
Tesis doctoral

Fuerza de adhesión de nuevos adhesivos universales para cementar materiales restauradores CAD CAM y sustratos dentales. Influencia del envejecimiento artificial.

Berta Paulo Rodríguez



Aquesta tesi doctoral està subjecta a la licència [Reconeixement-NoComercial-SenseObraDerivada 4.0 Internacional \(CC BY-NC-ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

Esta tesis doctoral está sujeta a la licencia [Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional \(CC BY-NC-ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

This doctoral thesis is licensed under the [Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International \(CC BY-NC-ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)



TESIS DOCTORAL

***Fuerza de adhesión de nuevos adhesivos
universales para cementar materiales
restauradores CAD CAM y sustratos dentales.
Influencia del envejecimiento artificial.***

Berta Paulo Rodríguez

DIRECTORES:

Dr. Miguel Roig Cayón y Dra. María Arregui Gambús

Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud
Línea de Investigación básica y aplicada en odontología
Universitat Internacional de Catalunya, 2022

AGRADECIMIENTOS

Mientras me hallo ante la página en blanco de este apartado, trato de ordenar mis ideas y me vienen a la cabeza muchos motivos y personas a las que agradecer el poder entregar esta tesis y, me emociono.

Primero de todo a Dios, por haber hecho que tantas oportunidades y personas maravillosas se cruzaran en mi vida.

A la Universidad Internacional de Catalunya, *mi universidad*, mi segunda casa, lugar donde he crecido y madurado, lugar donde he aprendido tantísimo a nivel profesional y humano; lugar donde he conocido a mis mejores amistades y a tantas personas; gracias por todas las lecciones y vivencias.

Quisiera agradecer la oportunidad que me dio el Dr. Giner cuando pensó en mí como candidata para una beca predoctoral que, sin duda, cambió el rumbo de mi vida. Siempre le he admirado por su capacidad de reflexión y su incansable búsqueda de la justicia y bien común.

Al Dr. Roig, director de esta tesis, por la oportunidad de la beca y la estancia en la Universidad de Ginebra; por aceptar la dirección de esta tesis y por sus enseñanzas en grado y durante el máster.

A María Arregui, codirectora de esta tesis quisiera agradecerle muy especialmente el haberme rescatado de la desesperación en tantas ocasiones a lo largo de este camino, por haberme apoyado y por haberme hecho “terapia” en la cafetería. Nunca hubiera imaginado cuando me daba clase en segundo de carrera que detrás de su discreción, hubiera una persona tan grande. Sin ella, hoy, no estaría entregando esta tesis.

Al Dr. Cabratosa, por sus consejos y por creer en mí. Hace justo dos años tuvimos una conversación en la que le expliqué que iba luchar para lograr mi propósito. Entregar esta tesis, me llena de orgullo.

A mi amigo Borja Baldrich, con quien emprendimos juntos este largo viaje, primero con la experiencia en la Universidad de Ginebra con el Profesor Krejci y luego desde la UIC.

Mientras escribo estas líneas una pequeña Bertita se mueve en mi interior, dándome pataditas al sentir mis emociones. Gracias amor mío por este bebé que tenemos en camino y que es fruto de tanto amor.

A mi amado esposo Albert, que llegó a mi vida cuando menos lo esperaba, por estar siempre a mi lado, cuidarme con un cariño y un respeto que no sabía que podía existir. Gracias por animarme a que terminara la tesis y...por todo lo que te ha tocado cargar de manera extra con "la excusa de la tesis", eres una persona maravillosa.

Quisiera agradecer a mi madre, a mi tío Javier y a mis queridos hermanos y compañeros de mil batallas, Elia, Juan y Xavi, por formar parte de mi vida y estar siempre a mi lado. Sé que siempre estaremos unidos pase lo que pase y en estos últimos tiempos difíciles lo hemos demostrado. Me siento orgullosísima de la familia que somos.

En varias ocasiones a lo largo de estos años de doctorado, he fantaseado con la idea que el día que me concedan el título de Doctora, vería entre los asistentes a dos personas súper especiales: a nuestra ya amada Bertita en brazos de su padre y, especialmente a mi viejita. A mi tan y tan querida abuela Berta. La persona más importante para mí en este mundo. La persona que hace poco me acompañó al altar con orgullo a sus 97 años. Ojalá Dios nos conceda la alegría de que veas nacer a tu bisnieta y puedas venir, como ya es tradición, a la que sería mi 4ª graduación en la UIC.

A todos, gracias.

A mi abuela Berta y a mi madre; a mis hermanos Juan, Elia y Xavi.

A mi esposo Albert y a nuestra hijita Berta.

A todos vosotros, por dar sentido a mi vida.

ÍNDICE

ÍNDICE	V
Índice de tablas	XI
Índice de figuras.....	XIII
1. JUSTIFICACIÓN	17
2. MARCO TEÓRICO	21
2.1 Evolución de la odontología restauradora.....	23
2.2 Adhesión: historia, concepto de adhesión, clasificación y generaciones	23
2.3 Problemas actuales de los adhesivos dentales.....	30
2.4 Adhesivos universales.....	33
2.5 Materiales de restauración directa e indirecta. Materiales CAD CAM.....	39
2.6 Adhesión a restauraciones indirectas.....	46
2.7 Envejecimiento artificial y termociclado.....	51
2.8 Métodos de evaluación <i>in vitro</i> de la fuerza de adhesión.....	53
2.9 Análisis del tipo de fractura.....	54
2.10 Objetivos de este estudio.....	55
3. HIPÓTESIS	57
3.1 Respecto a la fuerza de adhesión.....	59
3.2 Respecto al envejecimiento artificial.....	59
4. OBJETIVOS	61
4.1 Objetivo general.....	63
4.2 Objetivos específicos.....	63
5. MATERIAL Y MÉTODO	65
5.1 Grupo de estudio I: interfase sustrato material restaurador CAD CAM	67

5.1.1 Materiales.....	67
5.1.2 Método.....	70
5.1.2.1 Tamaño de la muestra.....	70
5.1.2.2 Grupos de muestras.....	70
5.1.2.3 Preparación de las muestras.....	71
5.1.2.4 Tratamiento de superficie.....	72
5.1.2.5 Proceso de cementación.....	72
5.1.2.6 Envejecimiento artificial.....	74
5.1.2.7 Test de resistencia al cizallamiento.....	75
5.1.2.8 Análisis del tipo de fractura.....	76
5.1.2.9 Análisis estadístico.....	77
5.2 Grupo de estudio II: interfase sustrato dental.....	78
5.2.1 Materiales.....	78
5.2.2 Método.....	78
5.2.2.1 Preparación de las muestras.....	79
5.2.2.2 Grupos de muestras.....	79
5.2.2.3 Tratamiento de superficie.....	80
5.2.2.4 Proceso de cementación.....	80
5.2.2.5 Envejecimiento artificial, test de resistencia al cizallamiento, análisis del tipo de fractura y análisis estadístico.....	81
6. RESULTADOS.....	83
6.1 Resultados del test de resistencia al cizallamiento.....	85
6.1.1 Resultados del test de resistencia al cizallamiento del grupo de estudio I: sustrato material restaurador CAD CAM.	85
6.1.2 Resultados del test de resistencia al cizallamiento del grupo de estudio II: sustrato dental.	91
6.2 Resultados del análisis del tipo de fractura.....	98
6.2.1 Resultados del análisis del tipo de fractura del grupo de estudio I sustrato material restaurador CAD CAM.....	98

6.2.2 Resultados del análisis del tipo de fractura del grupo de estudio II: sustrato dental.....	105
7. DISCUSIÓN.....	113
7.1 Justificación e introducción a la odontología conservadora.....	115
7.2 Evaluación de la fuerza de adhesión y tamaño del área de adhesión.....	117
7.3 Pretratamiento de superficie de los sustratos.....	118
7.4 Adhesión a sustrato dental.....	122
7.5 Influencia de la composición de los distintos adhesivos universales.....	129
7.6 Influencia del envejecimiento artificial y análisis del tipo de fractura.....	134
7.7 Respuesta a las hipótesis de trabajo y limitantes de este estudio.....	139
8. CONCLUSIONES.....	143
9. PERSPECTIVAS DE FUTURO	147
10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	151
ANEXOS.....	177
I. Carta de aprobación del proyecto de Tesis de la Escuela de Doctorado.....	178
II. Carta de aprobación del estudio por parte del Comité Ético de Investigación (CER)	179

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Clasificación de los sistemas de adhesión dental por generaciones, basada en la publicación de Scotti et al., 2017	26
Tabla 2. Materiales CAD CAM usados en este estudio: material y fabricante, composición y tratamiento de superficie	68
Tabla 3. Componentes de los sistemas adhesivos, composición y modo de aplicación de los AU usados en la parte I y II de este estudio.....	69
Tabla 4. Resultados del TRC presentados en mediana (1º y 3º cuartil) y p-valor del grupo de estudio I, antes y después del envejecimiento artificial	91
Tabla 5. Resultados del TRC presentados en mediana (1º y 3º cuartil) y p-valor del grupo de estudio II, antes y después del envejecimiento artificial	98
Tabla 6. Frecuencia acumulada y porcentajes de las fracturas del estudio I..	104
Tabla 7. Ratio de proporciones, IC y Test Chi-Cuadrado de las fracturas adhesivas del grupo de estudio I, antes y después de termociclar	105
Tabla 8. Frecuencia acumulada y porcentajes de las fracturas del estudio II.....	111
Tabla 9. Ratio de proporciones, IC y Test Chi-Cuadrado, de las fracturas adhesivas y mixtas del grupo de estudio II, antes y después de termociclar.	111

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Evolución de los adhesivos por generaciones, basada en la publicación de Van Meerbeek et al. 2020.....	27
Figura 2. Clasificación de los adhesivos dentales según el modo de aplicación, el número de pasos y el número de componentes.	28
Figura 3. Estrategias de aplicación de los adhesivos universales, basada en la publicación de Van Meerbeek et al. 2020.....	29
Figura 4. Clasificación de los adhesivos contemporáneos, basada en la publicación de Van Meerbeek et al. 2020.....	30
Figura 5. Representación esquemática del monómero 10-MDP.	36
Figura 6. Diagrama de la interacción química del silano con los materiales ricos en cerámica vítrea.....	49
Figura 7. Distribución de los 18 grupos experimentales de la parte I de este estudio.....	71
Figura 8. Proceso de preparación de las muestras y, muestras embebidas en resina acrílica.....	72
Figura 9. Disco de zirconia CAD CAM embebido en resina acrílica.....	72
Figura 10. Preparación de superficie y cementación de las muestras del grupo Cerasmart con el sistema adhesivo VOCO.....	73
Figura 11. Esquema de un espécimen tras el proceso de cementado y,	

muestra de cerámica híbrida tras ser cementada.....	74
Figura 12. Máquina de envejecimiento artificial usada en esta investigación	75
Figura 13. Máquina de ensayo universal usada en este estudio y esquema del test de resistencia al cizallamiento.....	76
Figura 14. Imagen de un estereomicroscopio e imágenes de varias muestras fracturadas en este estudio capturadas con el microscopio	77
Figura 15. Distribución de los 18 grupos experimentales de la parte II de este estudio.....	80
Figura 16. Especímenes de esmalte, dentina autograbada y, dentina grabada y lavada inmediatamente después de la cementación.....	81
Figura 17. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados generales del TRC del estudio I, según el tipo de sistema adhesivo.....	86
Figura 18. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados del TRC del estudio I, según el tipo de sistema adhesivo y el sustrato.....	87
Figura 19. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados del TRC del estudio I del tipo de sistema adhesivo en función del termociclado.....	88
Figura 20. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados del TRC en MPa del estudio I, antes y después termociclado para cada tipo de sustrato y sistema adhesivo.....	91
Figura 21. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados generales del TRC del estudio II, según el tipo de sistema adhesivo.....	93

Figura 22. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados del TRC del estudio II, según el tipo de sistema adhesivo y el sustrato.....	94
Figura 23. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados del TRC del estudio II del tipo de sistema adhesivo en función del termociclado.....	95
Figura 24. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados del TRC en MPa del estudio II, antes y después termociclado para cada tipo de sustrato y sistema adhesivo.....	97
Figura 25. Imágenes del tipo de fractura de distintos grupos experimentales del estudio I obtenidas con estereomicroscopio con una magnificación de 2,5 aumentos.....	99
Figura 26. Gráficas de barras apiladas del estudio I. Muestra el patrón de fractura de tipo adhesiva o mixta, con y sin termociclado.....	100
Figura 27. Gráficas de barras apiladas del estudio I. Patrón de fractura, antes y después del termociclado, según el sistema adhesivo.....	101
Figura 28. Gráficas de barras apiladas de los sustratos CAD CAM del estudio I en el que se muestra el patrón de fractura tras el TRC antes y después del termociclado, sin tener en cuenta el tipo adhesivo	102
Figura 29. Gráficas de barras apiladas del estudio I en el que se muestra el patrón de fractura, antes y después del termociclado, teniendo en cuenta el tipo adhesivo y el sustrato.....	103
Figura 30. Imágenes del tipo de fractura de distintos grupos experimentales del estudio II obtenidas con estereomicroscopio con una magnificación de 2,5 aumentos.....	106

Figura 31. Gráficas de barras apiladas del estudio II. Muestra el patrón de fractura antes y después del termociclado.....	107
Figura 32. Gráficas de barras apiladas del estudio II. Patrón de fractura, antes y después del termociclado, según el sistema adhesivo.....	108
Figura 33. Gráficas de barras apiladas de los sustratos del estudio II, en el que se muestra el patrón de fractura tras el TRC antes y después del termociclado, sin tener en cuenta el tipo adhesivo.....	109
Figura 34. Gráficas de barras apiladas de los sustratos del estudio II, en las que se muestra el patrón de fractura tras el TRC antes y después del termociclado.....	110

1 JUSTIFICACIÓN

El término *odontología mínimamente invasiva*, es un concepto que apareció en el mundo odontológico en las últimas décadas y tiene como objetivo la preservación de la mayor cantidad de tejido dental sano. El avance en la era de la odontología adhesiva ha evolucionado de la mano de la aparición del mundo digital, creándose una relación de mutualismo y, permitiendo el éxito de las cada vez más usadas restauraciones adhesivas CAD CAM. Con todos estos avances se ha pasado de una odontología “retentiva” a una odontología “adhesiva”, la cual cosa permite al odontólogo realizar tratamientos más conservadores (1, 2).

Toda esta nueva tecnología ha ido evolucionando rápidamente con una tendencia clara hacia la simplificación y, junto a ésta, han ido surgiendo en el mercado nuevos sistemas de adhesivos universales, que, tal y como su nombre indica, prometen una adhesión exitosa para todos los sustratos candidatos a cementación adhesiva (3-11).

En el año 2015 un alumno de la Facultad de Odontología de la Universidad Internacional de Cataluña, estando en la clínica tratando a un paciente, nos preguntó a los profesores, mientras sostenía varias botellas de adhesivos de distintas marcas y con distintas indicaciones, qué diferencia había entre cada uno de ellos y cuál debía usar para la adhesión al diente y cuál para la corona que quería cementar. Cuando terminamos la explicación comentó: *“ya podría existir un único adhesivo que sirviera para todos los sustratos, porque es imposible acordarse de todo”*. Y fue a raíz de esta anécdota que empezamos a pensar en esta investigación.

La fuerza de adhesión y el sellado de la interfase adhesiva que se produce al cementar una restauración indirecta son factores que determinan el éxito del tratamiento restaurador a medio y largo plazo, independientemente del material empleado y del tipo de restauración (12-15). Cuando se cementa una restauración adhesiva en la cavidad oral se generan dos interfases de

adhesión: la que se produce entre el adhesivo y los tejidos dentales y, la que se produce entre el adhesivo y el sustrato restaurador (16, 17).

Al realizar una revisión de la literatura, no se encontraron publicaciones en las que se estudiara simultáneamente la fuerza de adhesión de los nuevos adhesivos universales, en ambas interfases de una restauración indirecta.

Por este motivo, el objetivo de este estudio *in vitro* es analizar la fuerza de adhesión, el patrón de fractura y el efecto que ejerce sobre estos dos factores un termociclado de 5000 ciclos, al utilizar distintos sistemas de adhesivos universales en las dos interfases de una restauración de prótesis fija sobre dientes. Por lo que en la presente investigación, se ha analizado si varios sistemas de adhesivos universales que han salido recientemente al mercado garantizan una buena adhesión en ambas interfases de una restauración indirecta tanto en el momento del cementado como tras un proceso de simulación de envejecimiento en boca.

2 MARCO TEÓRICO

2.1 Evolución de la odontología restauradora

La creación y el uso cada vez más frecuente de materiales adhesivos ha permitido la modernización de muchos aspectos de la odontología preventiva y restauradora. La aparición de los adhesivos en odontología alteró totalmente las reglas clásicas, permitiendo una odontología estética mínimamente invasiva, concepto que era impensable en el pasado (1). La técnica de preparación de las cavidades cambió completamente, dado que ya no era necesario proveer retención mecánica con rieleras y ángulos internos agudos para retener el material restaurador; actualmente, las nuevas técnicas adhesivas, permiten conservar gran cantidad de tejido dental sano que, tradicionalmente, sería eliminado con la fresa (2).

Hoy en día, la odontología adhesiva es una parte fundamental del trabajo clínico diario. La evolución de los materiales y técnicas adhesivas se han basado en la necesidad de simplificar el paso a paso de los procedimientos para obtener restauraciones directas e indirectas de larga duración (1). Esta nueva técnica aporta numerosas ventajas y convierte la odontología restauradora en algo mucho más sencillo para todas las partes que participan. Por un lado, se simplifica el trabajo del odontólogo y se conserva mayor cantidad de estructura dental sana; por otro lado, se logran resultados que son más predecibles y duraderos (2, 3).

2.2 Adhesión: historia, concepto de adhesión, clasificación y generaciones

La historia de los adhesivos dentales empezó en 1949, cuando el Dr. Hagger, un químico suizo que trabajaba para DeTrey/Amalgamated Dental Company, solicitó la patente para el primer adhesivo dental. Solo fue utilizada la dentina como sustrato dental para el uso de este nuevo adhesivo, el esmalte no se tuvo en cuenta. En 1951, Hagger patentó un “material sellador de cavidades” para ser usado en combinación con la resina de fraguado químico “Sevriton” (2). La adhesión se conseguía mediante el monómero funcional dimetacrilato de

glicerofosfato (GPDM), que actualmente sigue utilizándose como monómero funcional primario en algunos productos adhesivos dentales populares, como la familia de productos Optibond FL/XTR/Universal (Kerr) (4).

En 1952, fue postulado por Mclean y Kramer, que este material, “Sevriton sellante de cavidades”, se adhería químicamente a la estructura dental. En este caso, demostraron que el GPDM mejoraba la adhesión a la dentina al “penetrar en la superficie y formar una capa intermedia”. Este fue el primer informe que se registró en cuanto a cambios en la estructura de la dentina causados por un monómero acídico y podría considerarse el precursor del concepto de la capa híbrida. Este concepto es primordial en el desarrollo de nuevas generaciones de adhesivos dentinarios (5).

Todas estas investigaciones se basaron en lograr adhesión a dentina, pero no fue hasta 1954, cuando Buonocuore llevó a cabo con éxito sus primeros experimentos de adhesión a esmalte a través del grabado ácido y, se centró en alterar la superficie del esmalte para obtener adhesión con el material restaurador. Además de su innovadora investigación, en 1955 describió que el uso de ácido fosfórico al 85% para alterar la superficie del esmalte, podía proporcionar una superficie adecuada para la adhesión y también mejorar la retención a la resina acrílica en fosas y fisuras. En 1958 este mismo concepto fue aplicado a la dentina, pero seguía siendo problemático, debido al uso de resinas estrictamente hidrofóbicas. Otro inconveniente como la alta contracción de polimerización de los materiales de relleno acrílicos, que se utilizaban en ese momento, dieron a Buonocuore poco impacto en la odontología restauradora de ese momento. Fue con la aparición de los composites en los años 60, que presentaban una contracción de polimerización reducida, cuando se obtuvo el impulso necesario para finalmente, entrar en la era de la “odontología adhesiva” (2). A finales de los años 70 – principios de los 80, Nakabayashi, describió por primera vez la capa híbrida; este hallazgo representó uno de los grandes avances en la comprensión de los mecanismos de la adhesión dental.

Pero también deberíamos preguntarnos, qué es la adhesión y cómo se

produce. La adhesión se define como una atracción molecular (o atómica) entre dos superficies en contacto, promovida por la fuerza de atracción entre moléculas (o átomos) diferentes. Es distinta de la cohesión, que es la atracción entre los mismos tipos de moléculas dentro de una sustancia. El fenómeno de la adhesión puede producirse mediante mecanismos físicos, mecánicos o químicos, o una combinación de los tres. Siempre que se utiliza un agente adhesivo para unir dos materiales y se solidifica durante la unión, el proceso se denomina unión adhesiva (6). Extrapolando este concepto al campo de la odontología, el objetivo principal de los adhesivos dentales es proporcionar retención a las obturaciones de resina directa o, a los cementos de resina cuando éstos son usados para cementar restauraciones indirectas, que pueden ser de diferentes materiales (7). Por lo tanto, la adhesión es uno de los mayores objetivos de la odontología mínimamente invasiva, cuyo propósito es lograr y mantener un contacto íntimo entre dos substratos (8, 9).

Los sistemas adhesivos dentales son soluciones compuestas por monómeros con grupos hidrófilos (que aumentan la humectabilidad a los tejidos duros dentales), y grupos hidrofóbicos (que permiten la interacción y copolimerización con el material restaurador). Su composición química incluye: iniciadores de fraguado, solventes, inhibidores o estabilizadores y, en algunos casos, partículas de relleno inorgánico (8).

Desde los descubrimientos de Buonocore y Nakabayashi, investigadores y fabricantes han mejorado algunas de las propiedades de los adhesivos, como por ejemplo el sellado y la fuerza de adhesión, siempre en búsqueda del adhesivo ideal (8) que, además de soportar las fuerzas mecánicas, y en particular la tensión de contracción de polimerización, también debe ser capaz de evitar las filtraciones a lo largo de los márgenes de la restauración (7).

La odontología adhesiva ha experimentado un gran progreso en las últimas décadas (4) y son varias las clasificaciones que se han usado tradicionalmente para organizar los sistemas adhesivos. Desde la clasificación por generaciones de adhesivos (de la I a la VIII), pasando por la clasificación en función del

número de frascos y pasos, hasta la clasificación de los adhesivos según la estrategia de adhesión a los tejidos dentales: adhesivos de grabado y lavado o de autograbado (1); con cada generación de adhesivos, se ha intentado reducir el número de frascos y pasos implicados. De hecho, el objetivo de la evolución de los adhesivos fue reducir la cantidad de pasos en el procedimiento, tratar de permitir métodos más rápidos de aplicación y proveer una química más avanzada para simplificar la adhesión (2, 10).

Gracias a la ayuda de las nuevas tecnologías siempre en constante evolución, las técnicas adhesivas dentales han avanzado desde los sistemas adhesivos sin grabado ácido, pasando por el grabado total (cuarta y quinta generación), hasta los sistemas de autograbado (sexta, séptima y octava generación) (1). La evolución de los adhesivos queda representada en la tabla 1 y en el esquema de figura 1 (4).

Generación	Pasos	Modalidad	Frascos	TRC (Mpa)
1 ^a	2	Grabado del esmalte	2	2
2 ^a	2	Grabado del esmalte	2	5
3 ^a	3	Acondicionamiento dentina	2-3	12-15
4 ^a	3	Grabado total	3	25
5 ^a	2	Grabado total	2	25
6 ^a	1	Autograbante	2	20
7 ^a	1	Autograbante	1	25
8 ^a	1	Autograbante	1	Unos 30

Tabla 1. Clasificación de los sistemas de adhesión dental por generaciones, basada en la publicación de Scotti et al., 2017(1). *TRC: Test de Resistencia al Cizallamiento.*

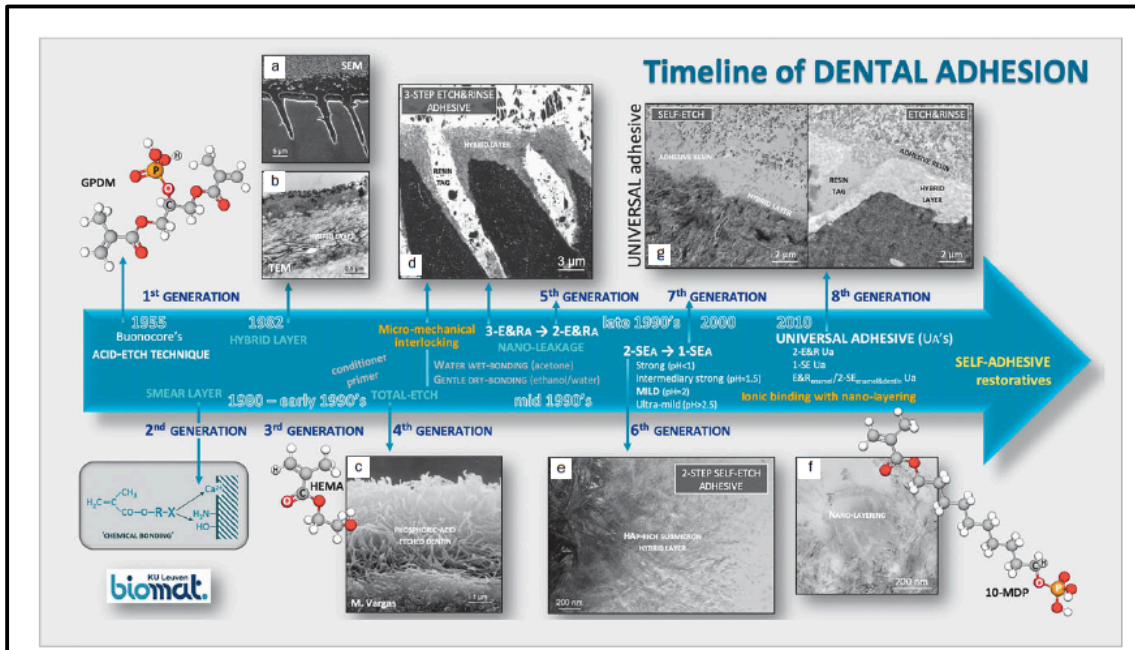


Figura 1. Evolución de los adhesivos por generaciones, basada en la publicación de Van Meerbeek et al. 2020 (4).

Según el modo de uso del adhesivo o según la estrategia de adhesión a los tejidos dentales, los adhesivos dentales también son popularmente divididos en dos grupos: adhesivos de grabado y lavado y de autograbado (8, 11). Los sistemas de grabado y lavado, requieren un grabado previo de las superficies con ácido ortofosfórico al 37%, mientras que los adhesivos de autograbado, no requieren un grabado ácido previo y se adhieren a los tejidos dentales mediante imprimaciones ácidas (12). La diferencia entre ambos enfoques es el uso de un agente grabador por separado para la técnica de grabado y lavado a través del cual se elimina la capa de barrillo dentinario. El hecho de limpiar con agua para eliminar el ácido, queda una superficie limpia y reactiva, ya que el agua se lleva todos los restos. Cada modalidad de adhesivo tiene diferentes agentes implicados que pueden aplicarse juntos en una sola botella o por separado, según el sistema adhesivo. La técnica adhesiva de grabado y lavado puede realizarse en tres o en dos pasos, y el sistema de autograbado puede realizarse en dos pasos o en uno, tal y como se esquematiza en la figura 2 (8).

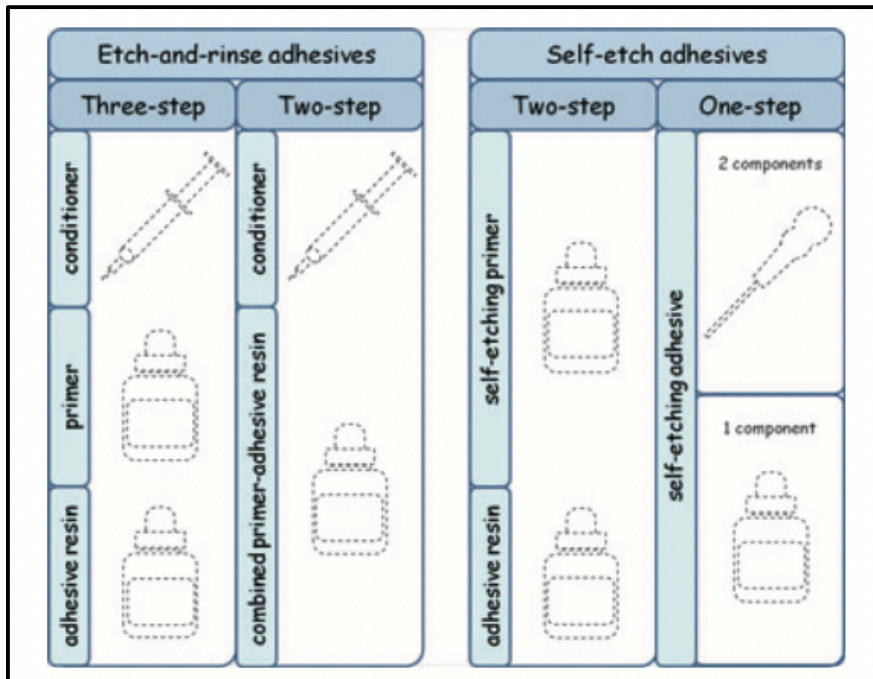


Figura 2. Clasificación de los adhesivos dentales según el modo de aplicación, el número de pasos y el número de componentes.

Otra manera de clasificar los sistemas adhesivos es, según el número de pasos y frascos implicados.

