la dentina esclerótica remineralizada y ensayo de microtensión tras la aplicación de un adhesivo autograbante”.

Para que usted pueda participar en este estudio es necesario contar con su consentimiento, y que conozca la información básica necesaria para que dicho consentimiento pueda considerarse verdaderamente informado. Por ello, le ruego que lea detenidamente la siguiente información. Si tuviera alguna duda exprésela, antes de firmar este documento, al investigador principal del proyecto, bien personalmente, bien a través del teléfono o por correo electrónico. Los datos del investigador principal del proyecto aparecen también en el presente documento.

La información básica que debe conocer es la siguiente:

- a) **Objetivo del estudio:** Evaluar la capacidad de hibridación (penetración) del sistema adhesivo sobre el sustrato dental remineralizado, el sustrato dental acondicionado mecánicamente y el sustrato dental sin acondicionamiento previo.
- b) **Metodología a utilizar para el estudio, tipo de colaboración que se espera de usted y duración de dicha colaboración:** Se le solicita la donación, al grupo de investigación, del diente que va ser extraído de su boca, para poder llevar a cabo un estudio in vitro sobre la adhesión dentinaria. Una vez donada la muestra biológica no se le pedirá ninguna colaboración más en la investigación.
- c) **Procedimientos preventivos, diagnósticos y/o terapéuticos disponibles alternativos a los que se investigan con este estudio:** No se requiere de ningún procedimiento previo a la donación.
- d) **Posibles molestias y riesgos de su participación en el estudio:** Durante su colaboración en la investigación no existirá ningún riesgo para su salud ni efecto secundario derivado del ensayo de investigación.
- e) **Medidas para responder a los acontecimientos adversos:** Si durante la extracción del diente detectáramos algún problema en la estructura de la pieza a donar que pudiera influir negativamente en los resultados de la investigación se le notificaría el rechazo de su muestra biológica para el desarrollo de la misma.
- f) **Medidas para asegurar una compensación adecuada en el caso de que usted sufra algún daño:** No valoramos esta circunstancia ya que no sufrirá ningún daño personal asociado a la manipulación extrabucal del diente donado.
- g) **Beneficios que se espera obtener con la investigación:**
 - La investigación que se va a llevar a cabo en este estudio puede mejorar la adhesión a dentina esclerótica, sustrato habitual en terapéutica restauradora, lo cual beneficiará a la población, pues tendríamos menor número de desprendimientos de restauraciones directas, serían más predecibles las restauraciones parciales adheridas, se reduciría la sensibilidad posoperatoria, podríamos mejorar el sustrato previamente a las estrategias adhesivas y así prevenir la degradación de la interfase adhesiva...
- h) **Consecuencias de la no participación:** Si decide no participar eso no afectará a su derecho a la asistencia sanitaria. La relación con las personas que le propusieron participar no cambiará en función de su decisión.

INFORMACIÓN AL SUJETO DE EXPERIMENTACIÓN

El proyecto de investigación para el cual le pedimos su participación se titula:

"Estudio estructural de la dentina esclerótica remineralizada y ensayo de microtensión tras la aplicación de un adhesivo autograbante".

Para que usted pueda participar en este estudio es necesario contar con su consentimiento, y que conozca la información básica necesaria para que dicho consentimiento pueda considerarse verdaderamente informado. Por ello, le ruego que lea detenidamente la siguiente información. Si tuviera alguna duda exprésela, antes de firmar este documento, al investigador principal del proyecto, bien personalmente, bien a través del teléfono o por correo electrónico. Los datos del investigador principal del proyecto aparecen también en el presente documento.

La información básica que debe conocer es la siguiente:

- a) **Objetivo del estudio:** Evaluar la capacidad de hibridación (penetración) del sistema adhesivo sobre el sustrato dental remineralizado, el sustrato dental acondicionado mecánicamente y el sustrato dental sin acondicionamiento previo.
- b) **Metodología a utilizar para el estudio, tipo de colaboración que se espera de usted y duración de dicha colaboración:** Se le solicita la donación, al grupo de investigación, del diente que va ser extraído de su boca, para poder llevar a cabo un estudio in vitro sobre la adhesión dentinaria. Una vez donada la muestra biológica no se le pedirá ninguna colaboración más en la investigación.
- c) **Procedimientos preventivos, diagnósticos y/o terapéuticos disponibles alternativos a los que se investigan con este estudio:** No se requiere de ningún procedimiento previo a la donación.
- d) **Posibles molestias y riesgos de su participación en el estudio:** Durante su colaboración en la investigación no existirá ningún riesgo para su salud ni efecto secundario derivado del ensayo de investigación.
- e) **Medidas para responder a los acontecimientos adversos:** Si durante la extracción del diente detectáramos algún problema en la estructura de la pieza a donar que pudiera influir negativamente en los resultados de la investigación se le notificaría el rechazo de su muestra biológica para el desarrollo de la misma.
- f) **Medidas para asegurar una compensación adecuada en el caso de que usted sufra algún daño:** No valoramos esta circunstancia ya que no sufrirá ningún daño personal asociado a la manipulación extrabucal del diente donado.
- g) **Beneficios que se espera obtener con la investigación:**
 - La investigación que se va a llevar a cabo en este estudio puede mejorar la adhesión a dentina esclerótica, sustrato habitual en terapéutica restauradora, lo cual beneficiará a la población, pues tendríamos menor número de desprendimientos de restauraciones directas, serían más predecibles las restauraciones parciales adheridas, se reduciría la sensibilidad posoperatoria, podríamos mejorar el sustrato previamente a las estrategias adhesivas y así prevenir la degradación de la interfase adhesiva...
- h) **Consecuencias de la no participación:** Si decide no participar eso no afectará a su derecho a la asistencia sanitaria. La relación con las personas que le propusieron participar no cambiará en función de su decisión.

El comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité d'Ètica d'Investigació en Humans, en la reunió celebrada el dia , una vez estudiado el proyecto de tesis doctoral: "*Estudio estructural de la dentina esclerótica remineralizada y ensayo de microtensión tras la aplicación de un adhesivo autograbante.*",

Cuyo/a responsable es D/Dña.

RUBEN AGUSTIN PANADERO, dirigida por D/Dña. ANTONIO

FONS FONT

ha acordado informar favorablemente el mismo.

Y para que conste, se firma el presente certificado

Av. Blasco Ibáñez, 13 tel: 963864109 vicerec.investigacio@uv.es
Valencia 46100 fax: 963963221 www.uv.es/betihv

Firmado digitalmente por
PEDRO JESUS PEREZ ZAFRILLA
Cargo: Presidente del Comité de Ética de la Investigación en Humanos
Fecha: 08/10/2019 12:16:40 CEST

Anexo 2

Resolución Comité ético.

El comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité d'Ètica d'Investigació en Humans, en la reunió celebrada el dia , una vez estudiado el proyecto de tesis doctoral: "*Estudio estructural de la dentina esclerótica remineralizada y ensayo de microtensión tras la aplicación de un adhesivo autograbante.*",

Cuyo/a responsable es D/Dña.

RUBEN AGUSTIN PANADERO, dirigida por D/Dña. ANTONIO

FONS FONT

ha acordado informar favorablemente el mismo.

Y para que conste, se firma el presente certificado

Av. Blasco Ibáñez, 13 tel. 963864109 vicerrec.investigacio@uv.es
Valencia 46110 fax. 963963221 www.uv.es/betivies

Firmado digitalmente por
PEDRO JESUS PEREZ ZAFRILLA
Cargo: Presidente del Comité de Ética de la Investigación en Humanos
Fecha: 08/10/2019 12:16:40 CEST

Comitè d'Ètica d'Investigació en Humans de la Comissió d'Ètica en Investigació Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que Comitè d'Ètica d'Investigació en Humans, en la reunió que tingué lloc el dia , una vegada estudiat el projecte de tesi doctoral titulat: "Estudi estructural de la dentina escleròtica remineralitzada i assaig de microtensió després de l'aplicació d'un adhesiu autograbante.",

que té com a responsable

RUBEN AGUSTIN PANADERO, i que va dirigir ANTONIO FONS FONT,
ha acordat emetre'n un informe favorablement.

I perquè així conste, signa aquest certificat.

Av. Blasco Ibáñez, 13 tel: 963864109 vlorrec.investigacio@uv.es
València 46010 fax: 963963221 www.uv.es/sermes

The Ethics Committee of Research in Humans of the Ethics Commission in Experimental Research of University of Valencia,

CERTIFY:

Hereby certify that the Ethics Committee of Research in Humans, in the session which took place on , analysed the project of doctoral thesis entitled *"Structural study of remineralized sclerotic dentin and microtension test after the application of a self-etching adhesive."*, whose researcher in charge is ANTONIO FONS FONT, and agreed with this project.

And in witness whereof, I hereby sign this certificate



Av. Blasco Ibáñez, 13 tel: 963864109 vicerec.investigacio@uv.es
Valencia 46010 fax: 963983221 www.uv.es/befmves



VNIVERSITAT
DE VALÈNCIA