- Adhesivos de grabado y lavado de tres pasos: los sistemas adhesivos se componen de diferentes frascos. En un frasco se encuentra el agente grabador y, en los otros dos el primer o cebador y el agente adhesivo respectivamente.
- Adhesivos de grabado y lavado de dos pasos: en este sistema adhesivo los pasos son 1º grabado y 2º, imprimación y adhesivo en una única capa. Estos sistemas utilizan dos frascos, en uno se encuentra el agente grabador y, en el otro se encuentra la combinación de primer y adhesivo (1).
- Adhesivos autograbantes de dos pasos: en estos sistemas, los dos pasos de grabado e imprimación están combinados en un solo frasco y el adhesivo en otro. Este procedimiento requiere dos frascos, el primero que contiene un primer autograbante, y el segundo, el agente adhesivo (1).
- Adhesivos autograbantes de un paso: solo se usa un frasco que contiene una combinación de agente adhesivo con un primer autograbante (2). Recientemente, se ha introducido una nueva familia de adhesivos, los llamados

adhesivos universales o multimodales, que en los tejidos dentales, pueden usarse como adhesivos de grabado y lavado o como adhesivos de autograbado (4), tal y como se esquematiza en la figura 3.

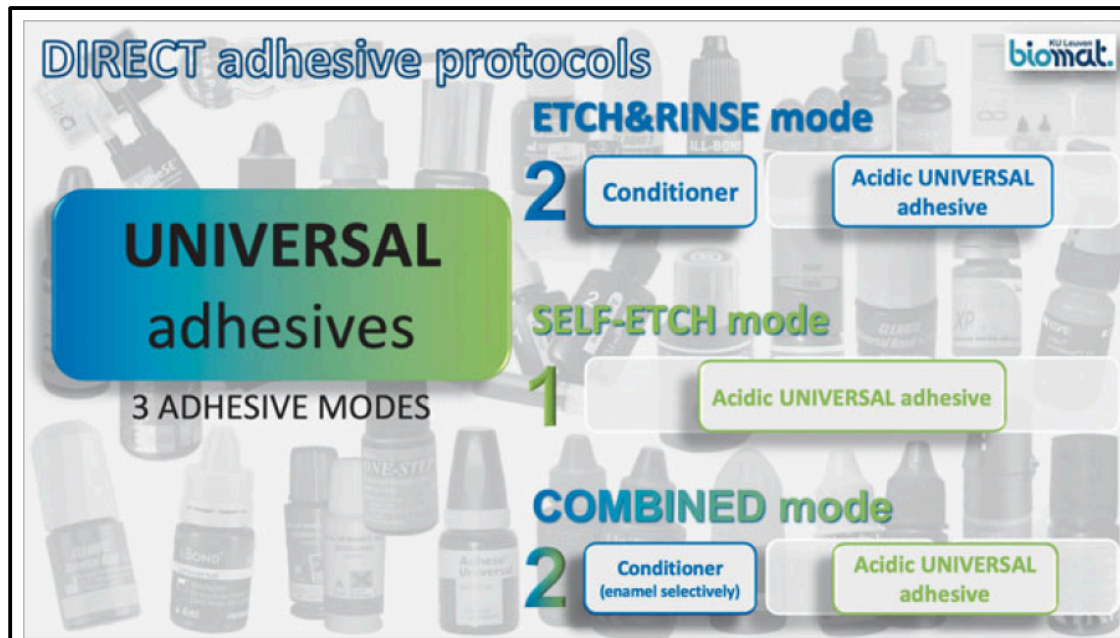


Figura 3. Estrategias de aplicación de los AU, basada en la publicación de Van Meerbeek et al. 2020 (4).

Van Meerbeek, en su publicación de 2020, describe otra manera de aplicar los sistemas adhesivos dentales contemporáneos combinando las dos clasificaciones tradicionales de grabado y lavado (grabado selectivo del esmalte) en esmalte y autograbado en dentina, tal y como se esquematiza en la figura 4 (4).

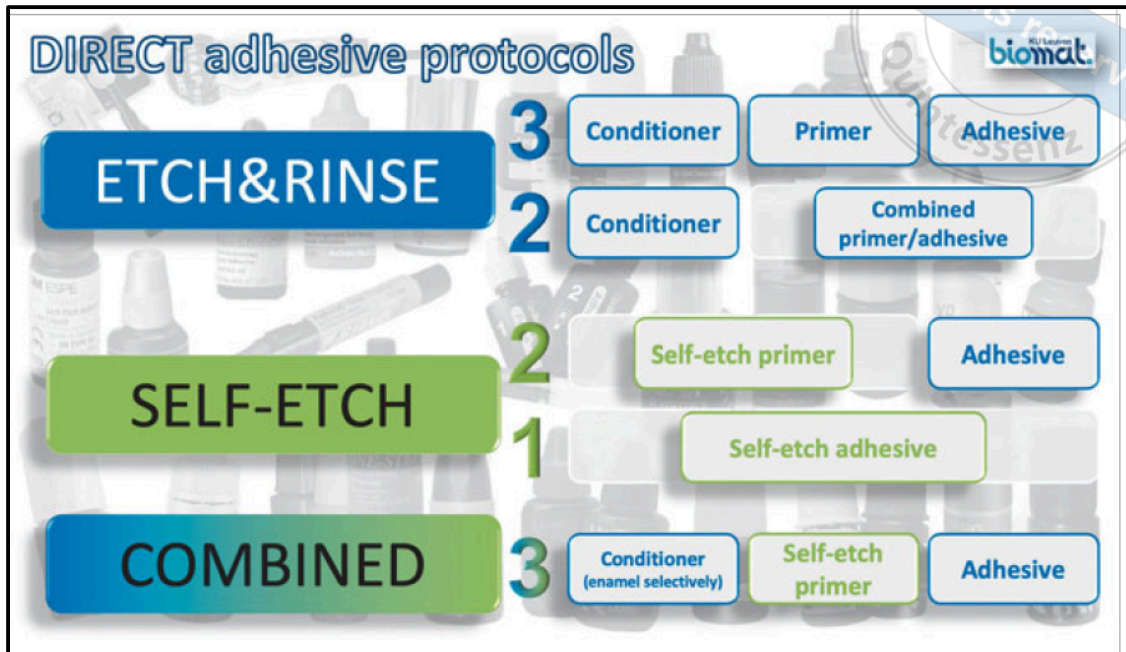


Figura 4. Clasificación de los adhesivos contemporáneos, basada en la publicación de Van Meerbeek et al. 2020 (4).

En resumen, todos los sistemas adhesivos contienen ingredientes similares, independientemente del número de frascos del que conste el sistema. Sin embargo, es la proporción de cada uno de estos ingredientes en la composición del adhesivo lo que difiere entre las distintas clases de adhesivos (13). Actualmente, la unión a sustratos dentales se basa básicamente en dos estrategias diferentes: grabado y lavado o autograbado. Cuando se realizan adecuadamente, cualquiera de estas dos estrategias de adhesión, se ha demostrado que pueden dar buenos resultados a largo plazo (14, 15).

2.3 Problemas actuales de los adhesivos dentales

A pesar de los grandes avances en tecnología adhesiva en los últimos 50 años, todavía quedan algunos problemas sin resolver relacionados con la duración de la interfase adhesiva (16). El sellado impermeable entre la resina y la dentina sigue siendo difícil de lograr (17) y, es dudoso que se pueda producir una interdifusión del sistema adhesivo dentro del andamio de colágeno de manera armoniosa (18). De hecho, se cree que la degradación hidrolítica combinada con la acción de las enzimas de la matriz dentinaria desestabiliza la unión diente-adhesivo y rompe las fibrillas de colágeno desprotegidas (19).

La interfase entre el composite y las paredes de la cavidad es la zona más crítica en una restauración adhesiva. Las fibrillas de colágeno desprotegidas (20) y la hidrólisis química de los enlaces éster, son consideradas las razones principales de la degradación de la capa híbrida. Estos procesos ocurren simultáneamente y, sin duda con el tiempo, contribuyen a reducir la fuerza de adhesión (21). Aunque por lo general, se logra de inmediato una unión suficiente entre la resina y la dentina, pero con el tiempo surge una disminución de la eficacia de la adhesión (22).

El objetivo principal de los adhesivos dentales es proveer retención a las restauraciones de composite o a los cementos resinosos. Además de soportar las fuerzas mecánicas, y en particular el estrés de contracción de las capas de composite, un buen adhesivo también debe ser capaz de prevenir la filtración a lo largo de los márgenes de la restauración. Clínicamente, las restauraciones fallan habitualmente debido a un sellado inadecuado, con la subsiguiente decoloración de los márgenes de las restauraciones, más que por pérdida de retención (23, 24).

La capacidad de adhesión de los adhesivos dentales está basada en una doble adhesión, ya que éste debe adherirse en las dos interfaces que se generan: interfase adhesivo- tejidos dentales y adhesivo-material restaurador. Primero, el adhesivo se une al esmalte y/o a la dentina, y segundo, el adhesivo se une con el composite o la cerámica. En esta última unión se ha demostrado que se produce un proceso de co-polimerización de los dobles enlaces residuales en la capa inhibida de oxígeno. Para la unión a esmalte y dentina, se produce un mecanismo de adhesión mayoritariamente micromecánico (25). Esto se logra mediante un proceso de intercambio, a través del cual, el tejido dental inorgánico es reemplazado por monómeros de resina que se entrelazan en las zonas retentivas al polimerizar (26, 27). Los principales mecanismos para obtener retención micromecánica son la difusión y la capilaridad. Microscópicamente, este proceso recibe el nombre de “hibridación” (28). En esmalte, este proceso implica un simple entrelazamiento de la resina en los poros del esmalte grabado, mientras que en la dentina, se produce un

entrelazamiento de la resina dentro de la red de colágeno expuesta. El entrelazamiento micromecánico ocurrirá tras un proceso consecutivo de desmineralización, infiltración de resina y una reacción de polimerización. Consecuentemente, es importante eliminar adecuadamente el barrillo dentinario, junto con la desmineralización del esmalte y la dentina, así como lograr una buena humectación, difusión, penetración y una correcta polimerización de la resina. La adhesión química se logra, añadiendo monómeros específicos que tengan afinidad por la hidroxiapatita. Por último, una co-polimerización suficiente entre el adhesivo y el composite, proveerá una buena adhesión al composite. La composición química de los adhesivos debe (o debería) estar encaminada a cumplir todos los requisitos de adhesión mencionados anteriormente (29).

Los adhesivos dentales están compuestos por una mezcla compleja de ingredientes. Tener un conocimiento profundo de estos ingredientes es una de las claves para entender y pronosticar mejor su comportamiento tanto *in vitro*, como en clínica. Cada ingrediente tiene un efecto específico en la fuerza de adhesión, en la durabilidad y en la biocompatibilidad de dicho sistema adhesivo. Es más, los componentes de un adhesivo pueden afectar los unos a los otros en una complicada interacción de factores. Las mezclas desequilibradas, pueden conducir a una reducción en la efectividad de las fuerzas de adhesión, a disminuir la durabilidad y, conllevar reacciones de separación de las fases, mientras que una fórmula equilibrada será la clave del éxito a largo plazo (29).

La tecnología adhesiva ha evolucionado rápidamente desde que fue introducida hace más de 50 años. El mayor reto de los adhesivos dentales es proveer una eficacia adhesiva igual para los dos tipos de tejidos dentales duros, de distinta naturaleza (30). El esmalte y la dentina humana, presentan claras diferencias en cuanto a su micromorfología y en la proporción de contenido orgánico e inorgánico, consecuentemente, los sistemas adhesivos tienen un funcionamiento distinto con cada tejido (31, 32). Se ha demostrado

que la adhesión a esmalte es duradera. Adherirse a dentina es mucho más complejo y aparentemente, solo se puede lograr cuando se siguen procedimientos mucho más largos y complicados. Subsiguientemente, los adhesivos de hoy en día, se consideran técnico sensibles con el más mínimo error, resultando en una pérdida de adhesión rápida y una pronta degradación marginal si no se siguen los pasos exactos del fabricante. Como consecuencia, la demanda de adhesivos más sencillos de usar y menos técnico sensibles sigue siendo elevada, urgiendo a los fabricantes a que desarrollen nuevos adhesivos a un ritmo más acelerado (30).

Aunque la cuestión es si es posible encontrar un sistema adhesivo que sea sencillo, a la vez económico y que aporte suficiente fuerza de adhesión para todos los sustratos, tanto dentales como materiales restauradores a la vez.

Los adhesivos de grabado y lavado de múltiples pasos, son considerados muy técnico sensibles, ya que el más mínimo error en su aplicación clínica resulta en una aceleración del proceso de descementación o un deterioro prematuro del margen de la restauración. Por este motivo, existe una gran urgencia para lograr un sistema adhesivo que sea más sencillo de aplicar y menos técnico sensible. Todo esto apremia a los fabricantes a crear productos innovadores que sean menos dependientes de la experiencia del operador para obtener buenos resultados (2, 33). En consecuencia, existe una tendencia a usar sistemas adhesivos más rápidos, como los autograbantes de un solo paso. Y siguiendo esta tendencia, con el fin de ahorrar tiempo de sillón y simplificar el proceso de preparación tanto de la restauración como del sustrato dental, recientemente se ha desarrollado un nuevo sistema adhesivo: los adhesivos universales (AU en adelante) o multimodales.

2.4 Adhesivos universales

A pesar de que no existe una definición oficial para lo que sería un sistema adhesivo universal, la literatura lo describe como un adhesivo de botella única que funciona igual de bien con cualquier estrategia de adhesión y, se adhiere adecuadamente tanto a estructura dental como a diferentes materiales de

restauración directa e indirecta (34, 35) Esta última generación de adhesivos han sido llamados “universales” o “multimodales” debido a que pueden ser usados en una modalidad de grabado total, autograbado o grabado selectivo(4), tal y como se esquematiza en la figura 3. Además, son capaces no solo de adherirse a los tejidos dentales, sino también a sustratos de restauraciones indirectas como las cerámicas, los metales, las resinas y la zirconia, sin la necesidad de aplicar previamente imprimaciones adicionales (4,15, 33, 36-50). Desde el punto de vista clínico, estos nuevos adhesivos han sido largamente esperados como solución a los tediosos adhesivos tradicionales multipasos (51) ya que permiten procesos adhesivos más simples y rápidos y, a su vez presentan una menor sensibilidad técnica (1, 4, 22, 30, 35, 55, 56).

La composición de los AU difiere de los actuales sistemas de autograbado, ya que se les ha añadido monómeros que justifican la simplificación y universalidad de su aplicación (45). Un ejemplo de monómero funcional añadido a la mayoría de los AU, sería el 10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato (10-MDP). El grupo fosfato del dihidrógeno del monómero 10-MDP se encarga de la imprimación y la unión, mientras que la cadena larga carboxilo, proporciona monómeros ácidos que aportan propiedades hidrofóbicas y estabilidad hidrolítica (33). Por otro lado, para aumentar la fuerza de adhesión a distintos sustratos, los AU pueden contener silano en el mismo frasco (33).

Cuando aplicamos un AU en los tejidos dentales, es conveniente tener presente su distinta naturaleza: la modalidad universal de grabado y lavado incluye un paso de grabado selectivo del esmalte, con ácido fosfórico seguido de un lavado con agua, previo a la aplicación de una resina que combina la imprimación y el adhesivo en el mismo frasco, tal y como se representa en la figura 3. Los monómeros penetran en los poros del esmalte producidos por el grabado ácido para formar micro y macrouniones y, por otro lado, penetran dentro de la red de fibrillas de colágeno expuestas de la dentina para formar una capa híbrida de 3-5µm, de la misma manera que ocurriría con los adhesivos convencionales de grabado y lavado. Esta modalidad combinada de adhesión está basada principalmente en la unión micromecánica que se produce con la

difusión del AU. La modalidad de grabado y lavado es sin duda, la mejor estrategia de adhesión a esmalte, mientras que la capa de hidroxiapatita libre y el grosor de la capa híbrida que se forma en la dentina resulta extremadamente sensible a la degradación con el tiempo. La modalidad universal de autograbado incluye el uso de monómeros con un grupo ácido funcional (fosfato y carboxilo) que simultáneamente graban (desmineralizan) e infiltran la dentina hasta 1 μm de profundidad. En general la modalidad de autograbado funciona peor en esmalte que la de grabado y lavado, ya que el esmalte requiere ser grabado con ácido fosfórico previamente, (figura 4). Sin embargo la modalidad autograbante posee potencial para una adhesión química. Esta capacidad de adhesión química depende del monómero funcional que contenga cada AU. Como se ha mencionado anteriormente, el monómero más efectivo hoy en día es el 10-MDP; es el único con una capacidad bifuncional con un grupo que permite un enlace químico y un grupo polimerizante en ambos extremos del monómero y separados por un espaciador hidrofóbico largo, éste es representado en el esquema de la figura 5. El 10-MDP graba y libera iones calcio de la dentina, se une iónicamente al calcio de la hidroxiapatita y se autoensambla en sales de calcio estables en nanocapas que se esparcen tridimensionalmente en la interfase adhesiva. Las propiedades adhesivas favorables del 10-MDP animan a la mayoría de fabricantes de AU a incluirlo en su composición (4).

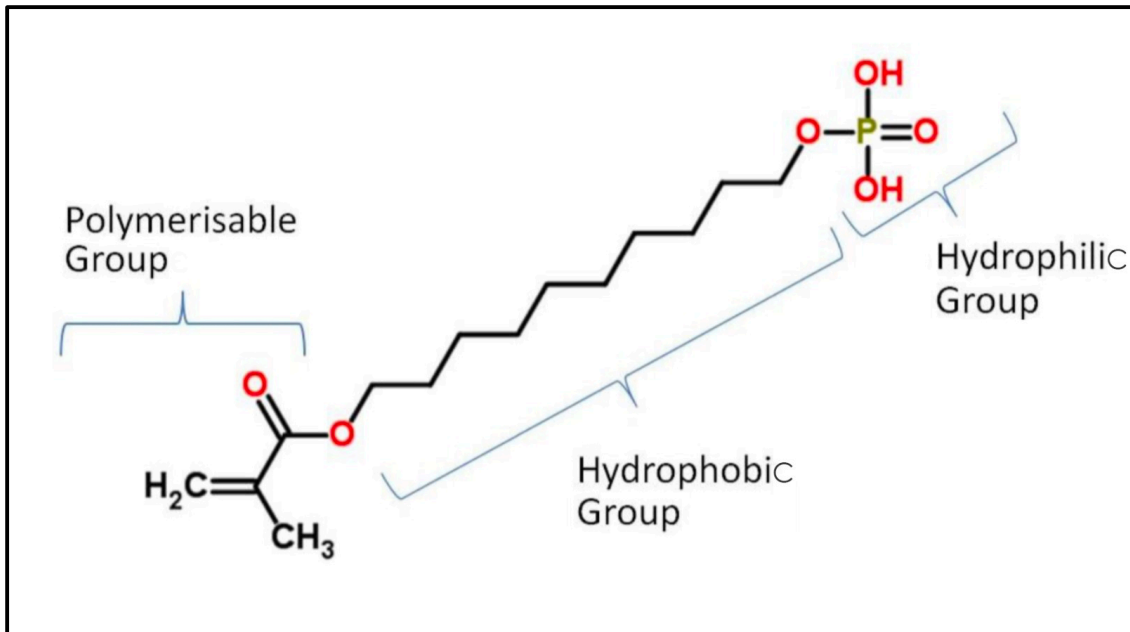


Figura 5. Representación esquemática del monómero 10-MDP.

Por otro lado, todos los adhesivos universales contienen en su composición agua y por lo menos un solvente orgánico como el etanol o la acetona (56). El agua es necesaria para la ionización de los monómeros ácidos para permitir que interactúen con el esmalte y la dentina. El agua residual desencadena la degradación hidrolítica de los polímeros y del colágeno y, este proceso es potenciado por el pH ácido de los monómeros (57-59). Por lo tanto, uno de los pasos críticos durante la aplicación de cualquier adhesivo de base acuosa, incluidos los AU, es el tiempo de evaporación del solvente tras la aplicación del adhesivo en la dentina o el esmalte (57, 60).

Algunos AU, como Clearfil Universal Bond (Kuraray Noritake Dental Inc.) y el Scotchbond Universal Adhesive contienen silano en su composición. El motivo por el cual se ha incluido silano es para simplificar el protocolo de adhesión a las cerámicas vítreas. En teoría al usar estos AU con silano, los clínicos no necesitarían aplicar una capa de silano tras el grabado con ácido fluorhídrico ya que el propio AU lo contiene. Pero, se ha demostrado que la presencia del monómero Bis-GMA en la solución de silano reduce significativamente el ángulo de contacto de la solución, produciendo un descenso en la humectabilidad de la superficie (61), esto resulta en una menor fuerza de adhesión que si se aplica el silano por separado seguido del mismo adhesivo

universal (62). Es más, en estudios recientes se ha demostrado claramente que el paso de la silanización por separado usando silano convencional tras el grabado resulta en valores significativamente mayores de adhesión (63). La combinación de muchos componentes de naturaleza diferente en una única botella genera controversia, especialmente en términos de efectividad y estabilidad (52, 64).

En resumen, la mayor ventaja de los AU respecto a generaciones previas es que están indicados para una amplia variedad de procedimientos restauradores y estrategias adhesivas. Además, estos nuevos adhesivos se unen químicamente a la hidroxiapatita en la dentina cuando se usan en modalidad autograbante. Sin embargo, la adhesión a esmalte continúa requiriendo un grabado previo con ácido fosfórico para lograr una adhesión micromecánica fuerte, que complementaría la adhesión química de los monómeros acídicos a la hidroxiapatita en dentina. Por lo tanto, la estrategia de adhesión a sustratos dentales recomendada para la mayoría de aplicaciones clínicas de los AU es grabado selectivo del esmalte y autograbado en dentina (57).

Pero como todos los materiales también tiene sus inconvenientes, ya que actualmente, una de las principales preocupaciones de estos sistemas son las relacionadas con el aumento de la nanofiltración y degradación tras el envejecimiento, la cual cosa conlleva una duración limitada de la adhesión (30). Por lo tanto, la estabilidad y duración de la interfase dentina-adhesivo generada por estos nuevos sistemas adhesivos multimodales, continúa siendo cuestionable (65). Hay que tener en cuenta que el mecanismo actual de degradación de la interfase entre la estructura dental – adhesivo – material restaurador, está lejos de ser entendida aún del todo. Lo que es evidente es la importancia que tiene seguir estrictamente las recomendaciones de cada fabricante, por el contrario puede ocurrir un deterioro prematuro del adhesivo (66-68). La calidad de la adhesión depende de numerosos factores y, ésta puede variar dependiendo del sistema adhesivo y la estrategia empleada, que puede ser autograbante o de grabado y lavado (69).

En términos de rendimiento (retención de la restauración, sellado marginal), muchos de los adhesivos actuales son clínicamente efectivos, aunque exista cierta dependencia del producto. Sin embargo, el rendimiento a largo plazo de esta nueva generación de AU, en particular con la dentina, aún no está suficientemente probada, y los AU a día de hoy aun se ven asociados a algunas deficiencias (4, 79). Primero, su fino espesor de película, a menudo inferior a 10µm, permite que el oxígeno inhiba la polimerización de la capa de adhesivo en una fracción significativa de su profundidad. Al producirse una polimerización subóptima la interfase adhesiva queda insuficientemente estabilizada, cosa que puede promover la absorción de agua por osmosis por parte de la dentina subyacente. También se cree que al formar una capa tan delgada de adhesivo, la capacidad de absorber el estrés que se produce en la interfase adhesiva (en la contracción de polimerización), queda reducida. Segundo, son muchos los AU que contienen el monómero monofuncional HEMA. Como se trata de una molécula de bajo peso molecular, es un buen agente difusor y por otro lado, actúa como co-solvente para otros monómeros que son menos solubles en agua, sobretodo porque en los AU el agua es un componente esencial (llegando a formar hasta un 40% de la composición), la cual cosa permite tener el potencial de ser un adhesivo también autograbante. Por otro lado, el HEMA, ayuda a prevenir la separación de los componentes adhesivos en fases hidrofóbicas e hidrofílicas. Sin embargo la alta hidrofiliidad de HEMA, promueve la absorción por osmosis de agua a través de la dentina subyacente hacia la interfase adhesiva, pudiendo ser uno de los factores que afecten a la durabilidad de la interfase adhesiva. Asimismo el HEMA, no se polimeriza de manera efectiva, por lo que se integra débilmente en la red de polímeros. Teniendo en cuenta que HEMA provoca que la interfase adhesiva sea propensa a la degradación hidrolítica, en las nuevas formulaciones de los AU, se están empezando a incorporar monómeros alternativos. Un tercer motivo por el cual el rendimiento de los AU puede verse comprometido está relacionado con la incorporación de silano en muchas de las formulaciones de los AU, para reducir un paso, en el proceso de cementación de las restauraciones indirectas de cerámica vítrea (4, 36, 37, 71). Para asegurar la

estabilidad del silano en la solución acuosa de los AU que lo contienen, ésta no puede ser muy ácida ($\text{pH} > 2.5$). Sin embargo, un pH más alto disminuye el efecto del grabado de los AU y, consecuentemente la eficacia de la adhesión. Por último, como ya se ha comentado anteriormente, a pesar que el monómero funcional 10-MDP se une iónicamente a la hidroxiapatita, dando lugar a una nanocapa estable formada por la unión monómero con sales de calcio (4, 72, 76), los grupos ésteres del 10-MDP, que unen los grupos funcionales metacrilato y fosfato en ambos extremos de los monómeros, son sensibles a la degradación hidrolítica. Si además el AU contiene HEMA y 10-MDP simultáneamente, como HEMA es un monómero funcional con tendencia a la absorción de agua, ésta afectará a la fuerza de adhesión del 10-MDP, concretamente a los grupos ésteres, que son especialmente sensibles a la degradación hidrolítica. Esta carencia, anima a buscar análogos de 10-MDP que puedan combinar la excelente interacción química con una elevada resistencia a la degradación hidrolítica. Ya se han sintetizado algunos análogos de 10-MDP, con mayor estabilidad hidrolítica (4, 77- 80).

2.5 Materiales de restauración directa e indirecta. Materiales CAD CAM

Durante las últimas décadas, el uso de restauraciones dentales indirectas ha aumentado motivado por los avances en la producción de nuevas tecnologías y el desarrollo de materiales con propiedades mecánicas mejoradas (42, 81-83). La cementación adhesiva de restauraciones indirectas es el paso final de una serie de procedimientos de pre-cementado siendo ésta esencial en el éxito clínico a largo plazo. Además de la resistencia a la fractura de la restauración, la adhesión de los cementos a ambos substratos (tejido dental y restauraciones indirectas), es fundamental (42, 63, 84, 85).

El procedimiento de confección de una restauración indirecta incluye la fabricación de ésta de manera mecanizada o de manera convencional, seguido de un acondicionamiento tanto del diente como de la superficie de la restauración y, finalmente, la cementación con un cemento normalmente, resinoso (33, 86). A diferencia de la técnica directa, el método indirecto puede ser empleado para restaurar tanto las funciones mecánicas como biológicas del

diente con una contracción de polimerización mínima (33).

En los últimos años ha habido un aumento en el uso de restauraciones indirectas gracias al desarrollo de las nuevas tecnologías, a la mejora de la composición de los materiales y, en particular por la aplicación de la técnicas CAD CAM (por sus siglas en inglés: Computer-Aided Design Computer-Aided Manufacturing, diseño asistido por ordenador fabricación asistida por ordenador) introducidas por Duret en los años 70 (42). Los métodos tradicionales de fabricación de las restauraciones indirectas, son laboriosas, muchas veces impredecibles y técnico sensibles debido a múltiples variables, por este motivo cada vez más están siendo reemplazadas por las nuevas técnicas CAD CAM. Hoy en día son muchos los materiales CAD CAM que se pueden encontrar disponibles en el mercado y cada cual tiene sus indicaciones particulares. Los materiales CAD CAM se fabrican industrialmente y posteriormente estos bloques son fresados con el diseño de la restauración final deseada (87). Son varias las ventajas que ofrecen los materiales CAD CAM respecto a los convencionales, como por ejemplo tienen un porcentaje significativamente menor de defectos o poros, ya que se fabrican de manera mucho más homogénea (42, 88). Por otro lado, el diseño y fabricación asistida por ordenador es capaz de reducir los tiempos de producción de las restauraciones indirectas hasta en un 90% (42, 89).

Los composites CAD CAM, aportan una gran ventaja respecto a los composites de uso directo, ya que éstos últimos deben ser mucho más plásticos para ser moldeables en boca, mientras que los CAD CAM pueden contener mayor cantidad de partículas de relleno y permiten ser polimerizados fuera de la boca a mayor temperatura y a alta presión. Todo esto reduce considerablemente la contracción de polimerización que ocurre con las restauraciones convencionales de resina directa, cuya mayor problemática es la filtración marginal, la tinción de los márgenes y la posible caries secundaria. Por lo tanto, las restauraciones producidas con técnicas CAD CAM tienen un ciclo de vida mayor y son cada vez más demandadas. Por este motivo en la fabricación de coronas de cerámica, incrustaciones, puentes cortos en sectores de carga

posteriores, etc., se usa cada vez más los bloques de materiales CAD CAM. Por otro lado, los avances en estas nuevas tecnologías han resultado imprescindibles en la investigación y desarrollo de nuevos materiales, como por ejemplo, en el desarrollo de cerámicas policristalinas de alta resistencia, como es el óxido de zirconio, que no podría haberse fabricado a través de métodos tradicionales (89, 90). En resumen, la tecnología CAD CAM se ha convertido en algo habitual en la práctica odontológica de hoy en día y con la ayuda de estos nuevos sistemas CAD CAM, las restauraciones indirectas pueden ser fabricadas en una sola visita, concepto impensable anteriormente (91-93).

La capacidad de reparar materiales de restauración dental, es crucial en odontología mínimamente invasiva. En muchos estudios *in vitro*, se ha demostrado que las restauraciones reparadas tienen tasas de supervivencia superiores a las restauraciones totalmente reemplazadas. Son numerosos los factores que influyen en la decisión a la hora de reparar o reemplazar una restauración cuando ésta es defectuosa, como por ejemplo: el tipo y alcance de la fractura, las propiedades del material de restauración y su coste (94). Uno de los fallos más comunes de las restauraciones indirectas CAD CAM son las fracturas, éstas ocurren con la mayoría de materiales, tanto con las cerámicas como con los composites (95, 96). En estos casos, el odontólogo debe decidir si reemplaza completamente la restauración o bien, si la repara en boca. En la mayoría de los casos, el reemplazo total de la restauración fallida no suele ser una elección apropiada debido a que puede perjudicar al tejido dental sano (97). Para evitar esta situación y reducir tiempos de tratamiento, suele optarse por la reparación de la restauración (98). Por lo tanto, suele ser preferible reparar la restauración indirecta fallida que reemplazarla. Sin embargo, lograr una adhesión larga y duradera entre la restauración indirecta fallida y la resina con la que se repara puede ser complejo (99, 100). La reparación de la restauración se realiza preparando la superficie de la restauración indirecta y rellenando el trozo fracturado con composite directo. El éxito de la reparación depende de la fuerza de adhesión que se produzca entre la restauración indirecta reparada y el composite añadido. Son muchos los métodos sugeridos

para proveer una adhesión adecuada, como por ejemplo la abrasión con fresa diamantada (101, 102), el grabado con ácido fluorhídrico (103-106), grabado con ácido ortofosfórico (103), el arenado con óxido de aluminio (102, 103, 105-108), el recubrimiento triboquímico de silicio (101-103,106, 107, 109) y la aplicación de silano (101, 104, 105, 107, 108). La utilización de un adhesivo intermedio mejora la fuerza de adhesión con la restauración reparada (101, 104, 106, 108).

Los materiales para restauraciones indirectas CAD CAM se dividen principalmente en dos categorías: cerámicas y composites (91, 93, 110). Aunque tradicionalmente el material más usado en clínica como restauración indirecta solía ser la cerámica, también presenta algunos inconvenientes como por ejemplo la baja resistencia a la fractura y la fragilidad (111-113). Para tratar de solventar estas desventajas, se han desarrollado nuevos materiales cerámicos híbridos basados en la combinación de las ventajas de los materiales cerámicos y de los composites (93, 109, 114).

En los últimos años, se ha experimentado un aumento en el uso y fabricación de materiales CAD CAM de tipo composite, conocidos en inglés por sus siglas RCB (Resin Composite Blocks) (115, 116). Este auge en su uso es debido a las grandes ventajas que aporta este material respecto a la cerámica: la facilidad en su fabricación y especialmente la posibilidad de realizar reparaciones intraorales exitosas y restaurar de manera directa las caries secundarias que puedan surgir con los años, sin necesidad de reemplazar la restauración completamente. Desde el punto de vista de la adhesión, lograr una buena adhesión a los RCB representa un desafío ya que debido al alto grado de conversión obtenido durante la fabricación (117, 118), hay pocas probabilidades de obtener un enlace químico significativo, por lo que la unión con este material dependerá principalmente de la adhesión micromecánica que se produzca al preparar la superficie creando microrugosidades a través de distintos procedimientos como el arenado y/o el grabado ácido (119). Las restauraciones de composite CAD CAM están indicadas para incrustaciones,

carillas y coronas.

Las cerámicas son un material inorgánico formado esencialmente por óxidos y a veces también por fluoruros. Gracias al proceso de sinterización los gránulos que componen la cerámica se densifican, dando lugar a la cerámica (120). Las restauraciones totalmente cerámicas han sido y siguen siendo ampliamente usadas en odontología debido a sus características: se trata de un material no metálico, biocompatible y con el que se logra muy buena estética (55, 121-123). Las restauraciones cerámicas CAD CAM están indicadas para incrustaciones, carillas, coronas y puentes (124).

Desde la perspectiva del material, las cerámicas dentales han sido recientemente clasificadas en 3 categorías principales: cerámicas de vidrio, cerámicas policristalinas y las nuevas cerámicas infiltradas con resinas, también conocidas como cerámicas híbridas (87, 120).

Las cerámicas de vidrio o vitrocerámicas, fueron las primeras cerámicas CAD CAM en salir al mercado y se subdividen en dos clases: las cerámicas feldespáticas y las cerámicas feldespáticas reforzadas.

Las cerámicas feldespáticas están formadas por feldespato, cuarzo y caolín y conforman una matriz translúcida que contiene cristales intercalados. Esta matriz está formada principalmente por óxidos alcalinos, alúmina y sílice, que forman un 15-25% en volumen de cristales dispersos en el vidrio, concretamente cristales de leucita, cuarzo, caolín o feldespatos. También contienen óxidos modificadores de red, como el B_2O_3 , que son los encargados de formar la estructura atómica desordenada característica de los sólidos amorfos y otros, para modificar las propiedades ópticas (TiO_2 , ZrO_2 , SnO_2 , YO_2). Están indicadas para la producción de: carillas altamente estéticas, coronas individuales anteriores y revestimiento de estructuras metálicas o cerámicas. Es gracias a su alto porcentaje de fase vítrea (55-70%) que las cerámicas feldespáticas presentan las mejores propiedades estéticas entre los materiales CAD CAM del mercado. Sus indicaciones están más orientadas a zonas estéticas anteriores ya que su resistencia a la flexión es de 150 MPa, por

lo que sus propiedades mecánicas son muy inferiores a las cerámicas feldespáticas reforzadas o a las cerámicas policristalinas (125).

Por su parte, las cerámicas feldespáticas reforzadas, pueden estar reforzadas con distintos materiales como son la leucita, el disilicato de litio o la zirconia. Estos rellenos suelen ser cristalinos, pero también pueden ser partículas de un vidrio de mayor punto de fusión. Las propiedades estéticas las aporta el feldespato que conforma la fase vítrea, mientras que el componente responsable de las propiedades mecánicas mejoradas es el cuarzo (sílice), que conforma la fase cristalina (126). Sus propiedades mecánicas y efectos ópticos, como opalescencia, color y opacidad, se desarrollan mediante la adición de partículas de relleno a la composición del vidrio base (127).

Las cerámicas feldespáticas reforzadas con leucita tienen la particularidad que en su interior se encuentran partículas de relleno en la fase vítrea (127). Las cerámicas reforzadas con disilicato de litio (como por ejemplo Emax, de Ivoclar Vivadent) o con silicato de litio combinado con zirconia (Suprinity de Vita y, Celtra Duo de Dentsply) se caracterizan por tener un mayor porcentaje de fase cristalina, (un 70%) que las cerámicas convencionales; contienen partículas de relleno que confieren mejores propiedades mecánicas y su resistencia a la flexión es de 360-420 MPa (126). Las marcas comerciales Emax y Suprinity (disilicato de litio y silicato de litio combinado con zirconia, respectivamente), a diferencia de las cerámicas feldespáticas o de las resinas CAD CAM, se fresan en un estado pre-cristalizado para después ser tratadas en el horno y así adquirir sus propiedades estéticas y mecánicas finales. Son las más indicadas para uso en sectores posteriores debido a los mayores valores de resistencia a la fractura y a su mayor resistencia mecánica (125). La cerámica de disilicato de litio está compuesta por cristales ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) que son de mayor tamaño comparados con los cristales de leucita, y fueron introducidos en las restauraciones dentales para mejorar su resistencia mecánica (55, 128, 129). Además, las cerámicas de disilicato de litio, han demostrado tener una duración clínica mayor, menor tendencia a la fractura y unas propiedades estéticas mejoradas (130-132).

Las cerámicas policristalinas o cerámicas de óxidos, también conocidas como

cerámicas de alta resistencia (59), combinan alúmina y zirconio. Las cerámicas policristalinas tienden a ser relativamente opacas en comparación con las cerámicas vítreas, lo que hace que su uso no sea adecuado para todo el espesor de la pared en las áreas estéticas de las prótesis. Debido a su resistencia superior, estas cerámicas sirven como materiales de subestructura, los cuales se recubren con cerámicas vítreas para lograr un resultado estéticamente satisfactorio (81).

Otro grupo de cerámicas con las cerámicas híbridas, que pueden ser de dos tipos: los polímeros infiltrados con cerámica (por sus siglas en inglés PICN, Polymer-Infiltrated Ceramic Network) y las resinas nanocerámicas (93, 125, 127,133-135).

Los PICN, como serían los bloques CAD CAM de Enamic (Vita), están formadas por un 86% de cerámica infiltrada con un 14% de resina (92, 135). Los PICN están descritos como una estructura híbrida formada por dos matrices: una de cerámica y otra de polímero de resina y, también es conocida como DNH, por sus siglas en inglés Double Network Hybrid. Este material ha demostrado tener una mayor resistencia al desgaste que los materiales de composite CAD CAM convencionales (93, 135). Por otro lado, también presenta una mayor estabilidad durante el fresado, la cual cosa permite realizar márgenes finos en las carillas (127). La superficie de este material al ser híbrida puede ser tratada tanto como una restauración de composite o bien, como una de cerámica.

Por otro lado, los materiales de resina con partículas de relleno o resinas nanocerámicas, como serían por ejemplo Cerasmart (GC), Lava Ultimate (3M), Brilliant Crios (Coltene) y Block HC (Shofu) entre otros (91), son un material restaurador de tipo composite-cerámico, que combina las ventajas de una matriz de resina altamente reticulada (79% de dimetacrilato de uretano) y partículas de cerámica (nanorelleno de zirconia y sílice) (136, 137). Presentan unas características mecánicas parecidas a las del diente natural, con un módulo de elasticidad de unos 15GPa, y unos 200MPa de resistencia a la

flexión, por otro lado su resistencia a la abrasión es menor que las cerámicas, por lo que desgasta menos los dientes naturales antagonistas (125, 138).

Estas nuevas cerámicas híbridas, resisten mejor *el chipping* y las fracturas que ocurren a menudo con las cerámicas durante su fresado, y son menos frágiles que las cerámicas de vidrio (93, 134, 139). Otra ventaja sería que no requieren de un proceso de cristalización posterior al fresado, son de fácil pulido (140) y sobretodo, permiten ser reparadas en boca. Aunque cabe destacar, que sus propiedades estéticas son algo inferiores a las de la cerámica. Debido a su mayor resistencia a la fractura y a la disminución de su fragilidad, estos nuevos materiales, las cerámicas híbridas y las resinas nanocerámicas, son usadas hoy en día como una alternativa a la cerámica (91-93).

2.6 Adhesión a restauraciones indirectas

Uno de los factores críticos que influye en el éxito clínico de las restauraciones indirectas está relacionado con el proceso de cementación (141). Según la literatura, el éxito a largo plazo de las restauraciones indirectas se logra cuando se obtiene una adhesión fuerte y duradera entre la restauración y los tejidos dentales (142, 143). Las técnicas de cementación contemporáneas para adherir restauraciones indirectas están basadas en la acción del cemento resinoso que, tras la polimerización, une la restauración indirecta con los tejidos dentales (142, 143). Otro factor fundamental en el éxito de la cementación es la composición química del sistema adhesivo y el pretratamiento de la superficie interna de la restauración, ya que influyen en la interacción química entre los distintos sustratos y la duración de la adhesión (144, 145). En base a esto, los fabricantes han introducido al mercado primers o adhesivos específicos, diseñados para promover la adhesión entre los cementos resinosos y los sustratos indirectos, incluyendo agentes de acoplamiento como el silano para las restauraciones de cerámica de vidrio, primers con monómeros de fosfato para las cerámicas policristalinas y primers que contienen monómeros sulfúricos para unir aleaciones (146, 147).

El proceso de cementación adhesiva a las restauraciones CAD CAM varía según la composición del mismo. Cada material tiene un protocolo de

cementación particular y, se deben seguir las instrucciones del fabricante para una adhesión exitosa. El método más extendido y mayormente recomendado por los fabricantes hoy en día es realizar una cementación resinosa tanto para todas las cerámicas, como para los composites CAD CAM (148). Por este motivo, es importante que el clínico conozca qué material está usando, sus características y su protocolo de cementación. De manera resumida podría describirse los siguientes pasos en la cementación resinosa de los materiales CAD CAM, aunque las particularidades de cada producto deben seguirse de las instrucciones de cada fabricante:

- Cerámicas de vidrio- cerámicas feldespáticas: grabado con ácido fluorhídrico 60 segundos + aplicación de silano 60 segundos + aplicación de adhesivo + cemento resinoso.
- Cerámicas de vidrio -Cerámicas feldespáticas reforzadas con dilisicato de litio: grabado con ácido fluorhídrico 20 segundos + aplicación de silano 60 segundos + aplicación de adhesivo + cemento resinoso.
- Cerámicas policristalinas-zirconio: arenado con óxido de aluminio o recubrimiento triboquímico de silicio 5 segundos + aplicación de silano 60 segundos + aplicación de adhesivo + cemento resinoso.
- Composites: arenado con óxido de aluminio o recubrimiento triboquímico de silicio 5 segundos + aplicación de silano 60 segundos + aplicación de adhesivo + cemento resinoso.
- Materiales cerámicos híbridos:
 - Opción 1: arenado con óxido de aluminio o recubrimiento triboquímico de silicio 5 segundos + aplicación de silano 60 segundos + aplicación de adhesivo + cemento resinoso.
 - Opción 2: grabado con ácido fluorhídrico 60 segundos + aplicación de silano 60 segundos + aplicación de adhesivo + cemento resinoso.

La adhesión a la cerámica hoy en día sigue siendo un desafío. Hay que tener en cuenta que uno de los aspectos más importantes del éxito clínico a largo plazo recae sobre la duración de la adhesión entre el cemento resinoso y la

restauración (6, 42). El tratamiento de superficie de la cerámica y el funcionamiento químico del adhesivo elegido influirá en la duración y el éxito de la adhesión (120, 149-159).

Las cerámicas dentales son clasificadas de manera general en cerámicas basadas en silicio o las no basadas en silicio, dependiendo de su composición (tal y como se ha descrito anteriormente). Esta distinción, representa grandes implicaciones clínicas. El grabado con ácido hidrofúorhídrico, solo modifica la microestructura de las cerámicas de vidrio (las basadas en silicio) como por ejemplo las cerámicas feldespáticas y el disilicato de litio. Por otro lado, a las cerámicas policristalinas (cerámicas no basadas en sílice) como por ejemplo el zirconio o alúmina, no les afecta el grabado con ácido hidrofúorhídrico, ya que no incorporan una matriz de vidrio en su composición (98, 157). Para garantizar una cementación adhesiva efectiva a las cerámicas basadas en sílice, se recomienda realizar un tratamiento de superficie de grabado con ácido hidrofúorhídrico (HF) para producir una superficie retentiva a nivel micromecánico. El patrón de grabado HF en las cerámicas de vidrio, es similar al grabado que se produce en el esmalte al aplicar ácido ortofosfórico. Se producen porosidades que permiten generar microporosidades y, a su vez aumentar el área de adhesión para los cementos resinosos (150, 157). Por otro lado, para lograr una buena adhesión a cerámica vítrea, además de la adhesión micromecánica obtenida con el grabado HF, se recomienda aplicar silano en la superficie de la restauración, con la finalidad de obtener adhesión química a través de la formación de enlaces covalentes y un puente de hidrógeno (98). Por otro lado, la baja viscosidad que tienen las soluciones de silano, podría ayudar a la adhesión promoviendo la humectabilidad, y por tanto, aumentando la penetración de la resina en las microporosidades de la superficie de la cerámica pre-tratada (158). Químicamente, la adhesión de las cerámicas de vidrio con el silano, ocurre por una reacción de condensación entre los grupos silanol (SiOH) de las moléculas de silano hidrolizadas y el sílice de la cerámica, produciendo enlaces siloxano (SiOSi) y, generando agua como producto de esta reacción. Cuando se seca el silano genera una superficie hidrofóbica en la cerámica, y lo grupos funcionales no hidrolizables

(en el otro extremo de la molécula de silano) se co-polimerizarán con los grupos metacrilato de la resina (figura 6). Por lo tanto, la silanización es un proceso que está involucrado en lograr una superficie más propensa a la adhesión con el cemento resinoso (152). Tras la aplicación de silano, agregar un agente adhesivo es el paso final al proceso de cementación (157). En resumen, existe evidencia que la aplicación de silano previa al adhesivo en las cerámicas de vidrio contribuye a generar una unión duradera entre la cerámica de vidrio y el cemento resinoso (153-156, 159).

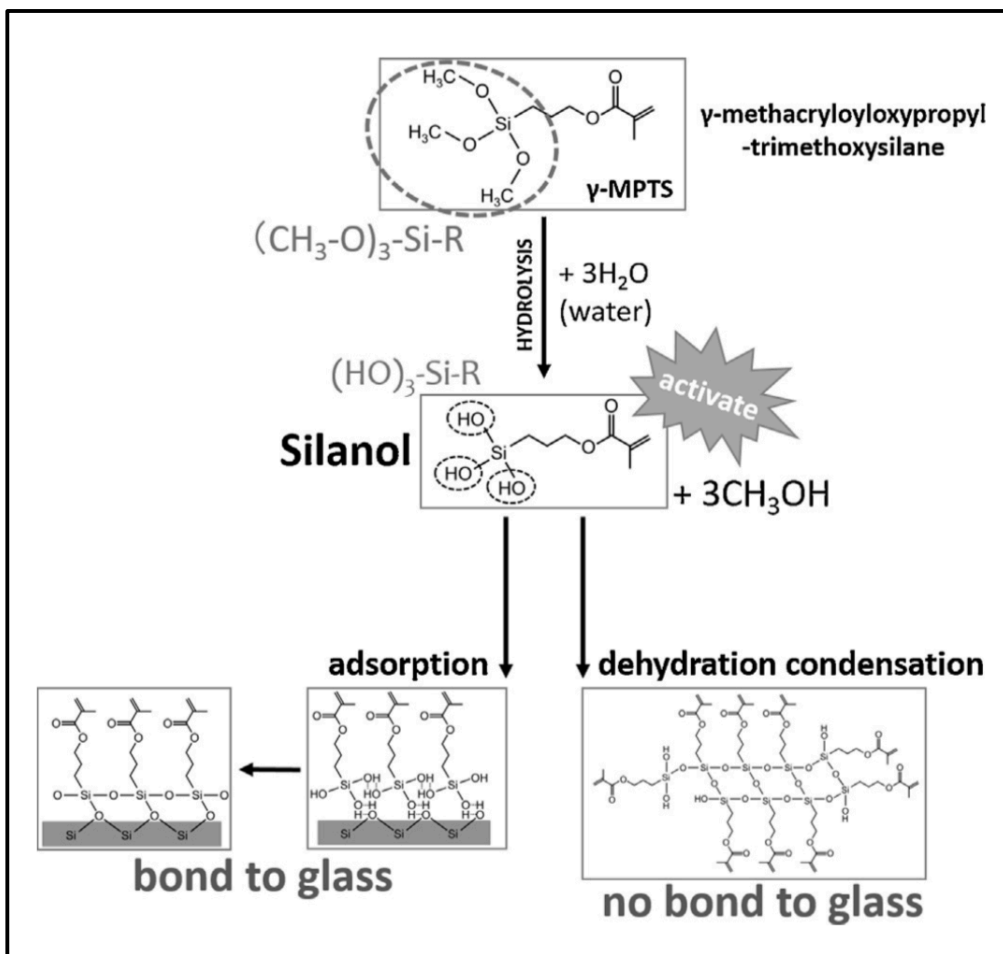


Figura 6. Diagrama de la interacción química del silano con los materiales ricos en cerámica vítrea (64).

Recientemente los adhesivos universales han sido introducidos en el mercado como adhesivo aplicable y efectivo ante cualquier tipo de sustrato dental y restauración indirecta. Dentro de su composición, algunos de ellos incluyen

silano en la misma botella como método simplificado de adhesión entre el cemento resinoso y las restauraciones de cerámica de vidrio. Sin embargo, Kalavacharla et al., reportaron que el silano contenido en el adhesivo universal no es tan efectivo en la optimización de la adhesión a la cerámica, como cuando éste es aplicado en un paso previo (66, 68). Si se tiene en cuenta que en numerosas ocasiones es necesario reparar restauraciones de cerámica de manera intraoral, a día de hoy todavía es necesario llegar a un consenso sobre la aplicación del silano como un paso previo al adhesivo universal (68).

La adhesión real y duradera a la zirconia se sigue considerando difícil debido a que presenta una superficie químicamente no activa. El hecho de arenar la superficie con un chorreado de partículas de óxido de aluminio, no siempre genera una adhesión real a la zirconia, ya que este chorreado en ocasiones solo ensucia levemente la superficie. Actualmente están surgiendo nuevos métodos de tratamiento de superficie que, o bien sustituyen los métodos clásicos por nuevas técnicas que generan rugosidad superficial, o bien, combinan otras técnicas, como por ejemplo los tratamientos con láser y la modificación de la superficie, los cuales generan adhesión química. La adhesión química procedente del chorreado químico de sílice a pesar de que ha mostrado un fuerte potencial de adhesión a zirconia, resulta variable y permanece en controversia. Su aplicación clínica está limitada debido a su coste elevado y por los numerosos y complicados pasos que representa (160). Desafortunadamente, a diferencia de las cerámicas de vidrio, la zirconia no es susceptible de ser grabada con HF, por lo que es imposible realizar procedimientos adhesivos reales. Realizar protocolos de cementación adhesiva a la zirconia es necesario para completar correctamente el plan de tratamiento protésico y/o conservador, especialmente cuando las preparaciones no son retentivas (ya sea por las características del pilar o por el diseño protésico), o bien, cuando es conveniente mejorar las características mecánicas del complejo diente-prótesis (87, 161-167). Otros métodos de tratamiento de superficie han sido usados para mejorar la fuerza de adhesión de los cementos resinosos a las cerámicas policristalinas (162, 164, 167, 168). Algunos de los

métodos más novedosos incluyen el uso de primers y silanos mezclados con monómeros funcionales como el 10-MDP (169). La cuestión reside en si es posible hallar un método de adhesión que sea simple y económico y, que mejore lo suficiente la fuerza de adhesión a la zirconia. Aparentemente añadir 10-MDP a los agentes adhesivos (ya sean primers o cementos) mejora la fuerza de adhesión con la zirconia, porque se forman enlaces químicos fósforo-oxígeno-zirconio entre el 10-MDP y la zirconia (160, 169). Además fue propuesto que una combinación de agentes con 10-MDP con un chorreado de partículas en la superficie de la zirconia, podría generar mayor fuerza de adhesión a través de una adhesión química y micromecánica combinada (170-172).

2.7 Envejecimiento artificial y termociclado

Los materiales de restauración se usan de manera rutinaria para obturar cavidades dentales o como restauraciones indirectas en restauradora dental. La mayoría de problemas secundarios tras la cementación de una restauración son: la tinción de los márgenes, la caries secundaria y la descementación. Estas complicaciones pueden estar asociadas con un sellado inadecuado entre la restauración y los tejidos dentales (173-190), y se cree que son exacerbadas por los efectos de los cambios térmicos (191) que se producen en la cavidad oral, los cuales van desde los 0°C hasta los 67°C (192, 193). Estos cambios térmicos, pueden ser inducidos por actividades cotidianas como comer (194), beber (191, 192, 195-198) y respirar (199). El estrés producido por los cambios térmicos puede ser provocado por las tensiones mecánicas producidas por los cambios térmicos que pueden conducir directamente a la propagación de grietas a través de las interfases de adhesión (191, 200, 201).

Los métodos de envejecimiento *in vitro* han sido considerados imprescindibles para cualquier estudio de adhesión que se lleve a cabo en un laboratorio, ya que pueden ayudar a los investigadores a entender y predecir mejor el comportamiento de los sistemas adhesivos en relación a la degradación del adhesivo, siendo éste uno de los principales problemas en el fallo de la cementación adhesiva (21). Existen distintos métodos de envejecimiento

artificial descritos en la literatura; éstos serían: el almacenamiento en agua (202), el termociclado (203) y el almacenamiento de las muestras en una solución de hipoclorito de sodio (204). También hay metodologías descritas en las que se asocian varios métodos de envejecimiento artificial simultáneamente (205). Éstos han sido empleados para predecir el comportamiento clínico y sus repercusiones en la eficacia a largo plazo de los sistemas adhesivos (206-209). Aunque las conclusiones más fiables del comportamiento de los adhesivos en el ambiente oral son derivadas de los ensayos clínicos a largo plazo, el almacenamiento de los especímenes en un medio acuoso, o bien sujetos a termociclado, aporta información muy valiosa sobre la duración de la adhesión (31).

El envejecimiento a través del almacenamiento en agua tiene como finalidad, simular parcialmente las condiciones orales y, normalmente consiste en la inmersión de las muestras en agua destilada a 37°C por un periodo de tiempo que oscila entre 3 y 12 meses (210).

Otro método de envejecimiento artificial es a través un proceso de termociclado, con una oscilación que va de entre 5.000 a 30.000 ciclos (203) en el cual, se combinan inmersiones en agua caliente y agua fría que estimulan la hidrólisis de las fibras de colágeno desprotegidas a través de la producción de un estrés de contracciones y expansiones repetidas, resultando en una propagación del gap a lo largo de la interfase adhesiva, permitiendo así que el agua y los fluidos patógenos del medio oral penetren, o bien, si el sustrato estudiado son materiales restauradores, permite evaluar la degradación hidrolítica en la interfase adhesiva. El proceso de termociclado, es una simulación *in vitro* de los cambios de temperatura que se producen en la boca cada día. Estos cambios pueden provocar alteraciones notables en los materiales, especialmente en los de naturaleza resinosa (211).

Durante el termociclado se someten las muestras adheridas a cambios de temperaturas cíclicas a través de la inmersión en agua con la finalidad de simular las condiciones intraorales. Para ello, se introducen las muestras en dos cubas con agua destilada y a distinta temperatura; una cuba a 55°C y la otra a 5°C. Este ciclo se va repitiendo para poder estudiar cómo influyen los

cambios térmicos en la fuerza de adhesión (212). En cuanto al número de ciclos, se estableció que 10.000 ciclos térmicos (CT) corresponden a un año de funcionamiento clínico de las restauraciones en boca, y 5000 ciclos a medio año (173). Esta estimación se basa en la hipótesis que estos ciclos térmicos ocurren en la boca entre 20 y 50 veces al día. Pero se pueden hallar variaciones en la literatura. Existen estudios en los que se describen procesos de termociclado de menos de 1500 ciclos (213-216), otros de 3000 ciclos (199, 217- 219), y otros en los que se realizan entre 1500 hasta 5000 ciclos (220, 221). Por otro lado el tiempo de inmersión de las muestras en cada cuba también puede variar; pero la mayor parte de los autores consideran que lo ideal son inmersiones de 30 segundos por cuba (199, 213, 214, 218, 220, 222), aunque algunos defienden un tiempo inferior (182, 219, 223, 224) y otros un tiempo mayor (225), independientemente del número de ciclos. En un estudio realizado por Serra y cols. (199), se analizó la adhesión de la cerámica y la influencia del termociclado en los resultados. Se concluyó que 5000 ciclos influían en la adhesión a la cerámica, con resultados más elevados de fuerza de adhesión en los grupos que no fueron sometidas a termociclado.

2.8 Métodos de evaluación *in vitro* de la fuerza de adhesión

De los distintos métodos que existen para medir la fuerza de adhesión *in vitro* de un sistema adhesivo, los más empleados en odontología según la literatura son: el test de resistencia a la tracción y el test de resistencia al cizallamiento, más conocidos por sus nombres en inglés tensile o shear bond test (226).

Para realizar estas pruebas, se ha demostrado que se obtiene una mejor distribución del estrés a través de una muestra con un tamaño reducido. La prueba de microcizalla (51, 227) ofrece beneficios similares a la prueba de microtensión, pero la preparación de las muestras para la prueba de microcizalla es menos compleja a nivel técnico que la preparación que se requiere para el test de microtensión, por lo que si se opta por realizar el test de microcizalla, cometer errores en el montaje de las muestras disminuye (51).

Los test para evaluar la fuerza de adhesión han sido usados para predecir el comportamiento de los distintos sistemas adhesivos con restauraciones

cementadas con resina, ya sea para evaluar la interfase del tejido dental-cemento resinoso o bien, cemento resinoso-restauración indirecta. La mayoría de estas pruebas, presentan una amplia variabilidad en cuanto al patrón de fractura y los valores de fuerza de adhesión obtenidos. El test de resistencia al cizallamiento es ampliamente utilizado; es un test muy sensible al modo en que se aplica el adhesivo y al diseño de la disposición de las muestras, a menudo produciendo la fractura a una distancia de la interfase adhesiva cemento-sustrato que podría conllevar conclusiones erróneas sobre la calidad de la adhesión (6). Muchos estudios en los que se usa el test de resistencia al cizallamiento sugieren que existe una falta de fiabilidad en los resultados e identifican distribuciones del estrés no uniformes a lo largo de las interfases de adhesión (228-232). Sin embargo, cuando estos test son realizados e interpretados de manera correcta realizando posteriormente un análisis de las fracturas obtenidas con microscopio, los grupos experimentales con diferencias significativas, pueden ser clasificados adecuadamente.

2.9 Análisis del tipo de fractura

Aunque el modo de fallo es un aspecto importante de los ensayos de resistencia a la adhesión, no se suele reportar. Un análisis detallado de las superficies fracturadas puede indicar el modo de fallo de una restauración. El tipo de fractura que se produce en las interfases adhesivas depende de varios factores como serían: el nivel de tensión, la distribución de los defectos, las propiedades del material y los efectos ambientales (68). Por tanto, el análisis de la superficie de la fractura combinada con el estudio de los parámetros de la mecánica de la fractura es de gran importancia para comprender y predecir la fiabilidad de los sistemas adhesivos (6).

En odontología, en la mayoría de estudios de fuerza de adhesión, dividen los tipos de fracturas en 3 grupos distintos: fracturas de tipo adhesiva, cohesiva y mixta. Un fallo de tipo adhesivo sería aquel que ocurre entre dos estructuras distintas, es decir en la interfase entre ambas, la fractura se produce a nivel del sistema adhesivo. Un fallo cohesivo sería aquel que ocurre en el interior de la estructura del material (233). Se pueden encontrar fallos adhesivos entre el

esmalte o dentina y el material adhesivo o bien, entre el material de restauración y el material adhesivo. En cambio, los fallos cohesivos se producen a nivel de un sustrato específico, es decir a nivel del sustrato dental esmalte y/o dentina, en el cemento resinoso o en el sustrato restaurador. En cuanto a los fallos mixtos, son aquellos que comprenden fallos tanto cohesivos como adhesivos en una misma fractura.

El estudio de estos fallos tiene suma importancia a nivel de investigación, ya que permite saber la resistencia adhesiva a uno u otro nivel de las interfases y, también permite conocer las repercusiones a nivel clínico y biológico del comportamiento de dicho sistema adhesivo, pues el fallo adhesivo según el nivel que ocurra tendrá una serie de repercusiones clínicas tales como: microfiltración, caries secundaria y sensibilidad postoperatoria. Consecuentemente, si se logra saber dónde se producen y de qué tipo son los fallos de adhesión, se pueden tomar medidas para evitarlos o reducirlos. De esta manera, se podría mejorar el comportamiento de las restauraciones adhesivas para que tengan un mayor éxito clínico y proporcionar a los pacientes un mejor tratamiento a medio y largo plazo (233).

2.10 Objetivos de este estudio

A pesar de que son muchos los avances que se han logrado en odontología adhesiva en las últimas décadas, la interfase de adhesión entre la estructura dental y los biomateriales sigue siendo la zona más débil de la restauración (8, 234).

Existen pocos datos concretos sobre la fuerza de adhesión y la duración de los adhesivos universales en las dos interfases de una restauración indirecta: la interfase con el sustrato dental (esmalte y/o dentina) y las restauraciones indirectas CAD CAM (composites o cerámicas). Por ello, es necesario determinar la fuerza de adhesión que se obtiene entre los nuevos adhesivos universales y los sustratos, tanto dentales como restauradores, ya que ésta está asociada directamente con el éxito clínico a largo plazo de las cada vez más usadas restauraciones indirectas (45).

Por todo ello, el objetivo de este estudio es analizar la fuerza de adhesión, el

patrón de fractura y el efecto del envejecimiento artificial mediante termociclado, al utilizar nuevos sistemas de adhesivos universales en las dos interfases de una restauración de prótesis fija sobre dientes.

3 HIPÓTESIS

3.1 Respecto a la fuerza de adhesión

- **Hipótesis nula 1:** no existen diferencias estadísticamente significativas en la fuerza de adhesión al usar distintos sistemas de adhesivos universales, para cementar diferentes materiales CAD CAM.
- **Hipótesis alternativa 1:** existen diferencias estadísticamente significativas en la fuerza de adhesión al usar distintos sistemas de adhesivos universales, para cementar diferentes materiales CAD CAM.
- **Hipótesis nula 2:** no existen diferencias estadísticamente significativas en la fuerza de adhesión al usar distintos sistemas de adhesivos universales, para cementar sustratos dentales.
- **Hipótesis alternativa 2:** existen diferencias estadísticamente significativas en la fuerza de adhesión al usar distintos sistemas de adhesivos universales, para cementar sustratos dentales.

3.2 Respecto al envejecimiento artificial

- **Hipótesis nula 1:** no existen diferencias significativas en la fuerza de adhesión ni en el patrón de fractura, tras un proceso de envejecimiento artificial de 5000 ciclos, al usar distintos sistemas de adhesivos universales para cementar diferentes materiales CAD CAM.
- **Hipótesis alternativa 1:** existen diferencias significativas en la fuerza de adhesión y en el patrón de fractura, tras un proceso de envejecimiento artificial de 5000 ciclos, al usar distintos sistemas de adhesivos universales para cementar diferentes materiales CAD CAM.
- **Hipótesis nula 2:** no existen diferencias significativas en la fuerza de adhesión ni en el patrón de fractura, tras un proceso de envejecimiento artificial de 5000 ciclos, al usar distintos sistemas de adhesivos universales para cementar sustratos dentales.

- **Hipótesis alternativa 2:** existen diferencias significativas en la fuerza de adhesión y en el patrón de fractura, tras un proceso de envejecimiento artificial de 5000 ciclos, al usar distintos sistemas de adhesivos universales para cementar sustratos dentales.

4 OBJETIVOS

4.1 Objetivo general

Estudiar la fuerza de adhesión, el patrón de fractura y el efecto de un termociclado de 5000 ciclos, al utilizar distintos sistemas de adhesivos universales en las dos interfases de una restauración de prótesis fija sobre dientes: en la interfase material restaurador - cemento y, en la interfase sustrato dental - cemento.

4.2 Objetivos específicos

1. Determinar la fuerza de adhesión que se obtiene al usar un mismo sistema adhesivo universal con distintos materiales restauradores CAD CAM y diferentes sustratos dentales.
2. Comparar la fuerza de adhesión obtenida al usar distintos adhesivos universales para un mismo sustrato.
3. Analizar el tipo de fractura que se produce en los distintos materiales restauradores CAD CAM y sustratos dentales, al usar diferentes adhesivos universales.
4. Evaluar la influencia del envejecimiento artificial en la fuerza de adhesión y en el patrón de fractura, al usar un mismo adhesivo universal para distintos sustratos, habiendo sido éstos sometidos o no, a un termociclado de 5000 ciclos.

5 MATERIAL Y MÉTODO

Para lograr los objetivos e hipótesis de trabajo anteriormente planteados, se dividió la fase de laboratorio en dos partes; la primera parte en la que se estudió la fuerza de adhesión en la interfase entre los materiales restauradores estudiados (cerámica híbrida, disilicato de litio o zirconia) y el cemento; a esta parte del estudio se la nombró: grupo de estudio I, interfase sustrato material restaurador CAD CAM. Y, posteriormente, se realizó el estudio de la fuerza de adhesión en la interfase entre el sustrato dental (esmalte, dentina autograbada y, dentina grabada y lavada) y el cemento; a esta parte del estudio se la nombró: grupo de estudio II, interfase sustrato dental.

Los sistemas de adhesivos universales y la metodología empleada fue la misma en ambas partes del estudio. Solo varió el tipo de sustrato (estructura dental o material restaurador), la preparación de la superficie de cada uno de ellos y, el diámetro del cilindro que se cementó (éste varió de 4mm para el grupo I, a 2mm en el grupo II).

5.1 Grupo de estudio I: interfase sustrato material restaurador CAD CAM

5.1.1 Materiales

Se usaron tres materiales restauradores CAD CAM. Éstos fueron: zirconia, disilicato de litio y una cerámica híbrida. El material y fabricante, su principal composición, y el tratamiento de superficie recomendado por el fabricante, están representados en la tabla 2.

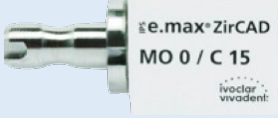


Material y fabricante	Composición	Tratamiento de superficie
 <p>Dióxido de Zirconio con Itrio IPS e.max ZirCAD Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein)</p>	<p>Óxido de zirconio (ZrO_2): 88-95.5% Óxido de Itrio (Y_2O_3), >4.5->=6% Óxido de Hafnio (HfO_2): <=5% Óxido de Aluminio (Al_2O_3): <=1% Otros óxidos: <=1%</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Sinterizado en horno 2. Recubrimiento triboquímico de sílice: con Cojet Al_2O_3, 30μm, 2.8 bares, 15 segundos y a una distancia de 1cm. 3. Limpiar con agua, secar. 4. Acondicionamiento: 60 segundos con silano.
 <p>Cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein)</p>	<p>SiO_2: 54-80% Li_2O: 11-19%, K_2O: 0-13% P_2O_5: 0-11%, ZrO_2: 0-8% ZnO: 0-8%, Óxidos colorantes: 0-8% Al_2O_3 : 0-5% MgO: 0-5% Otros óxidos</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Cristalización en horno. 2. Ácido fluorhídrico al 5% 20 segundos. 3. Limpiar con agua a presión y secar. 4. Ácido ortofosfórico al 37%, 10-15 segundos. 5. Limpiar con agua y secar durante 30 segundos. 6. Acondicionamiento: 60 segundos con silano.
 <p>Cerámica nano-híbrida Cerasmart 270 GC Dental Products (Leuven, Belgium)</p>	<p>Dimetacrilato de Uretano: 10-20% Bis-MEPP: 1-10% Dimetacrilato Neopentilglicol: 1-10% Sílice: 1-10% Cristal de Bario: 70-80% Pigmento Iniciador</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aplicar ácido fluorhídrico al 5% 20 segundos. 2. Limpiar con agua a presión y secar. 3. Ácido ortofosfórico 37%, 10-15 segundos. 4. Limpiar con agua y secar durante 30 segundos. 5. Acondicionamiento: 60 segundos con silano

Tabla 2. Materiales CAD CAM usados en este estudio: material y fabricante, composición y tratamiento de superficie.

Los sistemas adhesivos empleados fueron: AU G-Premio Bond y el cemento

resinoso G-Cem Link Force; AU Futurabond U con el cemento resinoso Bifix QM y, el AU Scotchbond Universal Plus Adhesive con RelyX Universal Cement. Todos los adhesivos Universales, su fabricante, su principal composición y el modo de uso recomendado por cada fabricante están descritos en la tabla 3.




Componentes del sistema adhesivo	Principal composición AU	Modo de aplicación del AU
<p><u>Sistema GC</u></p> <p>1. G-Premio Bond, Adhesivo universal fotopolimerizable.</p> <p>2. G-Multiprimer, cebador universal.</p> <p>3. G-Cem Link Force, cemento resinoso dual.</p>	<p>Combinación de 3 monómeros funcionales: 4-MET, MDP, MDPT Dimetacrilato</p> <p>Monómero trifosfato</p> <p>Agua destilada</p> <p>Acetona</p> <p>Foto iniciador</p> <p>Partículas de sílice</p>	<p>1. Aplicar el adhesivo y esperar 10 segundos.</p> <p>2. Secar durante 5 segundos a máxima presión.</p> <p>3. Fotopolimerizar 10 segundos.</p> 
<p><u>Sistema 3M</u></p> <p>1. Scotchbond Plus Universal Adhesive, Adhesivo Universal Dual.</p> <p>2. RelyX Universal Resin Cement, Cemento resinoso dual.</p>	<p>HEMA</p> <p>Dimetacrilato con bis-GMA:</p> <p>Monómero ácido 10-MDP</p> <p>Iniciadores</p> <p>Etanol</p> <p>Agua</p> <p>Silano</p> <p>Copolímero de 3M Vitrebond</p> <p>Partículas de relleno</p>	<p>1. Aplicar el adhesivo 20 segundos.</p> <p>2. Aplicar aire durante 5 segundos hasta que el líquido no se mueva y el solvente se evapore completamente.</p> <p>3. Fotopolimerizar 10 segundos.</p> 
<p><u>Sistema Voco</u></p> <p>1. Futurabond U, Adhesivo Universal Dual.</p> <p>2. Ceramic Bond, cebador universal</p> <p>3. Bifix QM, cemento resinoso dual.</p>	<p>HEMA</p> <p>Bis-GMA</p> <p>HEDMA</p> <p>Monómero ácido 10-MDP</p> <p>UDMA</p> <p>Catalizadores</p> <p>Iniciadores (canforoquinonas)</p> <p>Estabilizadores</p> <p>Etanol/ agua</p>	<p>1. Aplicar frotando durante 20 segundos.</p> <p>2. Secar mínimo 5 segundos hasta que el adhesivo no se mueva.</p> <p>3. Fotopolimerizar 10 segundos.</p> 

Tabla 3. Componentes de los sistemas adhesivos, composición y modo de aplicación de los AU usados en la parte I y II de este estudio. AU: Adhesivo Universal.

5.1.2 Método

5.1.2.1 Tamaño de la muestra

El tamaño de la muestra de este estudio, se determinó a partir de los resultados de una prueba piloto con 10 muestras. Para ello se usó la calculadora de tamaño muestral GRANMO; comparando la media de 3 grupos, aceptando un riesgo alfa del 5%, con una potencia del 80%, para una diferencia mínima de 2 en las medias, asumiendo una desviación estándar común de 2 y unas pérdidas del 10% de los experimentos, es necesario una muestra de 24 sujetos por cada tipo de sustrato, que posteriormente, al subdividirlos entre los 3 tipos de sistemas adhesivos, resulta en un tamaño de muestra final de $n=8$ en cada grupo experimental, por lo que optamos por establecer este tamaño de muestra en nuestro estudio.

5.1.2.2 Grupos de muestras

Se emplearon un total de 144 muestras de sustrato material restaurador CAD CAM para prótesis fija, de las cuales 48 muestras fueron de zirconia, 48 de disilicato de litio y 48 de cerámica híbrida. Las muestras de cada tipo de material, fueron divididas en 3 grupos según el sistema adhesivo empleado. Finalmente éstas fueron subdivididas en dos, grupos termociclados y grupos no termociclados. Se obtuvieron 18 grupos experimentales con un tamaño muestral de $n=8$. La distribución de los grupos queda representada en el esquema de la figura 7.

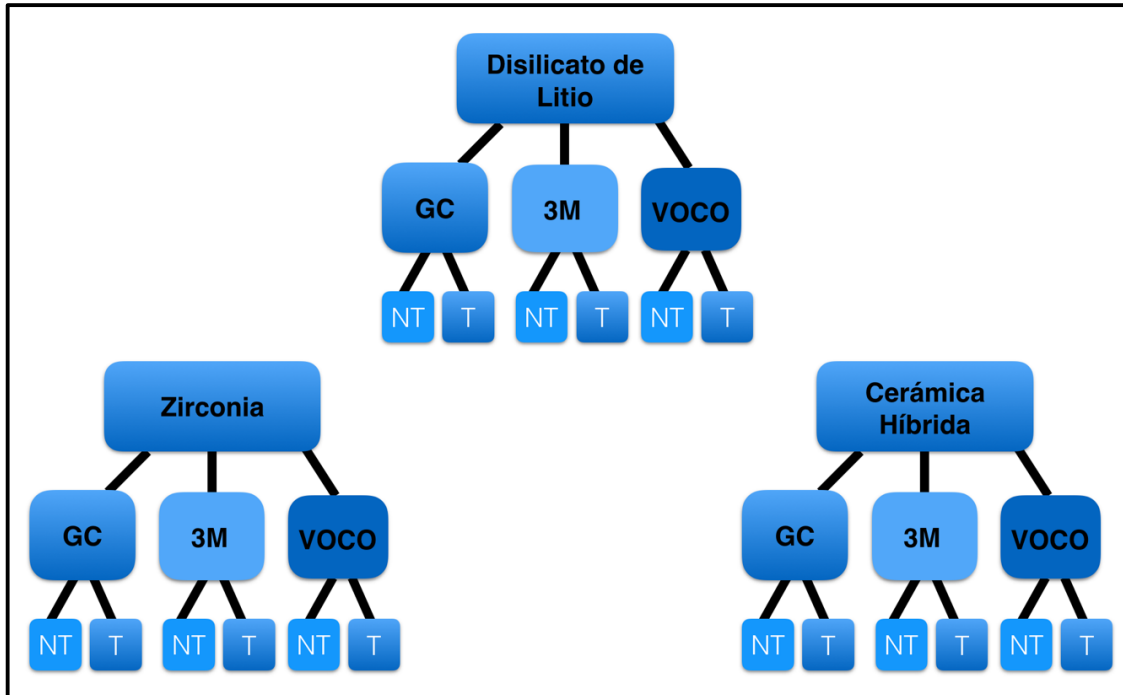


Figura 7. Distribución de los 18 grupos experimentales (n=8) de la parte I de este estudio;
 NT: No termociclado, T: Termociclado.

5.1.2.3 Preparación de las muestras

Para cada material, los bloques CAD CAM fueron seccionados en discos de $2\text{mm} \pm 0.2\text{mm}$ de grosor, usando un disco diamantado en una sierra de baja velocidad refrigerada con agua (Isomet 1000, Buehler, Germany).

Los especímenes de disilicato de litio (IPS e.max CAD) fueron procesados en el horno siguiendo el programa de cristalización recomendado por el fabricante, mientras que las muestras de zirconia (IPS e.max ZirCAD) fueron sinterizadas. En el caso de los bloques de cerámica híbrida (Cerasmart 270), solo fueron cortados en discos sin ser procesados posteriormente, tal y como indica las instrucciones del fabricante.

Los discos fueron embebidos en resina autopolimerizable Paladur[®] (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemania) usando un molde personalizado untado en vaselina para facilitar su separación. Una vez fraguada la resina se numeraron del 1 al 144 cada uno de los especímenes con un rotulador indeleble. Las muestras embebidas en resina, fueron pulidas bajo refrigeración con agua usando discos de papel de carburo de silicio de grano 600 y, posteriormente,

limpiadas ultrasónicamente en etanol durante 10 minutos, seguido de la aplicación de aire comprimido para secarlas, tal y como se muestra en las figuras 8 y 9.

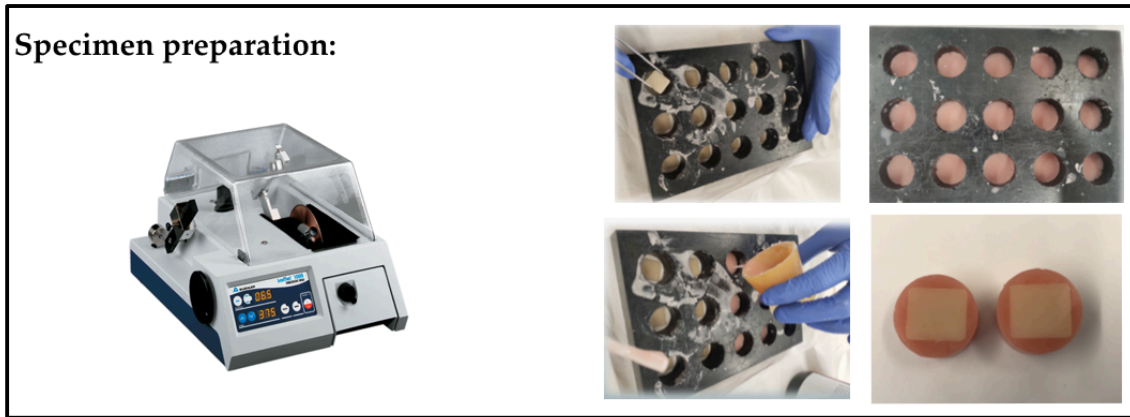


Figura 8. Proceso de preparación de las muestras y muestras embebidas en resina acrílica.



Figura 9. Disco de zirconia CAD CAM embebido en resina acrílica.

5.1.2.4 Tratamiento de superficie

El tratamiento de superficie de cada sustrato CAD CAM, se llevó a cabo siguiendo las instrucciones del fabricante. Éste queda resumido en la tabla 2.

5.1.2.5 Proceso de cementación

Los sistemas de adhesivos universales fueron usados siguiendo las instrucciones de cada fabricante. Un solo operador realizó todos los procedimientos de cementado. Los componentes de cada sistema adhesivos (adhesivo universal, primer y cemento resinoso) quedan resumidos en la tabla

3, así como la composición y el modo de aplicación detallado de cada adhesivo universal.

Después de la aplicación de cada sistema adhesivo, siguiendo siempre las instrucciones de cada fabricante, un tubo Tygon de polietileno transparente con un diámetro interno de 4mm y una altura de 4mm, fue posicionado sobre cada muestra. Se rellenó el tubo cuidadosamente con el correspondiente cemento resinoso y se posicionó una tira de matriz Mylar transparente sobre el cemento. El tubo Tygon, fue presionado ligeramente sobre su lugar. El cemento resinoso fue fotopolimerizado siguiendo las instrucciones de cada fabricante usando una unidad de fotopolimerizado LED ajustada a 1200 mW/cm^2 (Smartlite Focus, Dentsply Sirona). Estos procedimientos fueron llevados a cabo bajo lupas de aumento. En la figura 10 queda resumido el proceso de cementación de las muestras.

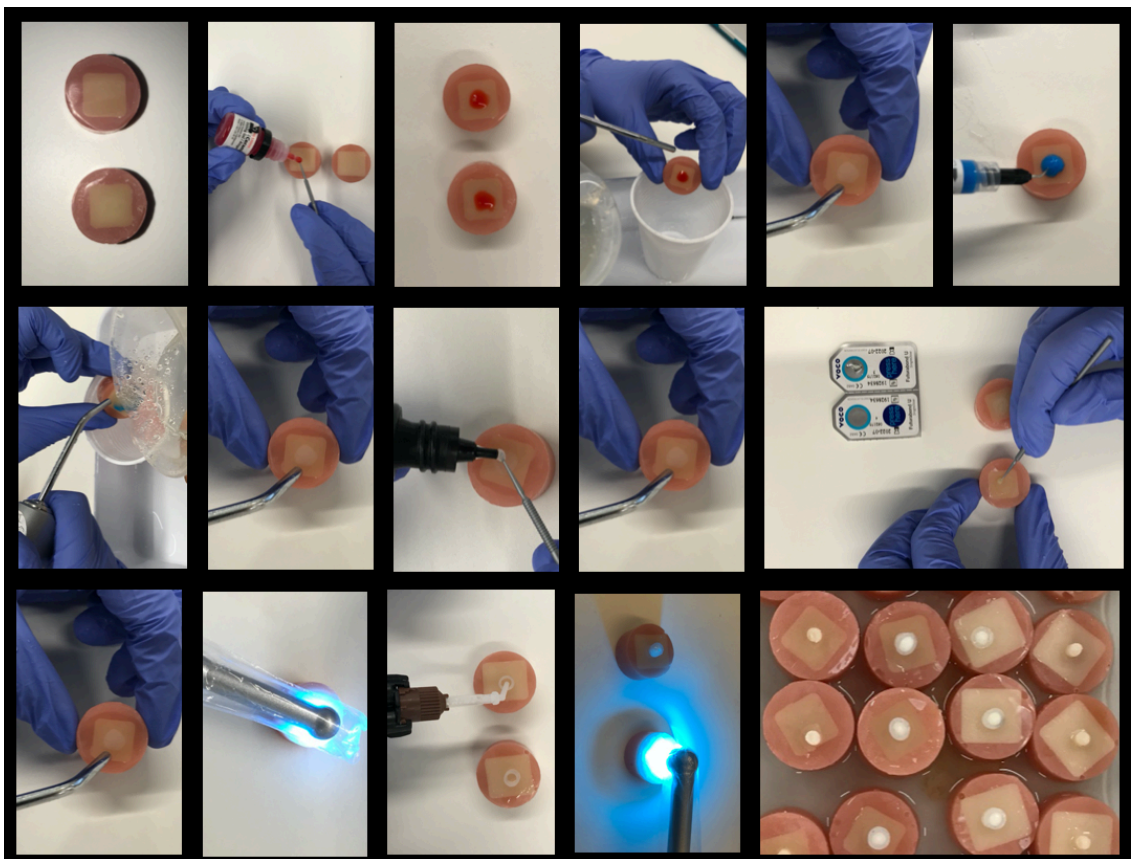


Figura 10. Preparación de superficie y cementación de las muestras del grupo Cerasmart con el sistema adhesivo VOCO.

Tras almacenar las muestras en agua destilada durante 72h a $37^{\circ}\text{C}\pm 1^{\circ}\text{C}$ en

una incubadora, los tubos Tygon fueron cuidadosamente retirados con un bisturí, exponiendo los cilindros de cemento. Cada espécimen fue examinado en un estereomicroscopio a 2.5 aumentos. Si los cilindros adheridos presentaban burbujas o porosidades en la interfase, eran descartados.



Figura 11. Esquema de un espécimen tras el proceso de cementado y muestra de cerámica híbrida tras ser cementada.

5.1.2.6 Envejecimiento artificial

Tras el cementado, la mitad de los especímenes fueron envejecidos artificialmente mediante termociclado. Este proceso fue de 5.000 ciclos, en los que las muestras fueron sumergidas en dos cubas con agua destilada a distinta temperatura: 5 y 55 ° C \pm 1°C, con un tiempo de permanencia en cada una de ellas de 30 segundos y un tiempo de traspaso entre cuba y cuba de 1 minuto (figura 12).



Figura 12. Máquina de envejecimiento artificial usada en esta investigación.

5.1.2.7 Test de resistencia al cizallamiento

Tras el cementado, la mitad de los especímenes no termociclados ($n=8$), fueron almacenados durante 72h a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ en agua destilada y directamente sometidos al test de resistencia al cizallamiento, de ahora en adelante TRC (más conocido en inglés como Shear Bond Test o SBS) en una máquina de ensayo universal (Z005, Zwick/Roell). La otra mitad de muestras, fueron fracturadas directamente tras el proceso de envejecimiento artificial.

Todas las muestras fueron sometidas a un test de resistencia al cizallamiento a una velocidad de 1.0 mm/min, (figura 13). Los valores obtenidos en el TRC (en MPa) fueron calculados dividiendo la fuerza de fractura (en Newtons) entre el área de la interfase de adhesión (área de un cilindro, en mm^2) y se registraron en una tabla Excel.

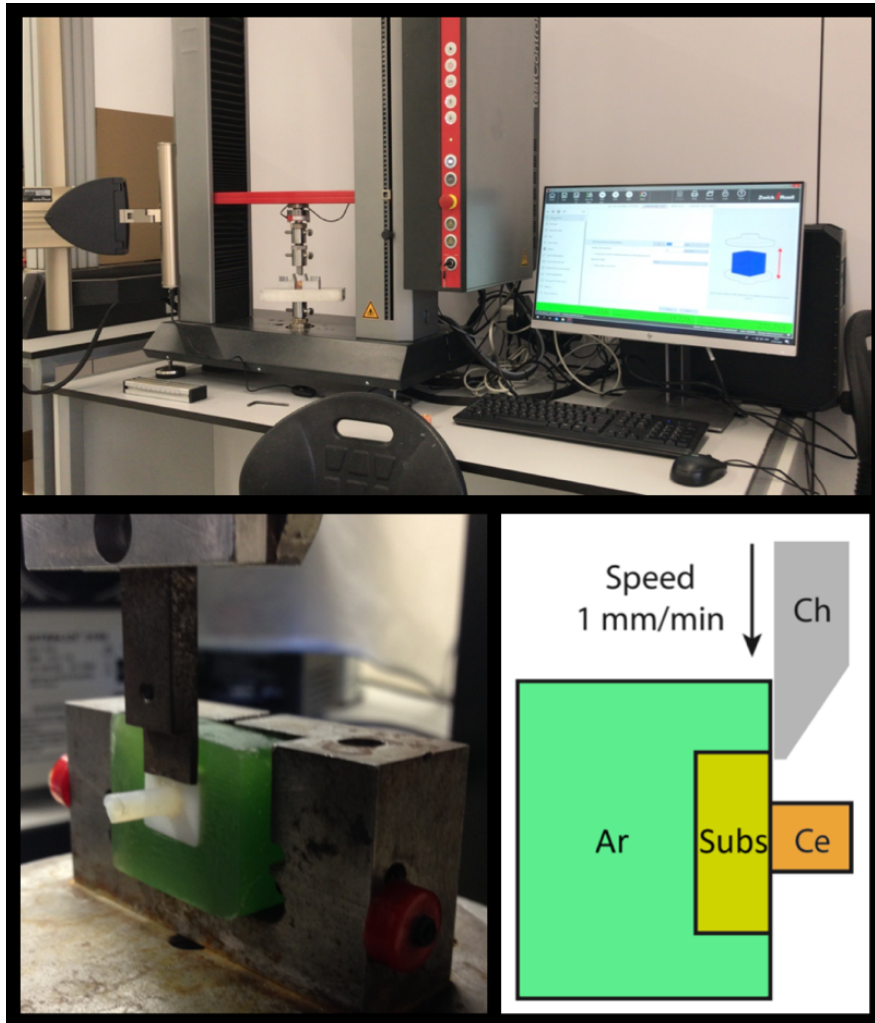


Figura 13. Máquina de ensayo universal usada en este estudio y esquema del test de resistencia al cizallamiento. Ar: resina acrílica/ subs: substrato/ Ce: cemento/ Ch: punta de la máquina de cizalla.

5.1.2.8 Análisis del tipo de fractura

Tras el test de resistencia al cizallamiento, cada espécimen fracturado fue fotografiado desde un ángulo cenital a 2,5 aumentos, usando un estereomicroscopio (SteREO Discovery. V8, Zeiss) conectado a una cámara fotográfica digital del propio sistema del microscopio (figura 14).

De cada muestra se hizo una fotografía, registrando un total de 144 imágenes. Éstas fueron clasificada en 4 grupos según el tipo de fractura que se observó: fractura de tipo adhesiva, cohesiva exclusivamente en el substrato, cohesiva exclusivamente en el material y fractura de tipo mixta.

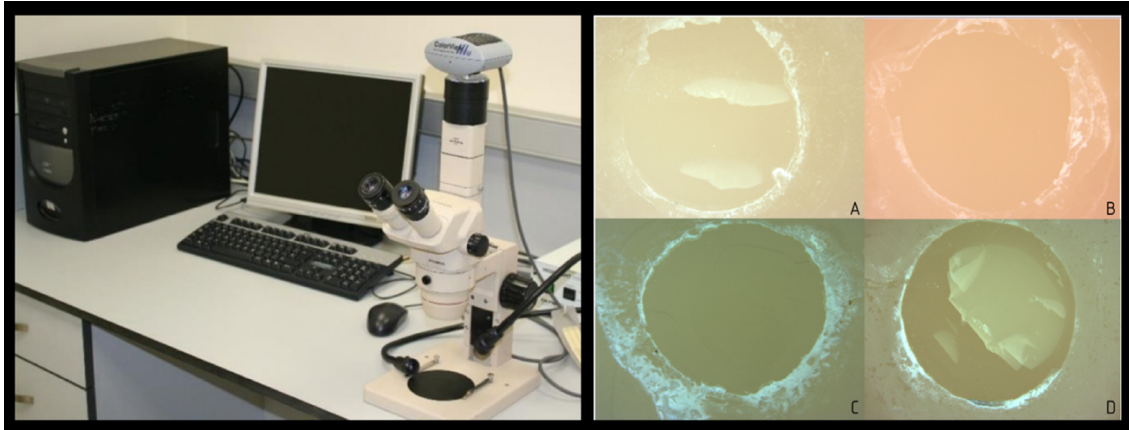


Figura 14. Imagen de un estereomicroscopio e imágenes de varias muestras fracturadas en este estudio capturadas con el microscopio.

5.1.2.9 Análisis estadístico

El análisis estadístico fue realizado con el software estadístico R versión 4.1.2. Todas las comparaciones se consideraron significativas para un p-valor inferior a 0,05. Todos los efectos se estimaron, cuando ha sido posible, con un intervalo de confianza del 95%. El análisis estadístico de los dos experimentos de este estudio se llevó a cabo por separado; por un lado el test de resistencia al cizallamiento cuyas variables eran de naturaleza cuantitativa, y por otro lado, se analizaron los resultados del tipo de fractura, cuya variable era de tipo cualitativa.

Para el test de resistencia al cizallamiento (TRC), los datos fueron analizados primero usando el test de Kolmogorov-Smirnov con la finalidad de evaluar si los datos seguían una distribución normal. Se comprobó que la variable TRC no seguía una distribución normal, por lo que no fue necesario comprobar la condición de homocedasticidad (igualdad de varianzas).

El TRC de todos los especímenes fue promediado con fines estadísticos calculando las medidas de tendencia central que en este caso, como se trataba de variables que no seguían una distribución normal, fueron la mediana y entre paréntesis 1r y 3r cuartil. Posteriormente se usaron distintos tests no paramétricos para realizar comparativas entre grupos. El test no paramétrico de Kruskal-Wallis se usó en las comparativas globales del TRC entre los 3 tipos de sistemas adhesivos y entre los 3 tipos de sustratos. Cuando en estas

comparativas se hallaban diferencias, se procedía a hacer comparativas entre categorías (2 a 2) para averiguar entre qué grupos había diferencias estadísticamente significativas y, para ello se aplicó el test de Mann-Whitney U. Este mismo test no paramétrico fue utilizado para calcular el p-valor, en la comparativa entre grupos termociclados versus no termociclados.

Por otro lado se analizó el tipo de fractura que se produjo en cada muestra tras el TRC. Dada la naturaleza cualitativa de esta variable, para su descriptiva se calcularon las frecuencias absolutas y los porcentajes para cada posible combinación experimental, tanto desde una perspectiva global, como específica, teniendo en cuenta cada variable: tipo de adhesivo, tipo de sustrato y envejecimiento artificial. Para analizar la influencia del envejecimiento artificial en el patrón de fractura, se calculó el ratio o cociente de proporciones de cada tipo de fractura antes y después del termociclado. Finalmente se aplicó el test chi-cuadrado de Pearson o test de Fisher (dependiendo del número de observaciones por grupo) para estudiar si había diferencias estadísticamente significativas en el patrón de fractura antes y después del termociclado. En casos donde al menos uno de los grupos había sido 0, se aplicó la corrección de Haldane-Anscombe para poder calcular el p-valor.

5.2 Grupo de estudio II: interfase sustrato dental

5.2.1 Materiales

En esta parte del estudio, se usó como sustrato dental esmalte y dentina procedente de dientes bovinos. Un total de 144 incisivos maxilares de terneros fueron utilizados. Se emplearon los mismos sistemas adhesivos que en la parte I de este estudio (tabla 3).

5.2.2 Método

La metodología de trabajo fue la misma que la descrita en la parte I, la única diferencia se presenta en la preparación de las muestras, el tratamiento de la superficie del sustrato que, fue la correspondiente a cada sustrato dental y,

el diámetro del cilindro de cemento resinoso que se usó fue de 2mm.

5.2.2.1 Preparación de las muestras

Un total de 144 incisivos maxilares de terneros de entre 2 y 3 años de edad fueron extraídos y almacenados en un congelador a -20°C durante 3 semanas hasta que fueron usados. Se eliminaron las raíces usando una turbina con una fresa diamantada troncocónica. La pulpa también fue eliminada y el espacio de la cámara pulpar fue rellenado con algodón para prevenir la penetración de sustancias. Las muestras se limpiaron en ultrasonidos con agua destilada durante 30 segundos para eliminar los detritus. Las superficies fueron lavadas y secadas con aire comprimido. Para las muestras de esmalte, la superficie vestibular fue pulida con papel de carburo de sílice de grano 180 bajo refrigeración con agua, hasta crear una superficie plana. Para obtener dentina se procedió de la misma manera que con las muestras de esmalte, salvo que el proceso de pulido de la superficie se realizó durante más tiempo hasta asegurarse que se había eliminado por completo la capa de esmalte.

Al igual que en la parte I, las muestras fueron embebidas en resina acrílica usando moldes personalizados metálicos untados en vaselina para facilitar su separación. Para reducir la reacción exotérmica de la resina acrílica, las muestras fueron colocadas bajo el grifo con agua corriente. Finalmente, las superficies fueron pulidas con papel de carburo de sílice de grano 320-600-1200 y 2000 progresivamente. Finalmente las muestras fueron lavadas y secadas.

5.2.2.2 Grupos de muestras

Los 144 incisivos se dividieron en 3 grupos: esmalte (n=48) y dentina (n=96). De las 96 muestras de dentina, éstas fueron divididas aleatoriamente en dos grupos: dentina grabada o sin grabar. Posteriormente estos 3 grupos se subdividieron en 6 y 12 grupos respectivamente dependiendo del grupo de cemento utilizado.

Al igual que en la parte I de este estudio, se obtuvieron un total de 18 grupos experimentales de 8 muestras en cada uno (n=8). De los 18 grupos, 6 fueron

de esmalte y 12 de dentina. Los grupos de substrato dentina se subdividieron en 2, según la modalidad de grabado ácido que se llevó a cabo como pretratamiento: 6 grupos fueron separados para realizar modalidad de grabado y lavado y 6 grupos fueron con modalidad de autograbado. Los grupos de esmalte siempre fueron grabados y lavados. La distribución de los grupos está esquematizada en la figura 15.

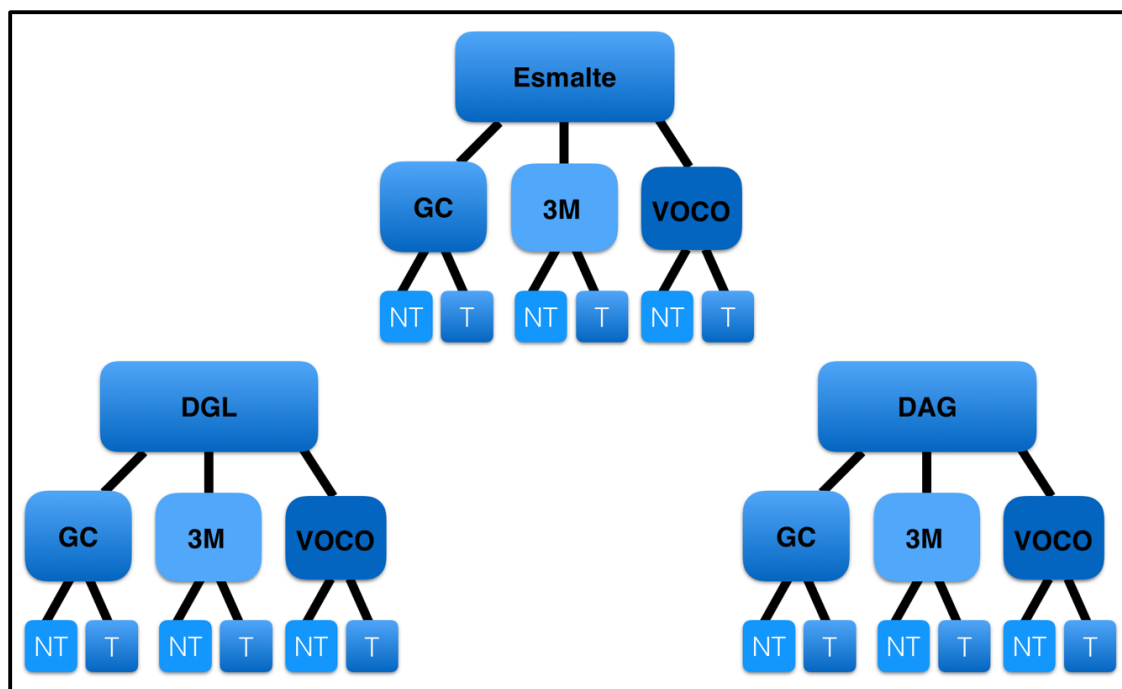


Figura 15. Distribución de los 18 grupos experimentales (n=8) de la parte II de este estudio.
DGL: Dentina Grabada y Lavada. DAG: Dentina Autograbada. NT: No termociclado; T: Termociclado

5.2.2.3 Tratamiento de superficie

Los 6 grupos de esmalte fueron pregrabados con ácido ortofosfórico al 37% durante 30 segundos; Los 6 grupos de dentina G&L, fueron pregrabados con ácido ortofosfórico al 37% durante 15 segundos. Los 6 grupos de dentina AG, no fueron pregrabados.

5.2.2.4 Proceso de cementación

Se utilizó exactamente la misma metodología que en la parte I del estudio, salvo que el diámetro del tubo tygon fue de 2mm en vez de 4 (figura 16).

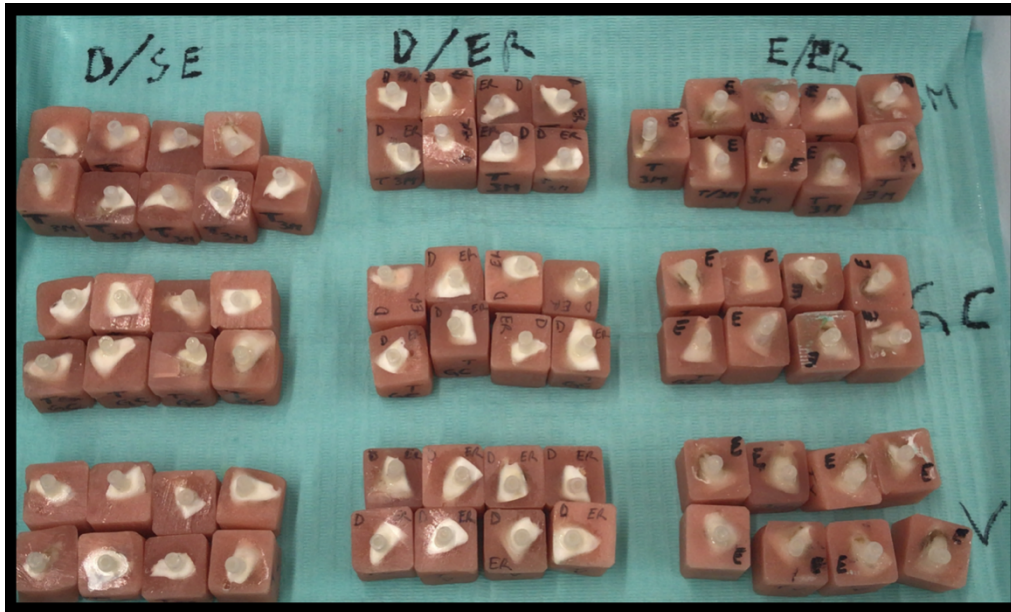


Figura 16. Especímenes de esmalte, dentina autograbada y, dentina grabada y lavada inmediatamente después de la cementación.

5.2.2.5 Envejecimiento artificial, test de resistencia al cizallamiento, análisis del tipo de fractura y análisis estadístico.

Se empleó la misma metodología que en la parte I de este estudio, descritas detalladamente con anterioridad.

6 RESULTADOS

6.1 Resultados del test de resistencia al cizallamiento

6.1.1 Resultados del test de resistencia al cizallamiento del grupo de estudio I: sustrato material restaurador CAD CAM.

Se evaluó el resultado del TRC de un total de 144 muestras correspondientes a sustratos CAD CAM, distribuidas en 18 grupos (figura 7). Este test pudo ser completado para todas las muestras correspondientes a los 9 grupos experimentales no termociclados, mientras que en 3 de los 9 grupos sometidos a termociclado, hubo 8 muestras que se descementaron durante el proceso de envejecimiento artificial y, por lo tanto el valor atribuido en el TRC fue de 0 Mpa. De estas 8 muestras descementadas, 2 fueron del grupo sustrato cerámica híbrida / sistema adhesivo 3M / termocicladas, 4 muestras fueron del grupo disilicato de litio / sistema adhesivo VOCO / termocicladas, y dos más del grupo disilicato de litio / sistema adhesivo 3M / termocicladas; con el sustrato zirconio no se produjo ninguna descementación ni antes ni después el termociclado.

En el análisis y descripción de los resultados se han tenido en cuenta las 3 variables estudiadas: tipo de sistema adhesivo (VOCO, GC o 3M), tipo de sustrato (cerámica híbrida, disilicato de litio o zirconia) y envejecimiento artificial: termociclado o no termociclado.

Se observaron diferencias estadísticamente significativas en la fuerza de adhesión entre los 3 sistemas adhesivos con un p-valor $<0,05$. Este análisis se realiza de una manera general, sin tener en cuenta el tipo de material al que se cementó ni, si las muestras fueron envejecidas. Se observó que el sistema adhesivo de GC fue el que obtuvo un mayor resultado en el TRC con una mediana de 13,9 MPa, seguido del sistema adhesivo 3M con 9,5 MPa. Finalmente VOCO obtuvo los valores más bajos de fuerza de adhesión, 6,1

MPa. En la figura 17 se puede observar la gráfica de cajas y bigotes, representando los resultados obtenidos en este apartado. Al realizar una comparativa dos a dos entre los sistemas adhesivos, se observó que las diferencias de fuerza de adhesión obtenidas, fueron estadísticamente significativas únicamente al comparar los grupos VOCO versus GC, con un p-valor $<0,001$.

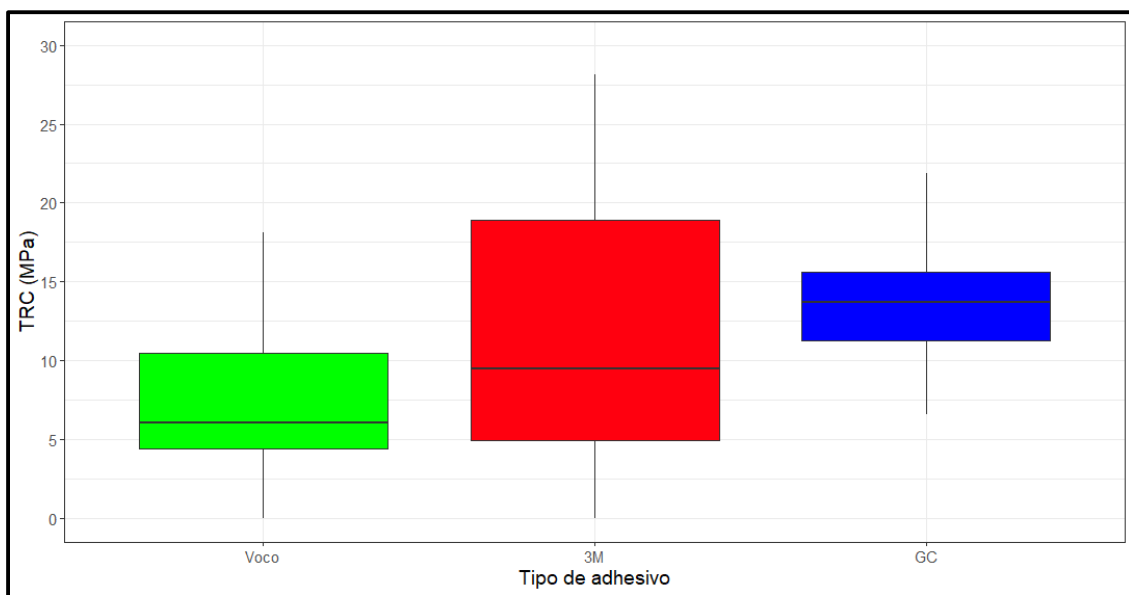


Figura 17. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados generales del TRC del estudio I, según el tipo de sistema adhesivo.

En la figura 18 se puede observar el resultado de la fuerza de adhesión teniendo en cuenta el tipo adhesivo y el material, pero no se tiene en cuenta el termociclado. La fuerza de adhesión para un mismo sistema adhesivo varía según el sustrato utilizado y, estas diferencias son estadísticamente significativas, para los sistemas adhesivos de VOCO y GC, ya que su p-valor es $<0,05$.

Siguiendo con la descripción de la figura 18, desde el punto de vista del material, con Cerasmart se obtuvieron los siguientes valores de mediana de mayor a menor fuerza de adhesión: con 3M 11, 20 MPa > con GC 10,65 MPa > y con Voco 10 MPa.

Con Emax se obtuvieron los siguientes valores de mayor a menor fuerza de adhesión: GC 14,20 MPa > 3M 9,10 MPa > Voco 5,90 MPa.

Finalmente con la zirconia se obtuvieron los siguientes valores de mayor a menor fuerza de adhesión: GC 16,05 MPa > 3M 10,30 MPa > Voco 5,34 MPa. Tal y como se puede observar, Voco fue el sistema adhesivo con menor fuerza de adhesión para los 3 sustratos cerámicos.

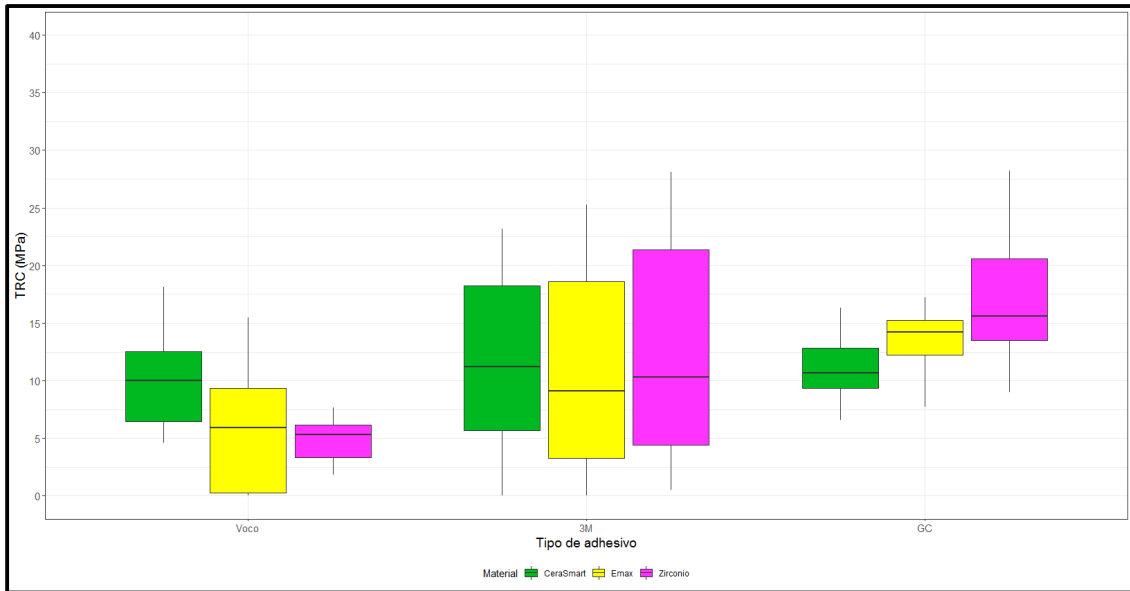


Figura 18. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados del TRC del estudio I, según el tipo de sistema adhesivo y el sustrato.

En la figura 19, se analiza el TRC global de cada adhesivo en función de si ha sido termociclado o no, sin tener en cuenta la variable tipo de sustrato. Se puede observar que los resultados del TRC antes y después de termociclar para un mismo sistema adhesivo, son siempre notablemente inferiores tras el proceso de envejecimiento artificial. En los 3 sistemas adhesivos, esta diferencia de MPa es estadísticamente significativa, siendo p-valor <0,05 y obteniendo un descenso del TRC en el caso de 3M de 18,90 Mpa antes de termociclar a 4,70 Mpa tras el envejecimiento. En el caso de VOCO, los resultados fueron de 10 Mpa antes de termociclar y 4,50 Mpa tras el envejecimiento, y con GC los resultados descendieron de 15,05 a 12,30 MPa. Es en el caso del sistema GC, donde se obtiene un menor descenso de los resultados obtenidos tras el envejecimiento artificial y 3M el sistema adhesivo al cual afecta más el termociclado.

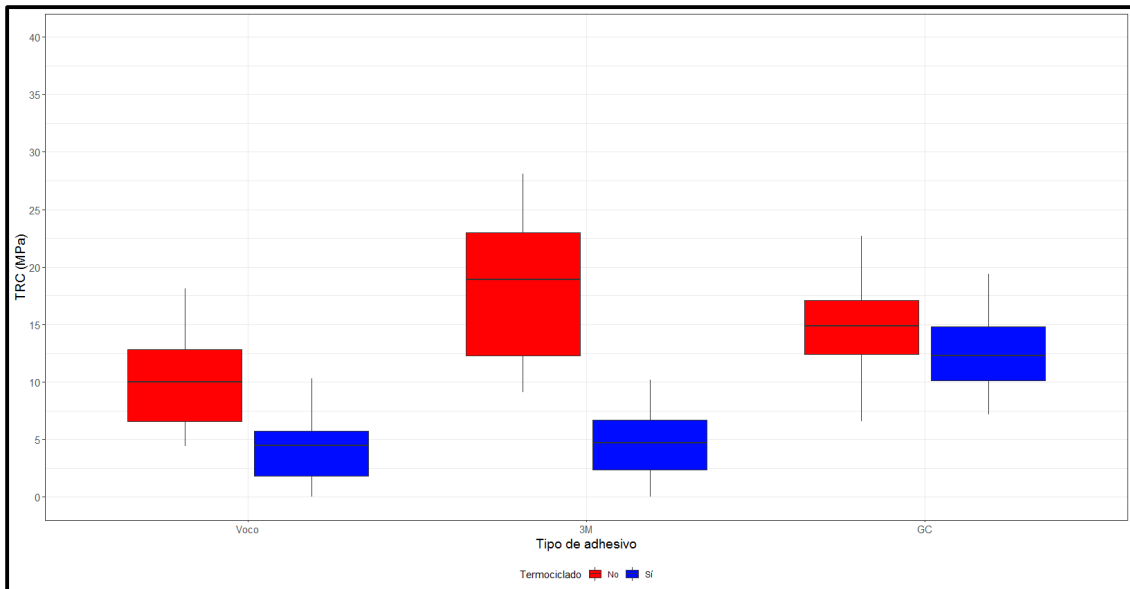


Figura 19. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados del TRC del estudio I del tipo de sistema adhesivo en función del termociclado.

En la tabla 4 y la figura 20 se pueden observar los resultados obtenidos en cada grupo, teniendo en cuenta las 3 variables estudiadas: sistema adhesivo, sustrato y envejecimiento artificial.

Para el sustrato cerámica híbrida Cerasmart, de manera global, sin tener en cuenta el termociclado, los resultados en orden decreciente en cuanto a fuerza de adhesión fueron los siguientes: con el sistema adhesivo de 3M se obtuvo una mediana de 11,20 MPa, con GC de 10,65 MPa y finalmente con VOCO de 10,00 MPa.

Al realizar la comparativa dos a dos, entre sistemas adhesivos sin tener en cuenta la variable termociclado, para Cerasmart, no hubo diferencias estadísticamente significativas entre ninguno de los adhesivos.

Si tenemos en cuenta la variable termociclado, el adhesivo que mayor fuerza de adhesión proporcionó con Cerasmart cuando las muestras no fueron sometidas a termociclado, fue 3M seguido de VOCO y, por último, GC, con los siguientes resultados: 18,40 MPa, 12,01 MPa y 11,60 MPa, respectivamente.

En la gráfica 4 se puede observar como con todos los sistemas adhesivos, Cerasmart, sufrió un descenso en la fuerza de adhesión tras el proceso de envejecimiento, y con 3M y VOCO, esta reducción es estadísticamente significativa con un p-valor <0,05.

Tras someter al proceso de termociclado las muestras, el adhesivo que mayores valores de fuerza de adhesión proporcionó para Cerasmart fue GC con 10,10 MPa, seguido de VOCO con 6,1 MPa y por último 3M, con 5,50 MPa. Fue el sistema GC el que menor afectación tuvo con el envejecimiento artificial, mientras que con 3M el descenso en la fuerza de adhesión fue muy significativo pasando de 18,40 a 5,50 MPa.

Para el sustrato EMAX/disilicato de litio, de manera global, sin tener en cuenta el termociclado, los resultados en orden decreciente en cuanto a fuerza de adhesión fueron los siguientes: con el sistema adhesivo de GC se obtuvo una mediana de 14,20 MPa, con 3M de 9,1 MPa y finalmente con VOCO de 5,90 MPa. Tal y como se puede observar en la tabla 4 y la figura 20.

Al realizar la comparativa dos a dos, entre sistemas adhesivos sin tener en cuenta la variable termociclado, para EMAX, solo hubo diferencias estadísticamente significativas entre los adhesivos VOCO vs GC, siendo p-valor $<0,05$.

Si tenemos en cuenta la variable termociclado, el adhesivo que mayor fuerza de adhesión proporcionó con EMAX cuando las muestras no fueron sometidas a termociclado, fue 3M seguido de GC y, por último, VOCO, con los siguientes resultados: 18,60 MPa, 14,95 MPa y 9,35 MPa, respectivamente.

En la figura 14 se puede observar como con todos los sistemas adhesivos, EMAX sufrió un descenso en la fuerza de adhesión tras el proceso de envejecimiento, y con 3M y VOCO, esta reducción es estadísticamente significativa, con un p-valor $<0,05$.

Tras someter al proceso de termociclado las muestras, el adhesivo que mayores valores de fuerza de adhesión proporcionó para EMAX fue GC con 12,30 MPa, seguido de 3M con 3,15 MPa y por último VOCO con una mediana de 0,12 MPa. Al igual que con Cerasmart, fue el sistema GC el que menor afectación tuvo por el envejecimiento artificial, mientras que con 3M y VOCO el descenso en la fuerza de adhesión fue muy significativo pasando de 18,60 a 3,15 MPa y de 9,35 a 0,12 MPa, respectivamente.

Para el sustrato Zirconia, de manera global, sin tener en cuenta el termociclado, los resultados en orden decreciente en cuanto a fuerza de

adhesión fueron los siguientes: con el sistema adhesivo de GC se obtuvo una mediana de 16,05 MPa, con 3M de 10,30 MPa y finalmente con VOCO de 5,34 MPa. Tal y como se puede observar en la tabla 4 y la figura 20.

Al realizar la comparativa dos a dos, entre sistemas adhesivos sin tener en cuenta la variable termociclado, para zirconio, solo hubo diferencias estadísticamente significativas entre los adhesivos VOCO vs GC, siendo p-valor $<0,05$.

Si tenemos en cuenta la variable termociclado, el adhesivo que mayor fuerza de adhesión proporcionó con zirconia cuando las muestras no fueron sometidas a termociclado, fue 3M seguido de GC y, por último, VOCO, con los siguientes resultados: 22,16 MPa, 20,60 MPa y 6,27 MPa, respectivamente.

En la figura 14 se puede observar como con todos los sistemas adhesivos, la zirconia sufrió un descenso en la fuerza de adhesión tras el proceso de envejecimiento, y con VOCO y 3M, esta reducción es estadísticamente significativa con un p-valor $<0,05$.

Tras someter al proceso de termociclado las muestras, el adhesivo que mayores valores de fuerza de adhesión proporcionó para zirconia fue GC con 15,50 MPa, seguido de 3M con 4,10 MPa y por último VOCO con una mediana de 3 MPa. Al igual que con Cerasmart y EMAX, fue el sistema GC el que menor afectación tuvo por el envejecimiento artificial, mientras que con VOCO y 3M el descenso en la fuerza de adhesión fue muy significativo pasando de 6,27 a 3 MPa, y de 22,16 a 4,1 MPa respectivamente tras el termociclado.

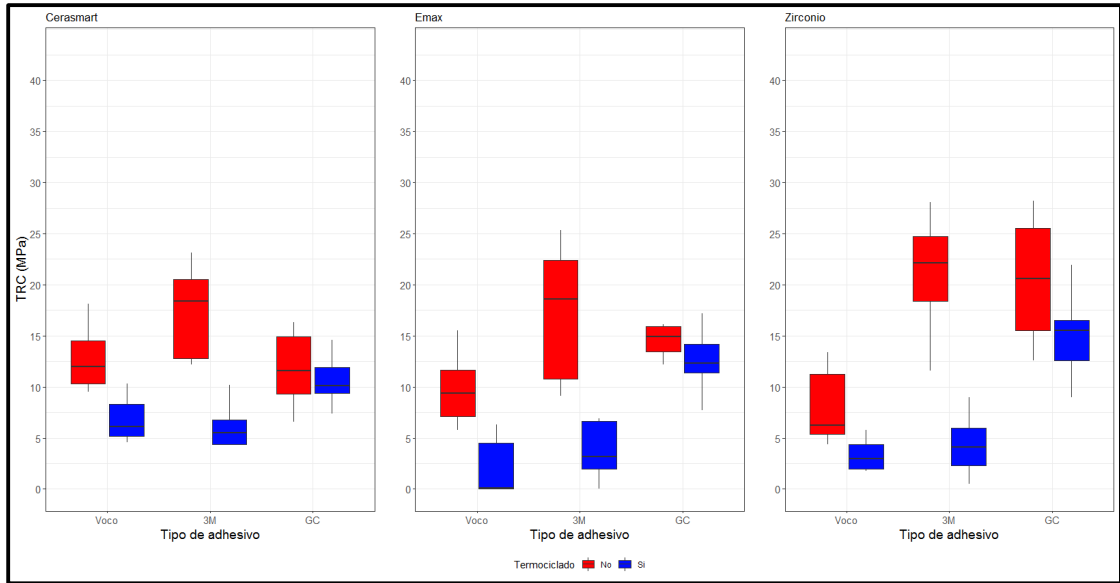


Figura 20. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados del TRC en MPa del estudio I, antes y después termociclado para cada tipo de sustrato y sistema adhesivo.

Material	Adhesivo	Resultado Global	No termociclado	Termociclado	P-valor: T/NT
Cerasmart	VOCO	10.00(6.45, 12.53)	12,01 (10.30,14.50)	6.1(5.20, 8.30)	0,009
	3M	11.20(5.70, 18.25)	18.40(12.80, 20.50)	5.50(4.40, 6.80)	<0,001
	GC	10.65(9.33, 12.85)	11.60(9.30, 14,90)	10.10(9.40, 11.90)	0,536
Emax	VOCO	5.90(0.28, 9.35)	9.35(7.10, 11.68)	0.12(0.00, 4.50)	<0,001
	3M	9.10(8.39, 18.60)	18.60(10.80, 22.40)	3.15(1.95, 6.23)	<0,001
	GC	14.20(12.20, 15.25)	14.95(13.48, 15.90)	12.30(11.40, 14.20)	0,086
Zirconia	VOCO	5.34(3.33, 6.18)	6.27(5.40, 11.22)	3.00(2.00, 4.40)	0,001
	3M	10.30(9.60, 21.38)	22.16(18.36, 24,75)	4.10(2.30, 6.00)	<0,001
	GC	16.05(13.68, 21.58)	20.60(15.50, 25.50)	15.50(12.60, 16.50)	0,077

Tabla 4. Resultados del TRC presentados en mediana (1º y 3º cuartil) y p-valor del grupo de estudio I, antes y después del envejecimiento artificial.

6.1.2 Resultados del test de resistencia al cizallamiento del grupo de estudio II: sustrato dental.

Se evaluó el resultado de un total de 144 muestras de sustrato dental de origen bovino, distribuidas en 18 grupos (figura 15). En cuanto al TRC, éste pudo ser completado para todas las muestras correspondientes a los 9 grupos experimentales no termociclados, mientras que en 5 de los 9 grupos termociclados, hubo 6 muestras que no pudieron ser sometidas al TRC debido

a que se descementaron durante el proceso de envejecimiento artificial. De estas 6 muestras, 3 fueron del grupo esmalte y las otras 3, de dentina autograbada. En los grupos dentina grabada y lavada no se produjo ninguna descementación ni antes ni después el termociclado.

En el análisis de los resultados se han tenido en cuenta 3 variables: tipo de sistema adhesivo universal (VOCO, GC o 3M), tipo de sustrato dental: esmalte (E), Dentina Grabada y Lavada (DGL), Dentina AutoGrabada (DAG) y el envejecimiento artificial: termociclado (T) o no termociclado (NT).

Se observaron diferencias estadísticamente significativas en la fuerza de adhesión entre los 3 sistemas adhesivos, con un p-valor $<0,05$. Este análisis se realiza de una manera general, sin tener en cuenta la variable tipo de sustrato ni termociclado.

Tal y como se ilustra en la figura 21 se observa que el sistema adhesivo de 3M fue el que obtuvo mayores resultados en la fuerza de adhesión tras el TRC, con una mediana de 10,63 MPa, seguido de cerca por el sistema adhesivo VOCO con de 10,09 MPa. Finalmente GC obtuvo los valores más bajos de fuerza de adhesión en el TRC, 5,65 MPa.

Al realizar una comparativa dos a dos, de los resultados globales entre los sistemas adhesivos, se observó que las diferencias de fuerza de adhesión, fueron estadísticamente significativas en las comparativas entre VOCO vs GC y entre 3M vs GC, con unos p-valores de 0,005 y 0,001 respectivamente.

Al comparar 3M con GC el p-valor es igual a 0,001, ya que sus rangos de fuerza de adhesión son los más alejados, siendo los MPa obtenidos con el sistema GC significativamente menores a los de 3M, con una mediana de 5,65 Mpa versus 10,63 MPa. Lo mismo ocurre en la comparativa entre VOCO y GC.

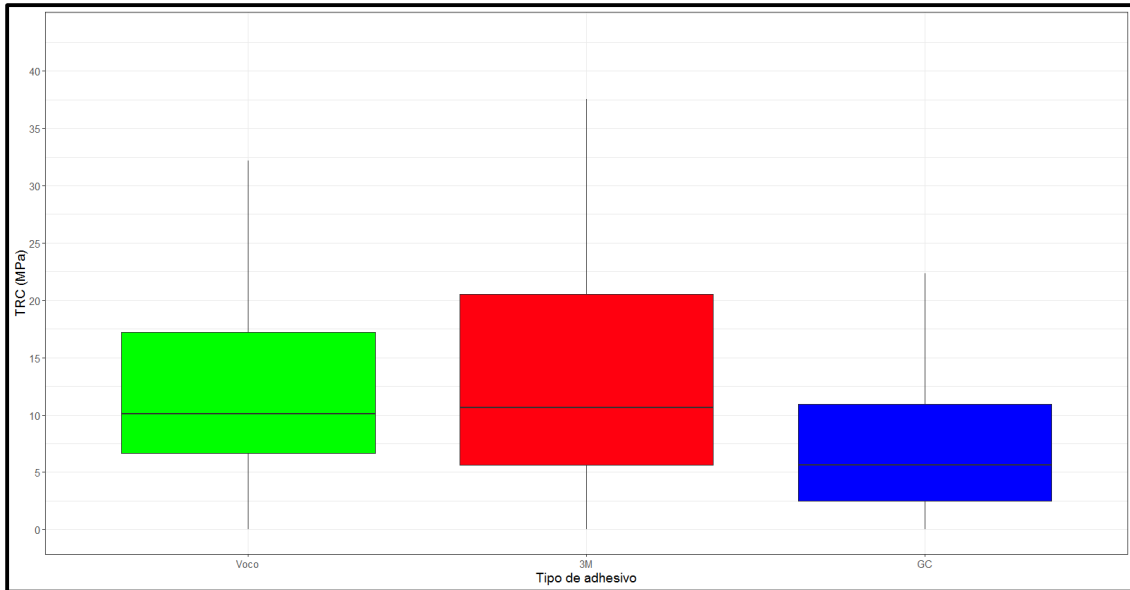


Figura 21. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados generales del TRC del estudio II, según el tipo de sistema adhesivo.

En la figura 22, se analiza la fuerza de adhesión teniendo en cuenta el tipo adhesivo y el sustrato dental, pero no se tiene en cuenta el termociclado. La fuerza de adhesión para un mismo sistema adhesivo varía según el sustrato utilizado.

Se puede observar que con los sistemas adhesivos de VOCO y 3M, se obtienen diferencias estadísticamente significativas según el sustrato dental al que se adhieren, siendo su p-valor <0,05.

Desde el punto de vista del sustrato, con esmalte se obtuvieron los siguientes valores de mediana de mayor a menor fuerza de adhesión: con 3M 17,54 MPa, VOCO 10,09 MPa y GC 5,54 MPa.

Con dentina autograbada se obtuvieron los siguientes valores de mayor a menor fuerza de adhesión: VOCO 6,89 MPa, 3M 5,16 y GC 4,07 Mpa. Este tipo de sustrato, es con el que menos diferencias se observan con los distintos sistemas adhesivos y, a su vez el que obtiene en global los valores más bajos para los tres tipos de adhesivo.

Finalmente con la dentina grabada y lavada se obtuvieron los siguientes valores de mayor a menor fuerza de adhesión: VOCO 15,66 MPa > GC 11,18 MPa y 3M 10,63 MPa.

En la comparativa 2 a 2, del tipo de adhesivo global según el sustrato, pero sin

tener en cuenta el termociclado, en el caso de la dentina autograbada y de la dentina grabada y lavada, no hay diferencias estadísticamente significativas entre los adhesivos usados. En el caso del esmalte, existen diferencias estadísticamente significativas en la comparativa entre VOCO vs GC y 3M vs GC, con un p-valor inferior a 0,05.

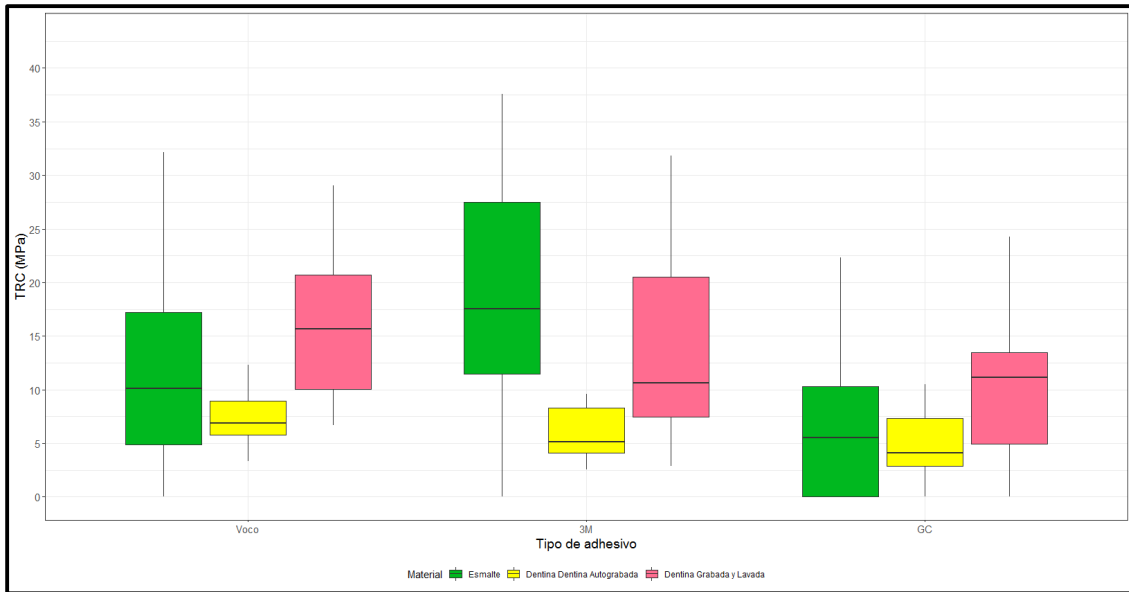


Figura 22. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados del TRC del estudio II, según el tipo de sistema adhesivo y el sustrato.

En la figura 23, se analiza el TRC global de cada adhesivo en función de si ha sido termociclado o no, sin tener en cuenta la variable tipo de sustrato. Se puede observar que los resultados del TRC antes y después de termociclar para un mismo sistema adhesivo, son siempre inferiores tras el proceso de envejecimiento artificial. Con el sistema adhesivo de 3M, esta diferencia de MPa es estadísticamente significativa, siendo p-valor <0,05 y obteniendo un descenso del TRC de 18,35 MPa antes de termociclar a 7,86 MPa tras el envejecimiento. En el caso de VOCO, los resultados fueron de 11,43 MPa antes de termociclar y 7,13 MPa tras el envejecimiento, y con GC los resultados descendieron de 7,99 a 4,14 MPa. Es en el caso del sistema GC y VOCO, donde se obtuvo un menor descenso de los resultados obtenidos tras el envejecimiento artificial y 3M el sistema adhesivo al cual afecta más el termociclado.

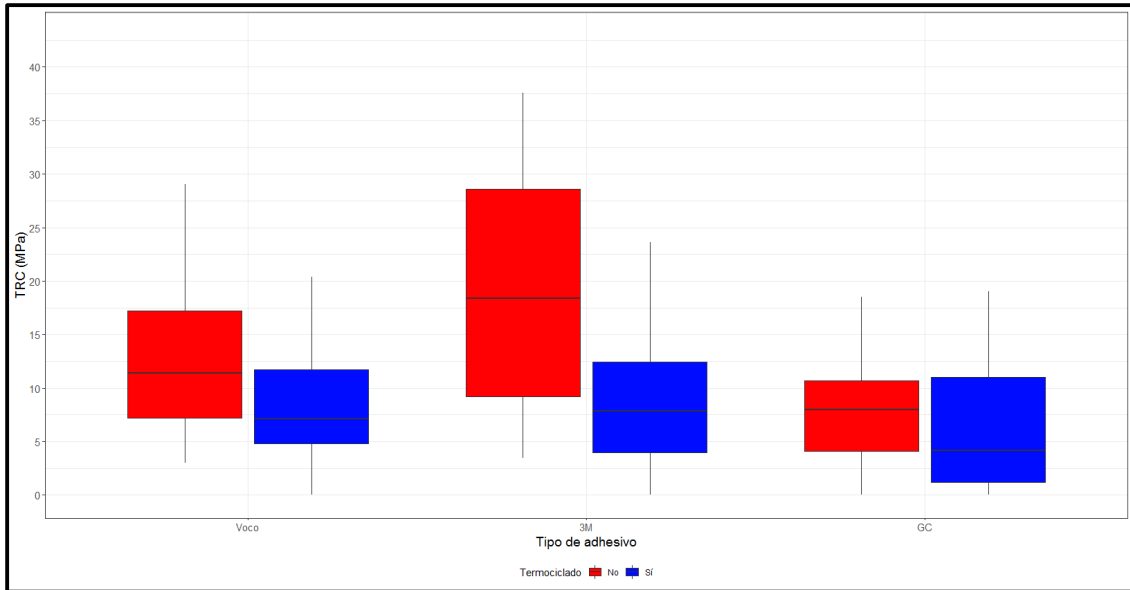


Figura 23. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados del TRC del estudio II del tipo de sistema adhesivo en función del termociclado.

En la la figura 24 y la tabla 5, se pueden observar los resultados obtenidos en cada grupo, teniendo en cuenta las 3 variables estudiadas: sistema adhesivo, sustrato y envejecimiento artificial.

Por cada sustrato, se procede a analizar los resultados obtenidos con cada sistema adhesivo en función de la variable envejecimiento artificial.

Los resultados en esmalte descritos de manera global, sin tener en cuenta el termociclado, se obtuvo con el sistema adhesivo de 3M la mayor fuerza de adhesión, con una mediana de 17,54 MPa, seguido de VOCO con 10,09 MPa y decreció sustancialmente con el sistema GC, con 5,54 MPa.

Al realizar la comparativa 2 a 2 entre sistemas adhesivos sin tener en cuenta la variable termociclado, para el sustrato esmalte, hubo diferencias estadísticamente significativas entre los adhesivos, VOCO vs GC y 3M con GC, con un p valor <0,05.

Si tenemos en cuenta la variable termociclado, el adhesivo que mayor fuerza de adhesión proporcionó al esmalte cuando las muestras no fueron sometidas a termociclado, fue 3M seguido de VOCO y, por último, GC, con los siguientes resultados: 25,80 MPa, 14,32 MPa y 7,99 MPa, respectivamente.

En la figura 24, se puede observar como todos los sistemas adhesivos al ser adheridos al esmalte, la fuerza de adhesión decrece tras el proceso de

envejecimiento, y esta reducción es estadísticamente significativa en los grupos de adhesivo 3M y GC con un p-valor $<0,05$.

Tras someter al proceso de termociclado las muestras, el adhesivo que mayores valores de fuerza de adhesión proporcionó para esmalte fue 3M con 11,36 MPa, seguido de VOCO con 6,00 MPa y por último y con una gran diferencia, GC, con una mediana de 0,45 MPa.

En dentina autograbada, los resultados descritos de manera global, sin tener en cuenta el termociclado, se observó que el sistema adhesivo de VOCO obtuvo la mayor fuerza de adhesión, con una mediana de 6,89 MPa, seguido de 3M con 5,16 MPa y con el sistema GC 4,07 MPa.

Fue con este sustrato, la dentina autograbada, con el que se obtuvieron valores más bajos de fuerza de adhesión con todos los sistemas adhesivos, en comparación con el esmalte y la dentina grabada y lavada.

Al realizar la comparativa 2 a 2 entre sistemas adhesivos sin tener en cuenta la variable termociclado, para el sustrato dentina autograbada, no hubo diferencias estadísticamente significativas entre ninguna de las comparativas.

Si tenemos en cuenta la variable termociclado, el adhesivo que mayor fuerza de adhesión proporcionó a la dentina autograbada cuando las muestras no fueron sometidas a termociclado, fue 3M seguido de VOCO y, por último, GC, con los siguientes resultados: 8,28 MPa, 7,88 MPa y 3,18 MPa, respectivamente.

En la figura 24, se puede observar como todos los sistemas adhesivos al ser adheridos a dentina autograbada, la fuerza de adhesión decrece tras el proceso de envejecimiento, aunque esta reducción no es estadísticamente significativa para ningún sistema adhesivo.

Tras someter al proceso de termociclado las muestras, el adhesivo que mayores valores de fuerza de adhesión proporcionó para dentina autograbada fue VOCO con 6,42 MPa, seguido de 3M con 4,40 MPa y por último y GC, con una mediana de 3,18 MPa.

En dentina grabada y lavada, los resultados descritos de manera global, sin tener en cuenta el termociclado, se observó que el sistema adhesivo de VOCO presentó la mayor fuerza de adhesión, con una mediana de 15,66 MPa,

seguido de GC con 11,18 MPa y con el sistema 3M 10,63 MPa.

Al realizar una comparativa 2 a 2 entre sistemas adhesivos sin tener en cuenta la variable termociclado, para el sustrato dentina grabada y lavada, no hubo diferencias estadísticamente significativas entre ninguna de las comparativas.

Si tenemos en cuenta la variable termociclado, el adhesivo que mayor fuerza de adhesión proporcionó a la dentina grabada y lavada cuando las muestras no fueron sometidas a termociclado, fue VOCO seguido de 3M y, por último, GC, con los siguientes resultados: 16,90 MPa, 15,04 MPa y 10,57 MPa, respectivamente.

En la figura 24, se puede observar como los sistemas adhesivos VOCO y 3M, al ser adheridos a dentina grabada y lavada, la fuerza de adhesión decrece tras el proceso de envejecimiento, aunque esta reducción no es estadísticamente significativa. En cambio con el sistema GC, se observa un leve aumento de los MPa obtenidos tras el envejecimiento artificial.

Tras someter al proceso de termociclado las muestras, el adhesivo que mayores valores de fuerza de adhesión proporcionó para dentina grabada y lavada fue GC con 11,93 MPa, seguido de VOCO con 11,20 MPa y por último y 3M, con una mediana de 8,12 MPa.

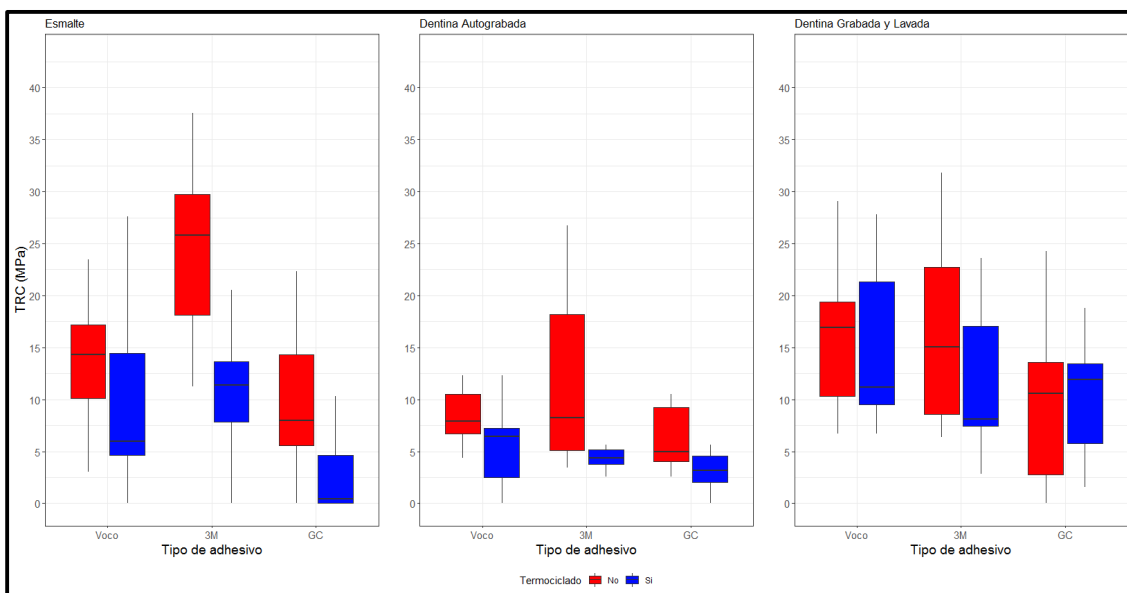


Figura 24. Gráficas de cajas y bigotes de los resultados del TRC en MPa del estudio II, antes y después termociclado para cada tipo de sustrato y sistema adhesivo.

Material	Adhesivo	Resultado Global	No termociclado	Termociclado	P-valor T/NT
Esmalte	VOCO	10.09 (4.87, 17.19)	14.32(10.09 , 17.19)	6.00 (4.66, 41.06)	0,289
	3M	17.54 (11.49, 27.53)	25.80 (18.12, 29.77)	11.36 (7.83, 13.64)	0,004
	GC	5.54 (0.00, 10.31)	7.99 (5.54, 14,32)	0.45 (0.00, 4.66)	0,022
Dentina AG	VOCO	6.89 (5.78, 8.95)	7.88 (6.70, 10.50)	6.42 (2.48, 7.27)	0.141
	3M	5.16 (4.07, 8.29)	8.28 (5.14, 18.17)	4.40 (3.76, 5.20)	0.052
	GC	4.07 (0.00, 7.34)	4.97 (4.02, 9.27)	3.18 (2.04, 4.55)	0.121
Dentina GL	VOCO	15.66(10.08,20.69)	16.90 (10.34, 19.36)	11.20 (9.52, 21.33)	0.779
	3M	10.63 (7.48,20.55)	15.04 (8.55, 22.75)	8.12(7.46, 17.05)	0.397
	GC	11.18 (4.93, 13.46)	10,57 (2.78, 13.56)	11.93 (5.74, 13.46)	0.645

Tabla 5. Resultados del TRC presentados en mediana (1° y 3° cuartil) y p-valor del grupo de estudio II, antes y después del envejecimiento artificial. *Dentina AG: Dentina AutoGrabada; Dentina GL: Dentina Grabada y Lavada; T: termociclado; NT: No Termociclado.*

6.2 Resultados del análisis del tipo de fractura

6.2.1 Resultados del análisis del tipo de fractura del grupo de estudio I: sustrato material restaurador CAD CAM.

Según la clasificación del tipo de fractura, todas las muestras fueron clasificadas en 4 grupos: fracturas de tipo adhesiva, cohesivas en el cemento, cohesivas en el material o fracturas de tipo mixtas.

Teniendo en cuenta que no hubo ninguna fractura de tipo cohesiva en el cemento ni cohesiva en el material, todo el análisis estadístico de esta parte del estudio se hizo en base a una clasificación de fractura de tipo adhesiva o mixta, y se eliminó la opción de fractura cohesiva en el cemento y cohesiva en el material.

En la figura 25, se puede observar algunos ejemplos de muestras con los distintos tipos de fracturas obtenidas en esta parte del estudio.

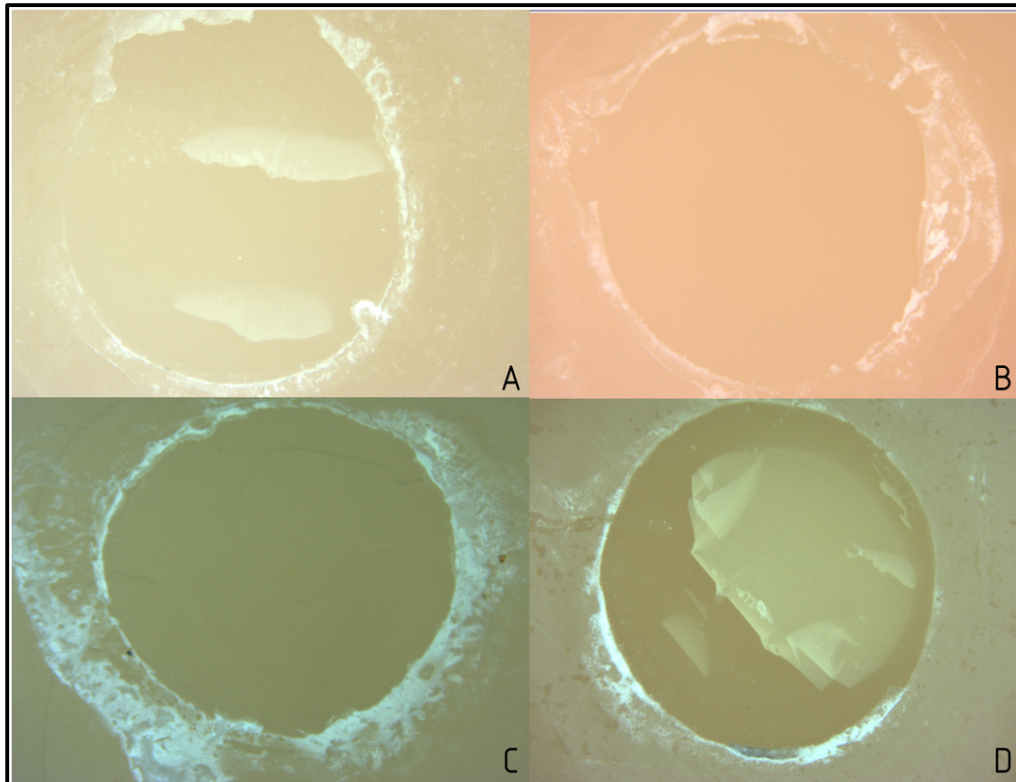


Figura 25. Imágenes del tipo de fractura de distintos grupos experimentales del estudio 1 obtenidas con estereomicroscopio con una magnificación de 2,5 aumentos.

A). Fractura mixta en cerámica híbrida no termociclada. B). Fractura adhesiva en disilicato de litio no termociclada. C). Fractura adhesiva en disilicato de litio termociclada D9. Fractura mixta en cerámica híbrida termociclada.

Tal y como se observa en la figura 26, en el análisis global, sin tener en cuenta el tipo de sustrato ni el tipo de adhesivo, el porcentaje del patrón de fractura antes y después del termociclado varió de manera muy poco significativa. Las fracturas de tipo adhesiva y mixta, representaron un 68,35% y 31,65% respectivamente. Sin embargo tras el envejecimiento estos porcentajes fueron de un 66,67% para las adhesivas y un 33,33% para las mixtas. Se calculó el cociente de proporciones de las fracturas adhesivas antes y después de termociclar obteniendo un 0,975 como resultado; luego se aplicó el test de Fisher, obteniendo un p-valor de 0,820, por lo que no hubo diferencias estadísticamente significativas en el patrón de fracturas antes y después de envejecer las muestras.

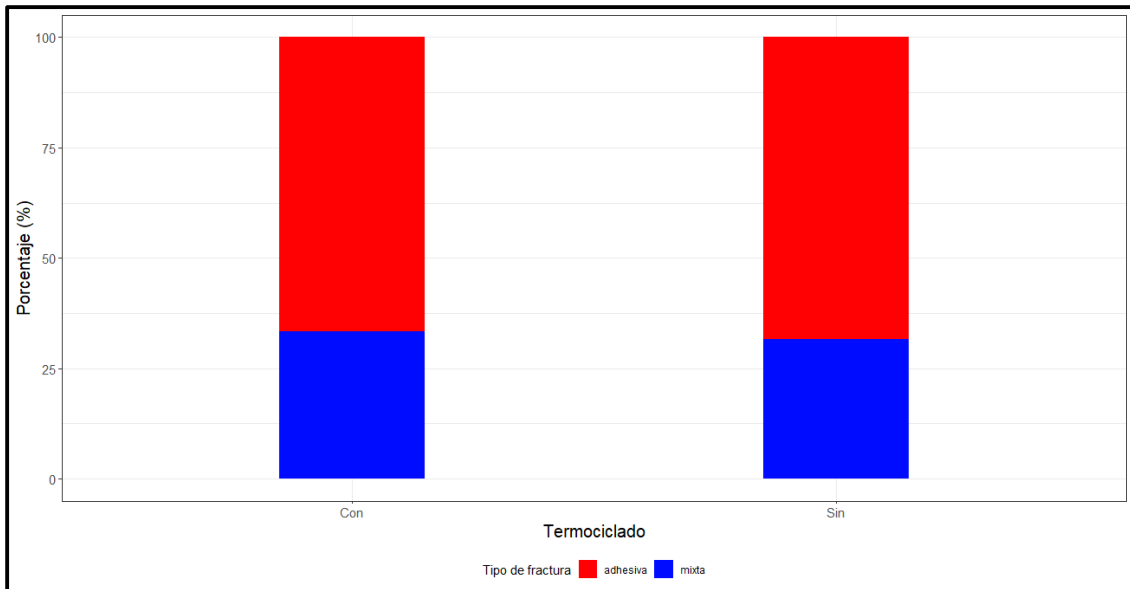


Figura 26. Gráficas de barras apiladas del estudio I. Muestra el patrón de fractura de tipo adhesiva o mixta, con y sin termociclado.

La figura 27, muestra el análisis del patrón de fractura teniendo en cuenta la variable sistema adhesivo y envejecimiento artificial. Se puede observar que en todos los sistemas adhesivos antes de termociclar las muestras, hubo mayor porcentaje de fracturas de tipo adhesivas. Para VOCO un 77,78%, 3M 64% y GC un 62,96% y el resto fueron mixtas. Tras someter a envejecimiento artificial, el patrón de fractura adhesivo varió, siendo más notorio en el caso de 3M y GC. En el caso de 3M hubo un descenso del patrón de fracturas adhesivo de un 64% a un 40% mientras que, por el contrario, con GC aumentaron de un 62,96% a un 78,57%. El patrón de fractura antes y después de termociclar con VOCO se mantuvo bastante estable.

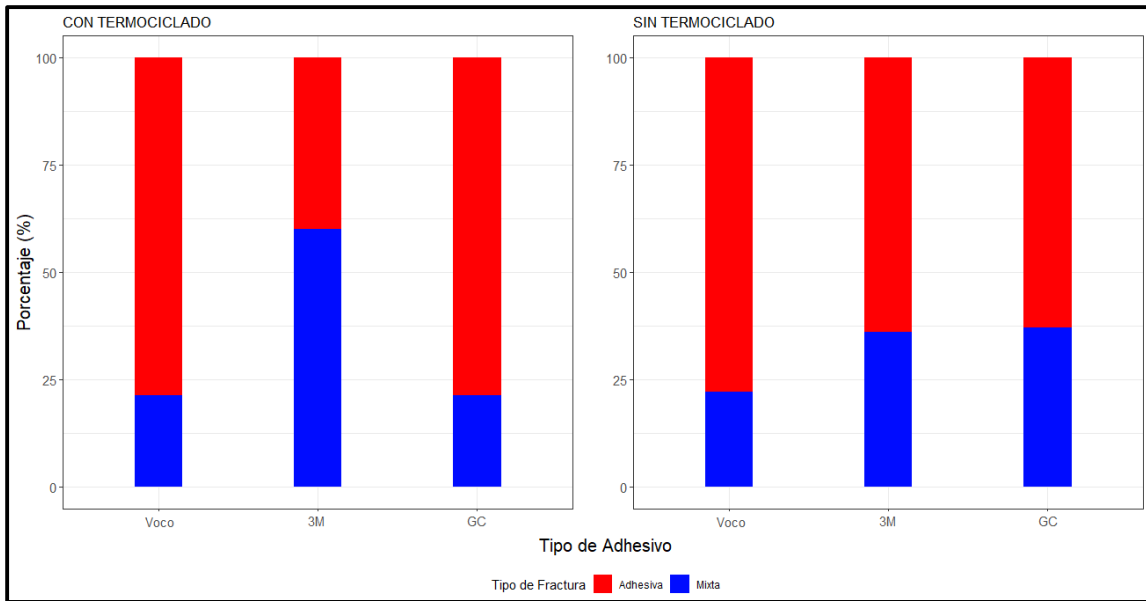


Figura 27. Gráficas de barras apiladas del estudio I. Patrón de fractura, antes y después del termociclado, según el sistema adhesivo.

La figura 28, muestra el análisis del patrón de fractura teniendo en cuenta la variable sustrato y envejecimiento artificial.

Se puede observar cómo con Cerasmart hubo más fracturas de tipo mixtas tanto antes como después del envejecimiento artificial. Antes del termociclado el porcentaje fue del 59,26%, y disminuyó levemente tras el envejecimiento artificial al 53,85%.

Con el sustrato EMAX hubo un porcentaje notablemente mayor de fracturas de tipo adhesivas que mixtas, tanto antes como después del envejecimiento artificial, pasando de un patrón de fracturas adhesivas del 88,46% a un 75,57%, tras el termociclado.

Con la zirconia no hubo cambio en el patrón de fracturas antes y después del termociclado. Hubo más fracturas de tipo adhesivas que mixtas, con un 76,92% vs un 23,08%.

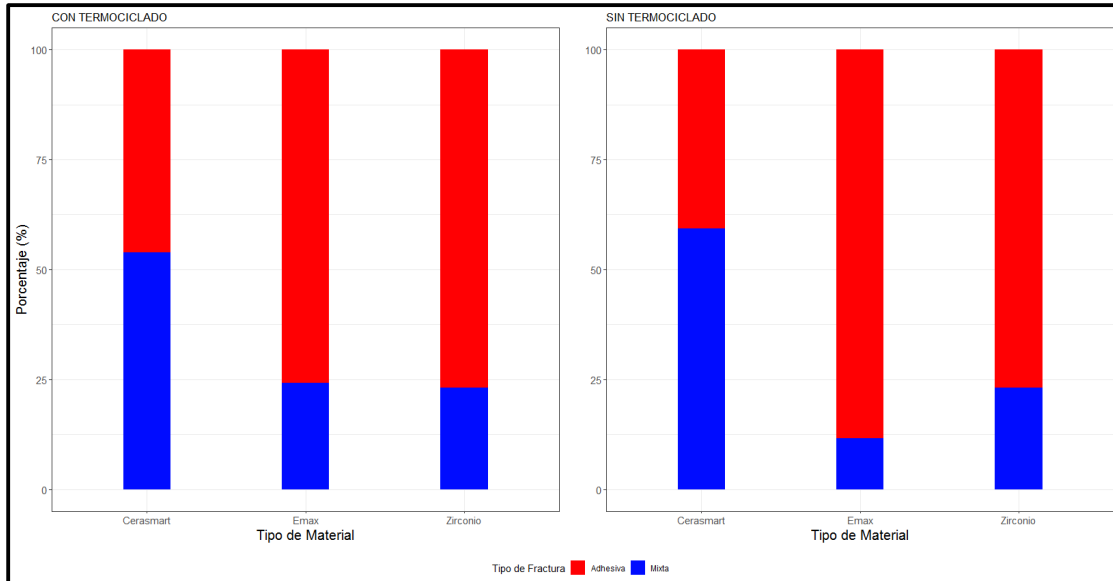


Figura 28. Gráficas de barras apiladas de los sustratos CAD CAM del estudio I, en el que se muestra el patrón de fractura tras el TRC antes y después del termociclado, sin tener en cuenta el tipo adhesivo.

Finalmente en la figura número 29, se realiza un análisis global del tipo de fractura, teniendo en cuenta las 3 variables estudiadas: sistema adhesivo, tipo de sustrato y envejecimiento artificial.

El envejecimiento artificial indujo algunos cambios en el patrón de distribución del tipo de fractura, en general aumentaron las fracturas de tipo adhesiva y disminuyeron las de tipo mixto o bien, se mantuvo bastante estable la distribución. Salvo con el sistema adhesivo de 3M, que tras el termociclado aumentó el patrón mixto de fractura con los 3 sustratos.

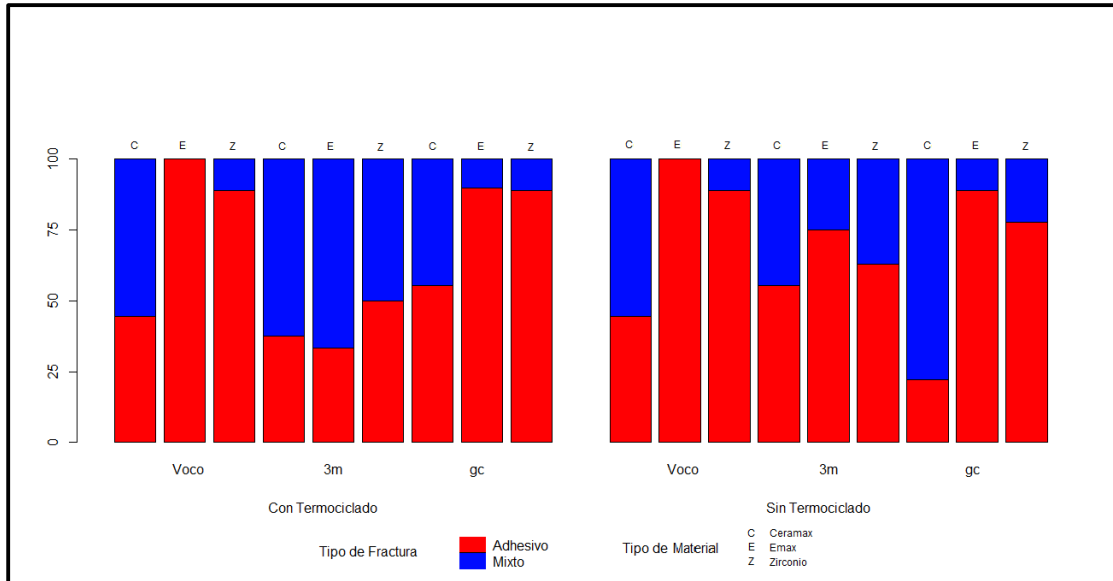


Figura 29. Gráficas de barras apiladas del estudio I en el que se muestra el patrón de fractura, antes y después del termociclado, teniendo en cuenta el tipo adhesivo y el sustrato.

Para completar el análisis del tipo de fractura del estudio y analizar cómo afectó el envejecimiento artificial al patrón de fracturas, se realizó un test Chi-cuadrado del ratio (cociente de proporciones) de las muestras con fractura adhesiva termocicladas versus las no termocicladas, con la finalidad de observar si había diferencias significativas en las proporciones antes y después de termociclar. En ningún caso el p-valor fue menor a 0,05, por lo que no hay diferencias estadísticamente significativas en el patrón de fractura antes y después de ser termocicladas a nivel global, ni si se distingue por el tipo de adhesivo o sustrato o, en combinación de ambas variables. Este análisis se recoge en la tabla 6 y 7.

		Con termociclado		Sin termociclado	
		Adhesivas	Mixtas	Adhesivas	Mixtas
Global		54(66.67%)	27(33.33%)	54(68.35%)	25(31.65%)
Adhesivo	Material				
VOCO		22(78.57%)	6(21.43%)	21(77.78%)	6(22.22%)
3M		10(40.00%)	15(60.00%)	16(64.00%)	9(36.00%)
GC		22(78.57%)	6(21.43%)	17(62.96%)	10(37.04%)
	Cerasmart	12(46.15%)	14(53.85%)	11(40.74%)	16(59.26%)
	Emax	22(75.86%)	7(24.14%)	23(88.46%)	3(11.54%)
	Zirconia	20(76.92%)	6(23.08%)	20(76.92%)	6(23.08%)
VOCO	Cerasmart	4(44.44%)	5(55.56%)	4(44.44%)	5(55.56%)
	Emax	10(100.0%)	0(0.0%)	9(100.0%)	0(0.0%)
	Zirconia	8(88.89%)	1(11.11%)	8(88.89%)	1(11.11%)
3M	Cerasmart	3(37.50%)	5(62.50%)	5(55.56%)	4(44.44%)
	Emax	3(33.33%)	6(66.67%)	6(75.0%)	2(25.0%)
	Zirconia	4(50.0%)	4(50.0%)	5(63.50%)	3(37.50%)
GC	Cerasmart	5(55.56%)	4(44.44%)	2(22.22%)	7(77.78%)
	Emax	9(90.0%)	1(10.0%)	8(88.89%)	1(11.11%)
	Zirconia	8(88.89%)	1(11.11%)	7(77.78%)	2(22.22%)

Tabla 6. Frecuencia acumulada y porcentajes de las fracturas obtenidas en el estudio I.

		Ratio	IC (95%)	p-valor
Global		0.975	(0.787 ; 1.209)	0,820
Adhesivo	Material			
VOCO		1.010	(0.764 ; 1.336)	0,943
3M		0.625	(0.356 ; 1.097)	0,089
GC		1.248	(0.881 ; 1.767)	0,203
	Cerasmart	1.133	(0.612 ; 2.097)	0,691
	Emax	0.858	(0.669 ; 1.099)	0.303
	Zirconia	1,000	(0.742 ; 1.347)	1,000
VOCO	CeraSmart	1,000	(0.356 ; 2.809)	1,000
	Emax	--	--	1,000
	Zirconia	1,000	(0.721 ; 1.386)	1,000
3M	Cerasmart	0.675	(0.232 ; 1.965)	0.637
	Emax	0.444	(0.162 ; 1.216)	0.153
	Zirconia	0.787	(0.333 ; 1.922)	1,000
GC	Cerasmart	2.500	(0.645 ; 9.690)	0.335
	Emax	1.013	(0.743 ; 1.380)	1,000
	Zirconia	1.143	(0.752 ; 1.737)	1,000

Tabla 7. Ratio de proporciones, IC y Test Chi-Cuadrado, de las fracturas adhesivas del grupo de estudio I antes y después de termociclar. *IC: intervalo de confianza.*

6.2.2 Resultados del análisis del tipo de fractura del grupo de estudio II: sustrato dental.

Según la clasificación del tipo de fractura, todas las muestras fueron clasificadas en 4 grupos: fracturas adhesivas, cohesivas en el cemento, cohesivas en el material o mixtas.

En la figura 30, se puede observar algunos ejemplos de muestras con los distintos tipos de fracturas obtenidas en esta parte del estudio.

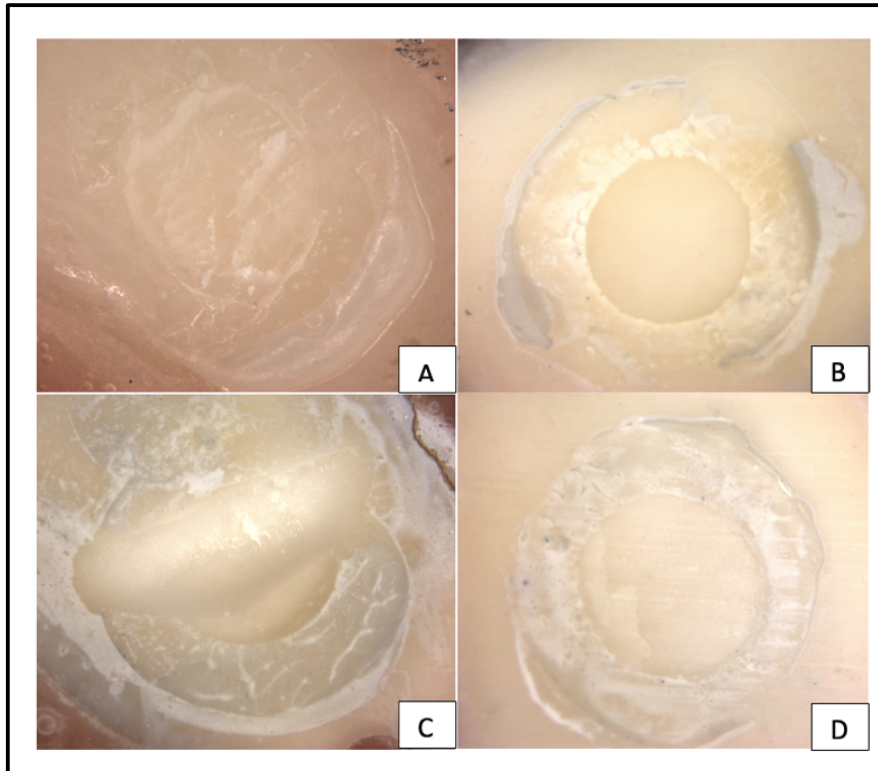


Figura 30. Imágenes del tipo de fractura de distintos grupos experimentales del estudio II obtenidas con estereomicroscopio con una magnificación de 2,5.

A). Fractura cohesiva en el cemento en esmalte. B). fractura adhesiva en esmalte. C). fractura cohesiva en sustrato en dentina grabada y lavada. D). Fractura mixta en dentina autograbada.

Tal y como se observa en la figura 31, en el análisis global sin tener en cuenta el tipo de sustrato ni el tipo de adhesivo, las fracturas de tipo cohesiva en el material, y cohesiva en el cemento, representaron un 0 y un 2,90% del total de las fracturas tras envejecer las muestras, sin embargo antes de ser sometidas a envejecimiento artificial éstas fueron de un 2,63 y un 6,58% respectivamente. En ambos casos este tipo de fracturas, representaron un porcentaje muy poco representativo, respecto al patrón de fractura adhesivo y mixto.

La mayoría de las fracturas podrían ser clasificadas siguiendo dos patrones de fractura: adhesiva o mixta. Antes de termociclar, hubo un 56,58% de tipo adhesiva y un 34,21% de tipo mixta; tras el envejecimiento las adhesivas aumentaron hasta un 76,81% y las mixtas descendieron a 20,29%. El porcentaje del patrón de fractura antes y después del termociclado varió de manera significativa, para las fracturas de tipo mixta y adhesiva.

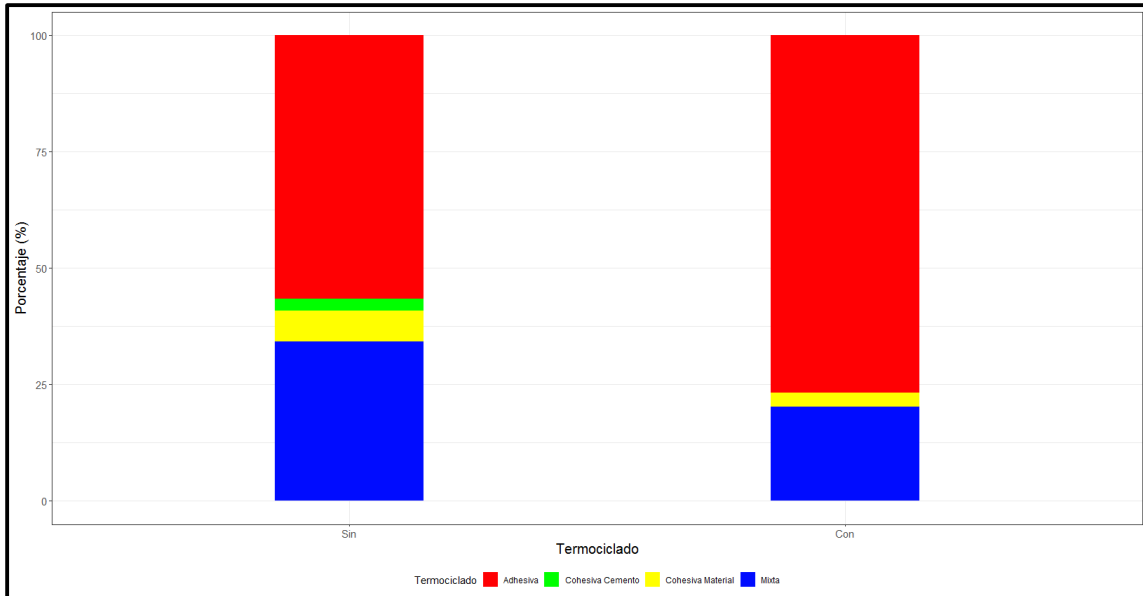


Figura 31. Gráficas de barras apiladas del estudio II. Muestra el patrón de fractura antes y después del termociclado.

La figura 32, muestra el análisis del patrón de fractura teniendo en cuenta la variable sistema adhesivo y envejecimiento artificial. Solo con los sistemas adhesivos de VOCO y 3M hubo un pequeño porcentaje de fracturas de tipo cohesivo en el material, tanto antes como tras el termociclado. Las fracturas de tipo cohesiva en el cemento representaron un pequeño porcentaje del total y solo se produjeron en los grupos 3M y GC antes de termociclar.

En el grupo de muestras no termocicladadas, hubo mayor porcentaje de fracturas de tipo adhesivas, salvo en el caso de VOCO, que hubo un 44% tipo adhesivas y un 48% tipo mixtas. Tras el termociclado, para los 3 tipos de adhesivos, aumentó notablemente el patrón de fracturas adhesivas, y disminuyó el de tipo mixtas.

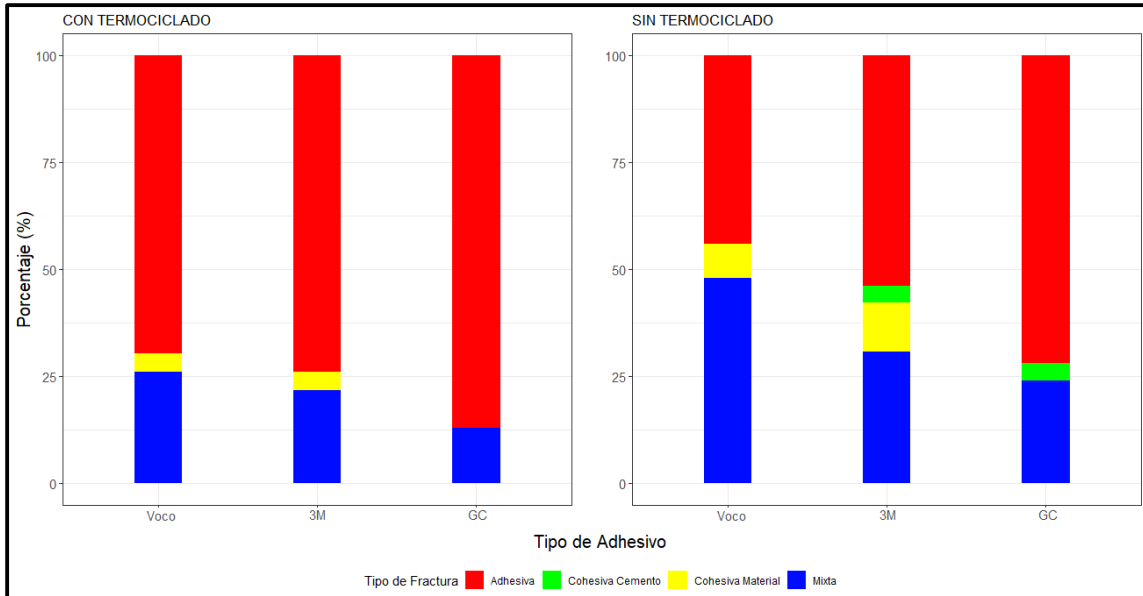


Figura 32. Gráficas de barras apiladas del estudio II. Patrón de fractura, antes y después del termociclado, según el sistema adhesivo.

El patrón de fractura de las muestras según el sustrato y el envejecimiento artificial, se muestran en el figura 33.

Cuando se analizan los resultados desde el punto de vista del sustrato, se observó que el esmalte tuvo un patrón de fracturas adhesivas del 57,1%, cohesivas en el cemento del 7,1% y mixtas del 35,7% antes de termociclar. Esta distribución de las fracturas varió tras el termociclado, aumentando las fracturas adhesivas hasta un 79,2%, disminuyendo las mixtas y desapareciendo el patrón de fractura de tipo cohesivo en el cemento. En ningún caso hubo fracturas cohesivas en esmalte.

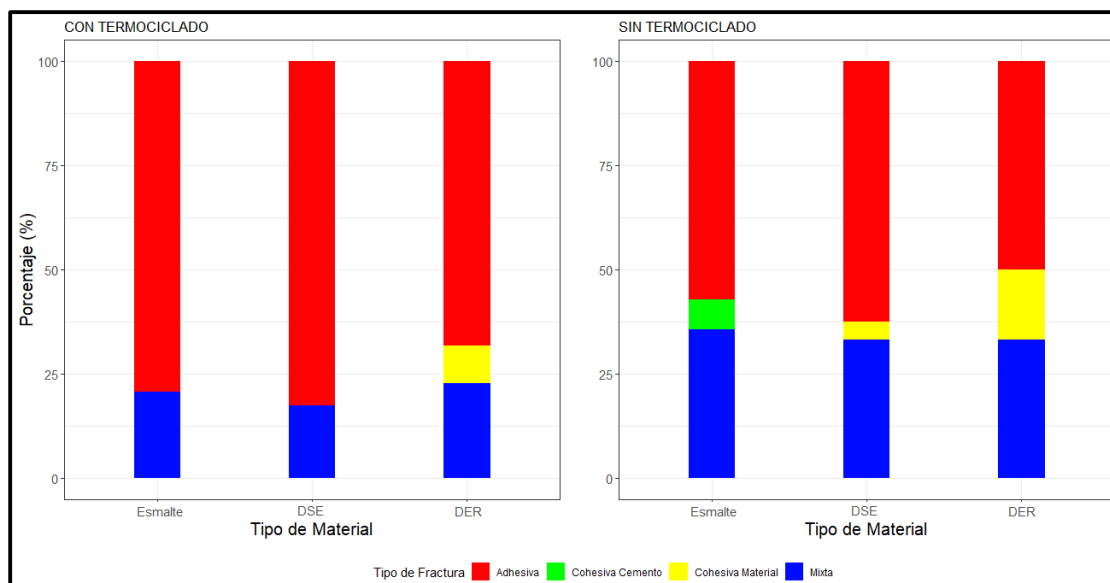


Figura 33. Gráficas de barras apiladas de los sustratos del estudio II, en el que se muestra el patrón de fractura tras el TRC antes y después del termociclado, sin tener en cuenta el tipo adhesivo. *DSE: Dentina Self Etch o dentina autograbada, DER: Dentina Etch and Rinse o dentina grabada y lavada.*

El sustrato dentina autograbada, fue el que más fracturas de tipo adhesivas tuvo antes del envejecimiento: un 62,5%, este tipo de fractura aumentó hasta un 82,6% tras el envejecimiento. Antes del termociclado hubo solo una muestra con fractura de tipo cohesiva en el material y, tras el termociclado todas las muestras fueron de tipo adhesivas o mixtas. En ningún caso para este sustrato hubo fracturas cohesivas en el cemento.

Se observó que en el sustrato dentina grabada y lavada, hubo un patrón de fracturas adhesivas del 50%, cohesivas en el cemento del un 16,7% y mixtas del 33,3% antes de termociclar. Esta distribución de las fracturas varió tras el termociclado, aumentando las fracturas adhesivas hasta un 68,2%, disminuyendo las mixtas a un 22,7% y las cohesivas en el cemento pasaron de 4 muestras a 2 tras el termociclado.

El análisis global del tipo de fractura, teniendo en cuenta las 3 variables de sistema adhesivo, sustrato dental y envejecimiento artificial, queda representado en la figura 34.

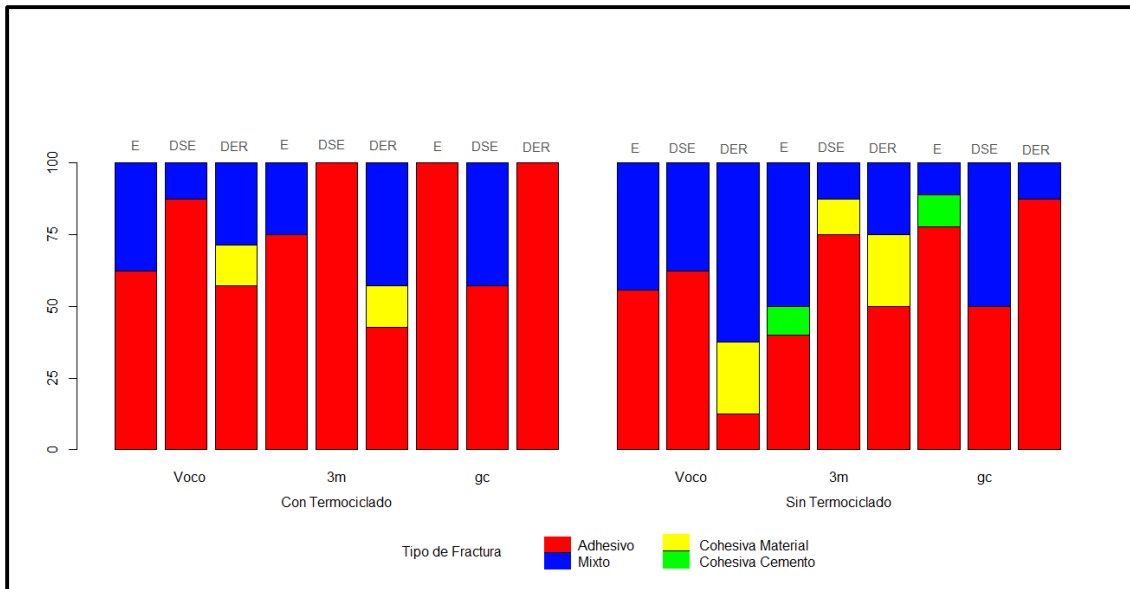


Figura 34. Gráficas de barras apiladas de los sustratos del estudio II, en las que se muestra el patrón de fractura tras el TRC antes y después del termociclado, sin tener en cuenta el tipo adhesivo. E: esmalte, DSE: *Dentina Self Etch* o *Dentina autograbado*, DER: *Dentina Etch and Rinse* o *dentina grabada y lavada*.

El envejecimiento artificial indujo algunos cambios en el patrón de distribución del tipo de fractura, en general aumentaron las fracturas de tipo adhesiva y disminuyeron las de tipo mixto o bien, se mantuvo bastante estable la distribución. Salvo con el sistema adhesivo de 3M con el sustrato dentina grabada y lavada, que tras el termociclado aumentó el patrón mixto de fractura de un 25% a un 42,9% tras el termociclado.

Para completar el análisis del tipo de fractura del estudio y poder analizar cómo afectó el envejecimiento artificial al patrón de fractura, se realizó un test Chi-cuadrado del ratio (cociente de proporciones) de las muestras con fractura adhesiva termocicladas versus las no termocicladas y de las muestras con fractura mixta termocicladas versus las no termocicladas, con la finalidad de observar si había diferencias significativas en las proporciones antes y después de termociclar. Al igual que en la parte del estudio 1, En ningún caso el p-valor fue menor a 0,05, por lo que no hay diferencias estadísticamente significativas en el patrón de fractura antes y después de ser termocicladas a nivel global, ni si se distingue por el tipo de adhesivo o sustrato o, en combinación de ambas variables. Este análisis se recoge en la tabla 8 y 9.

		Con termociclado				Sin termociclado			
		Adhesiva	Cohesiva en el cemento	Cohesiva en el material	Mixta	Adhesiva	Cohesiva en el cemento	Cohesiva en el material	Mixta
Global		53 (76.81 %)	0 (0 %)	2 (2.90 %)	14 (20.29 %)	43 (56.58 %)	2 (2.63 %)	5 (6.58 %)	26 (34.21 %)
Adhesivos	Sustrato								
VOCO		16 (69.6%)	0 (0.0%)	1 (4.3%)	6 (26.1%)	11 (44.0%)	0 (0.0%)	2 (8.0%)	12 (48.0%)
3M		17 (73.9%)	0 (0.0%)	1 (4.3%)	5 (21.7%)	14 (53.8%)	1 (3.8%)	3 (11.5%)	8 (30.8%)
GC		20 (87.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	3 (13.0%)	18 (72.0%)	1 (4.0%)	0 (0.0%)	6 (24.0%)
	Esmalte	19 (79.2%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	5 (20.8%)	16 (57.1%)	2 (7.1%)	0 (0.0%)	10 (35.7%)
	Dentina AG	19 (82.6%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	4 (17.4%)	15 (62.5%)	0 (0.0%)	1 (4.2%)	8 (33.3%)
	Dentina GL	15 (68.2%)	0 (0.0%)	2 (9.1%)	5 (22.7%)	12 (50.0%)	0 (0.0%)	4 (16.7%)	8 (33.3%)
VOCO	Esmalte	5 (62.5%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	3 (37.5%)	5 (55.6%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	4 (44.4%)
	Dentina AG	7 (87.5%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (12.5%)	5 (62.5%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	3 (37.5%)
	Dentina GL	4 (57.1%)	0 (0.0%)	1 (14.3%)	2 (28.6%)	1 (12.5%)	0 (0.0%)	2 (25.0%)	5 (62.5%)
3M	Esmalte	6 (75.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	2 (25.0%)	4 (40.0%)	1 (10%)	0 (0.0%)	5 (50.0%)
	Dentina AG	8 (100%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	6 (75.0%)	0 (0.0%)	1 (12.5%)	1 (12.5%)
	Dentina GL	3 (42.9%)	0 (0.0%)	1 (14.3%)	3 (42.9%)	4 (50.0%)	0 (0.0%)	2 (25.0%)	2 (25.0%)
GC	Esmalte	8 (100.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	7 (77.8%)	1 (11.1%)	0 (0.0%)	1 (11.1%)
	Dentina AG	4 (57.1%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	3 (42.9%)	4 (50.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	4 (50.0%)
	Dentina GL	8 (100.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	7 (87.5%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (12.5%)

Tabla 8. Frecuencia acumulada y porcentajes de las fracturas obtenidas en el estudio II.

		ADHESIVA			MIXTA		
		Ratio	IC (95%)	p-valor	Ratio	IC (95%)	p-valor
Adhesivos	Material						
VOCO		1.581	0.942 - 2.655	0.074	0.543	0.244 - 1.209	0.117
3M		1.377	0.892 - 2.112	0.146	0.707	0.269 - 1.857	0.475
GC			0.903 - 1.616	0.292	0.543	0.153 - 1.925	0.466
	Esmalte	1.385	0.947 - 2.027	0.091	0.583	0.231 - 1.471	0.238
	Dentina AG	1.321	0.920 - 1.899	0.123	0.522	0.182 - 1.498	0.210
	Dentina GL	1.363	0.834 - 2.229	0.211	0.682	0.262 - 1.773	0.425
VOCO	Esmalte	1.125	0.509 - 2.487	1.000	0.844	0.266 - 2.678	1.000
	Dentina AG	1.400	0.770 - 2.543	0.569	0.333	0.043 - 2.564	0.569
	Dentina GL	4.571	0.655 - 31.887	0.119	0.457	0.126 - 1.658	0.315
3M	Esmalte	1.875	0.795 - 4.422	0.188	0.5	0.130 - 1.930	0.367
	Dentina AG	1.333	0.894 - 1.989	0.467	0.333	0.015 - 7.140	0.477
	Dentina GL	0.857	0.285 - 2.577	1.000	1.714	0.392 - 7.484	0.608
GC	Esmalte	1.286	0.907 - 1.823	0.471	0.370	0.017 - 7.989	0.477
	Dentina AG	1.143	0.445 - 2.938	1.000	0.857	0.285 - 2.577	1.000
	Dentina GL	1.143	0.880 - 1.485	1.000	0.333	0.015 - 7.140	0.477

Tabla 9. Ratio de proporciones, IC y Test Chi-Cuadrado de las fracturas adhesivas y mixtas del grupo de estudio II, antes y después de termociclar. IC: Intervalo de confianza.

7 DISCUSIÓN

7.1 Justificación e introducción a la odontología conservadora

La amplia variedad de materiales para restauraciones indirectas y la gran diversidad de adhesivos dentales que existe en el mercado hoy en día, sumado al desarrollo reciente de los adhesivos universales, dificultan cada vez más la decisión del odontólogo a la hora de elegir el producto para cementar las restauraciones. Saber si realmente estos nuevos adhesivos universales, que prometen adhesión exitosa a largo plazo para todos los sustratos (tanto tejidos dentales como materiales de restauración de todo tipo) garantizan resultados fiables, es algo que todavía no queda del todo claro en la literatura y, mucho menos conocer cuál de ellos funciona mejor con casi todos los sustratos, ya que al fin y al cabo la tendencia de la odontología actual y de nuestra sociedad es hacia la simplificación y rapidez, por lo tanto, existe una propensión a buscar un adhesivo universal que, tal y como su nombre indica, sirva para todos los sustratos candidatos a cementación adhesiva.

Por este motivo el objetivo de este estudio fue analizar la fuerza de adhesión, el patrón de fractura y el efecto que ejerce sobre estos dos factores un termociclado de 5000 ciclos, al utilizar distintos sistemas de adhesivos universales en las dos interfases de una restauración de prótesis fija sobre dientes; por un lado en la interfase material restaurador - cemento y, por el otro, en la interfase sustrato dental-cemento. Por lo que en la presente investigación, se ha analizado si diferentes sistemas de adhesivos universales que han salido recientemente al mercado garantizan una buena adhesión en ambas interfases de una restauración indirecta tanto en el momento del cementado como tras un proceso de simulación de envejecimiento en boca.

El término *odontología mínimamente invasiva*, es un concepto que apareció en el mundo odontológico en las últimas décadas y que tiene como objetivo la preservación de la mayor cantidad de tejido dental sano posible; con este objetivo se pretende evitar remociones innecesarias de tejido sano que se

realizaban tradicionalmente bajo el propósito de mejorar la retención mecánica de los diferentes materiales de restauración dental (235, 236). Todo esto es posible gracias a la innovación en materiales, técnicas dentales y, al desarrollo de la odontología adhesiva como pilar de la odontología moderna (237). El avance en la era de la odontología adhesiva, ha evolucionado de la mano de la aparición del mundo digital, creándose una relación de mutualismo y permitiendo el éxito de las cada vez más usadas restauraciones adhesivas CAD CAM. Son muchas las ventajas que aporta la tecnología CAD CAM; estos nuevos materiales y por ende, las restauraciones que se fabrican con ellos, son más duraderos y satisfactorios a nivel estético; la fabricación en el laboratorio es más eficiente y rápida. Por otro lado la calidad, el acabado y el ajuste de las restauraciones CAD CAM supera a las obtenidas con las técnicas tradicionales (236, 238). Hoy en día, la tecnología CAD CAM puede ser aplicada para fabricar todo tipo de restauraciones dentales de prótesis adhesiva, incluyendo: inlays, onlays, coronas, carillas, aditamentos para implantes, prótesis parcial fija, pero también para rehabilitaciones orales completas.

El mundo odontológico de hoy en día demanda técnicas rápidas, estéticas, precisas, eficaces y a la vez sencillas que garanticen un adecuado comportamiento de los materiales en el tiempo, manteniendo siempre las mejores condiciones de salud posible (235, 237). Actualmente, una gran parte de la investigación en materiales odontológicos se enfoca en unificar protocolos adhesivos que permitan utilizar un mismo sistema adhesivo sin importar el tipo de sustrato orgánico o inorgánico al que se adhieran, optimizando el tiempo, simplificando protocolos y, logrando procedimientos menos técnicos sensibles e interfases adhesivas que sean más estables en el tiempo (239-246). Cada vez se usan más los adhesivos universales para realizar restauraciones tanto directas como indirectas. Sin embargo, los datos analizados al realizar la revisión de la literatura para esta investigación, apuntan que en cuanto a la fuerza de adhesión de los adhesivos universales a sustratos biológicos como esmalte / dentina y materiales de restauraciones CAD CAM (como los usados en este estudio: zirconio, cerámica híbrida y disilicato de litio), arrojaron una gran variabilidad de resultados. Las conclusiones a las que se ha llegado tras

esta revisión bibliográfica son las siguientes: 1) los adhesivos multimodales son especialmente sensibles a las técnicas de acondicionamiento o tratamientos de superficies de los sustratos a los que van a adherirse; 2) existe gran variabilidad en la fuerza de adhesión según el tipo de sustrato; 3) la composición de los AU es muy variable entre generaciones y marcas comerciales ya que puede variar notablemente su composición, especialmente los tipos de monómeros funcionales que contiene cada tipo de adhesivo. Por otro lado, el efecto enzimático, la hidrólisis que se produce en la interfase adhesiva y, el comportamiento biomecánico que sufren los AU por el hecho de estar en un medio oral húmedo y sometido a cargas, afecta a la pérdida de la fuerza de adhesión que se produce con el tiempo (59, 62, 123, 241-249).

Cuando una restauración, ya sea una corona, carilla, puente o incrustación es cementada sobre un diente, el método más recomendado por los fabricantes hoy en día es sin duda, la cementación adhesiva con cementos de resina. Tras la cementación de la restauración se obtienen dos interfases adhesivas: la interfase con el tejido dental y la interfase con el material restaurador. Cuando se realiza un estudio *in vitro* para analizar la fuerza de adhesión de un determinado sistema adhesivo con un sustrato, en el caso que se elija como método de evaluación un Test de Resistencia al Cizallamiento, sólo se podrá estudiar una de las dos interfases de adhesión. Por este motivo y debido a que el objetivo de este estudio era evaluar la fuerza de adhesión en ambas interfases de una restauración dental mediante un TRC, la parte experimental de esta investigación, se dividió en dos fases: la I donde se analizó la interfase con el sustrato material restaurador CAD CAM y, la fase II, en la que se estudió la interfase con los tejidos dentales.

7.2 Evaluación de la fuerza de adhesión y tamaño del área de adhesión

Los estudios *in vitro*, cuyo objetivo es medir la fuerza de adhesión de un sistema adhesivo, son realizados con la finalidad de ayudar al investigador a entender mejor y predecir el comportamiento de los distintos sistemas adhesivos al cementar restauraciones indirectas. Según las investigaciones

publicadas en la literatura, los ensayos más utilizados son el test de resistencia a la tracción y la prueba de resistencia al cizallamiento (226).

Cuando estos test son realizados e interpretados de manera correcta usando posteriormente un análisis de las fracturas obtenidas con microscopio, los grupos experimentales con diferencias significativas, pueden ser clasificados adecuadamente (6, 228-232).

En este estudio se analizó la fuerza de adhesión de tres sistemas de adhesivos universales con 6 tipos de sustratos, empleando para ello el test de resistencia al cizallamiento, debido a las ventajas que aporta esta prueba para testear áreas circulares pequeñas de adhesión y, por la simplicidad en la preparación de las muestras, ya que es mucho menos técnico sensible que el test de resistencia a la tensión el cual, es mucho más complejo de llevar a cabo, ya que para montar las muestras éstas se deben cortar y por ende, puede acumular más errores que den lugar a interpretaciones erróneas en el estudio (68, 227). Son muchos los estudios *in vitro* en los que se ha empleado la metodología del TRC, por lo que se considera un prueba válida en estudios de adhesión dental *in vitro* (14, 33, 250), aunque la prueba de resistencia a la tensión es también una metodología fiable y avalada por la literatura.

En el caso de esta investigación, se cementaron cilindros de cemento resinoso sobre distintos sustratos y posteriormente se procedió a fracturarlos con el TRC. En la parte 1 de este estudio el diámetro del cilindro cementado fue de 4 mm para los sustratos CAD CAM, mientras que en la parte 2 fue de 2 mm para los sustratos dentales. Esta diferencia en el diámetro del cilindro entre los sustratos de la parte 1 y los de la parte 2 de la presente investigación, fue debido a la alta complejidad para obtener áreas planas de 4mm en sustrato esmalte, sin ser confundidas con sustrato dentina.

7.3 Pretratamiento de superficie de los sustratos

En el presente estudio y antes de realizar el proceso de cementación, todas las superficies de los sustratos empleados fueron tratados previamente, a excepción del grupo de dentina autograbada, sobre la cual no se llevó a cabo

ningún tratamiento de superficie. El recubrimiento triboquímico de silicio con el sistema Cojet, fue usado para el pre-tratamiento de superficie de la zirconia, el grabado con ácido fluorhídrico se usó para el disilicato de litio y la cerámica híbrida, con un tiempo de aplicación de 20 y 60 segundo respectivamente. Los sustratos dentales esmalte y dentina grabada y lavada, fueron tratados con ácido ortofosfórico al 37% durante 30 y 15 segundos respectivamente. Todos los tratamientos de superficie aplicados en este estudio están ampliamente avalados en la literatura y, a su vez, son los que recomiendan los fabricantes de los materiales empleados.

Son muchos los estudios en la literatura que demuestran que uno de los tratamientos de elección para aumentar la fuerza de adhesión a la zirconia es el recubrimiento triboquímico con silicio. Este tratamiento de superficie ha demostrado obtener valores mayores de fuerza de adhesión para la *zirconia* que el arenado con óxido de aluminio, ya que con el pretratamiento con recubrimiento triboquímico de silicio se logra una superficie extensa con microretenciones sobre la cual quedan depositadas partículas de sílice que pueden ser silanizadas posteriormente, obteniendo de esta manera una adhesión con la superficie de la zirconia no solo micromecánica, sino también química, gracias a los enlaces covalentes que se produce con la silanización posterior (250, 251).

El ácido fluorhídrico como tratamiento de superficie para materiales con base vítrea ha sido ampliamente estudiado. La mayoría de los estudios describen que es necesaria su utilización para aumentar la fuerza de adhesión mediante la creación de microporosidades que aumentan el área de adhesión. Este pretratamiento de superficie está indicado sobre todo en restauraciones CAD CAM de base vítrea como el disilicato de litio, cerámicas reforzadas con leucita y las cerámicas feldespáticas (41, 59, 62, 78, 79, 91, 123, 239-249, 252, 253). Un estudio realizado por Kilinc et al. (79), estudió diferentes materiales CAD CAM (cerámica feldespática y disilicato de litio) con diferentes técnicas de tratamiento de superficie, concluyendo que el grabado con ácido fluorhídrico era el más eficaz para conseguir una fuerza de adhesión duraderas en ambos

materiales. La irradiación con láser podría considerarse como un método de tratamiento superficial alternativo, aunque los valores obtenidos fueron menores que con el grabado.

Respecto al *disilicato de litio*, ha sido ampliamente demostrado que tratar la superficie de esta cerámica vítrea con ácido fluorhídrico es el pretratamiento de elección para este sustrato, ya que mejora la eficacia de la fuerza de adhesión a través de la disolución de la fase vítrea, creando rugosidades en la superficie al exponer los cristales, aumentando de esta manera la retención micromecánica (14, 33, 78, 120, 254). Kalavacharla et al. (78) reportaron que la adhesión óptima al disilicato de litio, se obtiene con un grabado de HF al 5% durante 20 segundos, previa a la aplicación de silano.

La *cerámica híbrida* usada en este estudio, Cerasmart 270 de GC, contiene bario, nanopartículas de cerámica vítrea y sílice en un 71% y, una red de resina en un 29%. Según el fabricante, esta cerámica híbrida puede ser grabada con ácido fluorhídrico, al igual que las cerámicas vítreas, o bien, arenada con partículas de óxido de aluminio como los composites. Se decidió grabar la superficie con ácido en lugar de realizar el arenado, ya que el porcentaje de matriz cerámica es dominante en su composición química con un 71%, y diferentes estudios han demostrado que el grabado con ácido fluorhídrico podría resultar en una fuerza de adhesión superior a otros tratamientos de superficie (91). Autores como Campos et al. (103), reportaron que en términos de fuerza de adhesión, el grabado con ácido fluorhídrico era más exitoso que el arenado y, Rohr et al. (255) demostraron que los valores más altos de fuerza de adhesión a cerámicas híbridas se obtenía tras un grabado químico de entre 30 y 60 segundos.

Tanto para el disilicato de litio como para la cerámica híbrida empleados en este estudio, los tratamientos de superficie con HF al 5%, están correlacionados con resultados óptimos en previas investigaciones (14, 33, 78, 120, 254); gracias al cual se forman microporosidades en la superficie que

permiten la óptima filtración de monómeros de silano, adhesivos y cementos resinosos en la superficie del material.

En referencia a los sustratos de *esmalte y dentina*, existe una considerable heterogeneidad en la literatura respecto a si el grabado con ácido ortofosfórico previo a la aplicación de los Adhesivos Universales (AU) mejora la fuerza de adhesión al esmalte pero no a la dentina. Además, la modalidad de grabado ácido total (sistema grabado y lavado) pueda ser responsable de la sensibilidad postoperatoria al ser aplicado en dentina. En un estudio realizado por Fasbinder et al. (256), compararon dos técnicas adhesivas: autograbado y grabado total para valorar la sensibilidad postoperatoria en dentina, y los resultados concluyeron que no hubo diferencias en la sensibilidad postoperatoria entre ambas técnicas cuando se aplican correctamente y, que con ambas modalidades hubo una retención de la restauración exitosa. Aunque la técnica de autograbado se considera comúnmente una alternativa al uso del grabado total para disminuir el riesgo de sensibilidad postoperatoria, en este estudio de Fasbinder et al. (256) no se observaron diferencias. Sin embargo, en el estudio de Nejatidanesh et al. (257), se reportaron casos de sensibilidad postoperatoria, concluyendo que cierta sensibilidad postoperatoria es posiblemente más frecuente con el sistema grabado total al ser aplicado sobre dentina. Aunque también se informa que este resultado podría haber sido influido por problemas oclusales como trauma o interferencia oclusal (257) o bien, según la cercanía de dicha dentina con la pulpa.

Con respecto a la fuerza de adhesión, los resultados pueden diferir según el tipo de sustrato orgánico y el modo de grabado utilizado. En un estudio realizado por Bravo et al. (258), se midió la resistencia al cizallamiento de los AU empleados en dentina comparando tres modalidades de grabado ácido: grabado total, autograbado y universal, determinándose que el adhesivo de grabado total presentó mejores resultados inmediatos, pero que sin embargo después del termociclado, fue el AU el que presentó mejores resultados (258). Masao et al. (259), reportaron la existencia de una mejoría significativa de los niveles de adhesión con un aumento de la resistencia a la microtensión al esmalte, en los casos donde se utilizaron AU aplicados con una estrategia de

grabado total previa, es decir, realizando un grabado selectivo del esmalte (259). Resultados similares se reportaron en un estudio de Tsujimoto et al. (62), donde compararon los adhesivos Scotchbond Universal y G-Premio Bond en sustratos de esmalte y dentina bovina con o sin grabado de ácido ortofosfórico. Se determinó la fuerza de adhesión midiendo la resistencia al cizallamiento tras envejecer las muestras con 24 horas de almacenamiento en agua o con 10.000 ciclos térmicos. Se concluyó que los AU obtenían mejores resultados al ser utilizados tras un pregrabado ácido y, que las fuerzas de adhesión fueron significativamente mayores para este grupo. Los resultados revelaron que el tipo de sustrato, la técnica adhesiva y el adhesivo utilizado tenían una influencia significativa en la fuerza de adhesión (62).

Todos estos resultados están en concordancia con la presente investigación ya que los mayores valores de fuerza de adhesión se obtuvieron con el sustrato esmalte y dentina grabada y lavada. En ambos grupos se aplicaron los AU en modalidad de grabado total, mientras que en el grupo de dentina autograbada, no se realizó ningún pretratamiento previo y, se obtuvieron valores más bajos de adhesión con una notable diferencia.

Por lo tanto, según la literatura y, a la luz de los resultados de este estudio, el tipo de sustrato y el tipo de adhesivo, la modalidad en que se aplica el adhesivo y el tratamiento de superficie previo, influye en la fuerza de adhesión resultante (62, 240).

7.4 Adhesión a sustrato dental

Estructura y naturaleza del esmalte y la dentina

Hoy en día sigue siendo complicado fabricar un adhesivo que se adhiera igual de bien a esmalte que a dentina, debido que estos dos sustratos dentales tienen una diferencia significativa en su naturaleza. A pesar de la fiabilidad de la adhesión al esmalte, la adhesión a la dentina sigue siendo considerada más difícil y menos predecible. La fase mineral del esmalte dental y de la dentina consiste principalmente en fosfato de calcio en forma de cristales de

hidroxiapatita. El esmalte y la dentina se organizan como dos estructuras arquitectónicas diferentes en las que los cristales de hidroxiapatita están contenidos dentro de una matriz proteica (259). Pero el principal obstáculo es la naturaleza heterogénea de la dentina, es que la hidroxiapatita se encuentra depositada en una red de fibras de colágeno. Además, la dentina está íntimamente conectada con el tejido pulpar por medio de numerosos túbulos llenos de líquido, que atraviesan la dentina desde la pulpa hasta la unión dentina-esmalte. Este líquido, concede a la dentina su naturaleza hidrofílica y, representa sin duda, uno de los principales retos para la interacción con los adhesivos modernos (12).

Sustrato dental de origen bovino en estudios in vitro

Son muchos los estudios de adhesión dental *in vitro* en los que para estudiar las fuerzas de adhesión de los adhesivos suelen usar sustrato dental de origen animal. Aunque los dientes humanos son sin duda, los sustratos ideales para realizar un estudio *in vitro*, es difícil obtener un número suficiente de dientes en buen estado para crear muestras homogéneas y, además las cuestiones éticas restringen cada vez más su uso. Por todo ello, se han propuesto como alternativas sustratos dentales derivados de otras especies, entre ellos los más usados en las investigaciones son los dientes bovinos, aunque no hay consenso sobre si su composición y estructura son completamente idénticas a las de los dientes humanos, pero son muchas las publicaciones en la literatura en las que son empleados debido a la gran similitud en la composición y estructura entre el diente bovino y el humano. Por otro lado, presentan un mayor tamaño y esto facilita su manipulación en laboratorio (259). Es evidente que el hecho de realizar esta investigación sobre muestras bovinas, podría conllevar que los resultados obtenidos varíen ligeramente a nivel clínico, respecto a los humanos. Aun así, en la literatura de estudios *in vitro* en los que se ha empleado dientes bovinos para analizar la resistencia a la adhesión, los resultados obtenidos son comparables a los de los dientes humanos tanto con el sustrato esmalte como el de dentina (260).

Modalidad de aplicación de los adhesivos: grabado versus autograbado

En este estudio se decidió grabar y lavar todas las muestras de esmalte ya que se ha demostrado en numerosas publicaciones en la literatura que, hasta la fecha, la adhesión al esmalte mediante pregrabado con ácido ortofosfórico sigue siendo la mejor estrategia para mejorar la fuerza de unión de los adhesivos universales con este sustrato. El grabado con ácido ortofosfórico crea macro y microporosidades en la superficie del esmalte. Éstas son el resultado de la disolución de la hidroxiapatita por acción del ácido (12, 40-41). Este proceso produce un aumento en la superficie del sustrato, permitiendo que los monómeros de resina se infiltren en el esmalte en un área más extensa y por ende, se logra una mayor fuerza de adhesión. Por otro lado, los adhesivos de autograbado contienen monómeros acídicos que simultáneamente acondicionan e impriman los sustratos dentales. Sin embargo, los adhesivos autograbantes, no son capaces de grabar el esmalte a la misma profundidad que el pregrabado con ácido fosfórico, lo que resulta en una menor fuerza de unión (40-41). Aun así, cabe decir que en cuanto a la adhesión a esmalte, se han registrado resultados en algunas publicaciones en las que algunos adhesivos de autograbado se adhirieron razonablemente bien al esmalte. También se reportó que, la preparación de las superficies de esmalte con márgenes biselados es útil para mejorar la eficacia de la adhesión de los adhesivos de autograbado (4).

En un intento por proporcionar adhesivos más rápidos y, por tanto, más fáciles de usar, los fabricantes han introducido adhesivos de autograbado de un solo paso que, graban, impriman y adhieren el sustrato dental simultáneamente. Para ello, estos adhesivos se han tenido que fabricar en una composición más ácida e hidrófila que sus homólogos de dos pasos (12).

En el sistema convencional de grabado total, el pretratamiento ácido elimina la capa de barrillo dentinario que cubre la dentina, exponiendo así los túbulos dentinarios para que penetre bien el adhesivo. Al aplicar el agente adhesivo, éste se extiende sobre la capa dentinaria y penetra en los túbulos dentinarios, formando así la capa híbrida (58). La capa híbrida consiste en fibrillas de

colágeno envueltas por resina. Se ha demostrado que la capa híbrida es responsable de la resistencia a la unión adhesivo-dentina. Con el fin de generar una elevada fuerza de adhesión, el adhesivo debe penetrar uniformemente a través del sistema de fibras de colágeno y ser polimerizado de manera efectiva (261). En el sistema de autograbado de un paso, el ácido grabador ya está incorporado en la misma botella para eliminar el barrillo dentinario. Sin embargo con esta modalidad, la eliminación de la capa de barrillo dentinario es inadecuada y mucho menor en comparación con el sistema de grabado total debido a que el menor pH del adhesivo de autograbado conduce a la formación de subproductos en la dentina, lo que limita el nivel de desmineralización y la penetración del adhesivo en la capa superficial de la dentina (58). Por este motivo, se puede deducir que, en realidad, ninguno de los adhesivos actuales "todo en uno" puede competir con los sistemas de varios pasos en términos de eficacia y durabilidad de la adhesión a esmalte y dentina, ya que no desmineralizan a la misma profundidad que el pregrabado con ácido ortofosfórico ni en el caso de la dentina se elimina la capa de barrillo dentinario, por lo que es de esperar que cuando se aplica un Adhesivo Universal (AU) sin un pregrabado con ácido ortofosfórico previo los valores de fuerza de adhesión sean menores que cuando el AU es aplicado en modalidad autograbado (12).

Tras analizar los resultados de este estudio se observó que en general los resultados más altos en la fuerza de adhesión a dentina, independientemente del adhesivo y de si las muestras estaban termocicladas o no, fueron las muestras que habían sido previamente grabadas con ácido ortofosfórico al 37%, es decir los grupos de dentina grabada y lavada, siendo los resultados obtenidos con VOCO, 3M y GC de 15,66, 10,63 y 11,18 MPa respectivamente, mientras que estos valores fueron notablemente menores en dentina autograbada: 6,89, 5,16 y 4,07 MPa respectivamente. Valores que se encuentran en concordancia con los resultados hallados en estudios previos (8, 22, 40, 41, 262) y se ha reportado en varias publicaciones analizadas en el meta-análisis publicado por Cuevas et al. de 2019, que la fuerza de adhesión a la dentina de los adhesivos autograbantes ultrasuaves, mejoraba cuando se

usaba un tratamiento previo de pregrabado con ácido ortofosfórico. Esta mejoría ocurrió tanto en la fuerza de adhesión inmediata como en los análisis a largo plazo (41).

Influencia del pH del adhesivo en la fuerza de adhesión

Por otro lado, un factor que se debe tener en cuenta es el pH de los adhesivos. Se ha demostrado en varios estudios la influencia del pH de los adhesivos universales en la adhesión que se produce tanto de manera inmediata como la que se produce a largo plazo (40,41). Los adhesivos universales pueden clasificarse según su pH en: ultrasuaves con un $\text{pH} \geq 2.5$, suaves con un $\text{pH} \approx 2$ y, semifuertes con un $\text{pH} \approx 1.5$.

Cuevas et al. (65) analizaron en la revisión sistemática y metaanálisis de 2019 la eficacia de los adhesivos universales al ser usados sobre sustratos dentales y estudió la influencia sobre la fuerza de adhesión obtenida tanto inmediata como a largo plazo según la modalidad en que se aplican los AU (autograbante o grabado y lavado).

En este metaanálisis se clasificó los AU según su pH y según la modalidad de aplicación, ya que se había demostrado en estudios anteriores la influencia de este factor en la fuerza de adhesión a sustratos dentales, especialmente en dentina. Los resultados que se obtuvieron fueron los siguientes: la fuerza de adhesión de los AU para el sustrato dental esmalte mejoraba con la modalidad de grabado y lavado. En cambio para sustrato dentina, este efecto fue observado en AU con un pH ultrasuave e intermedio-fuerte. Independientemente de la modalidad de aplicación de los AU de pH intermedio-fuerte, mostraron un claro descenso en la fuerza de adhesión tras el envejecimiento artificial; este efecto también se observó en los adhesivos con pH ultrasuave en la modalidad grabado y lavado. Los AU con pH suave, mostraron estabilidad en la fuerza de adhesión tanto en modalidad de grabado y lavado como en modalidad autograbado.

Por otro lado la evidencia de los estudios *in vitro* también sugiere que la fuerza de adhesión de los AU a sustrato dentina es dependiente del pH de los AU. La eficacia de adhesión de los AU con pH suave, puede mejorar al aplicarse la modalidad de grabado selectivo del esmalte. Los AU con pH suave, al ser

usados en dentina, parece que proveen mejor estabilidad tanto en modalidad grabado y lavado como en autograbado. Tras el envejecimiento artificial, se produce una reducción significativa de la fuerza de adhesión con los adhesivos de pH intermedio-fuerte, independientemente del tipo de sustrato o de la modalidad de aplicación de los AU.

En el presente estudio se han usado 3 adhesivos universales con pH distintos: el AU con pH intermedio-fuerte G-Premio Bond de GC, cuyo pH es de 1.5; el AU Futurabond U de VOCO, con un pH suave de 2.3 y por último, el AU de 3M Scotchbond Universal Plus, un adhesivo ultrasuave con un pH 2,7. En el presente estudio, además de usar sistemas adhesivos con pH distintos, en el caso del sustrato dentina, éstos fueron aplicados en ambas modalidades: grabado y lavado y, estrategia de autograbado, con el objetivo de evaluar la influencia del pH y la influencia de un grabado previo en la fuerza de adhesión, ya que, tal y como se ha mencionado con anterioridad, existe evidencia en la literatura que la fuerza de adhesión de los AU a sustrato dentina es dependiente del pH del AU.

En la parte II del presente estudio, se ha podido observar que el adhesivo que en global ha obtenido los resultados más bajos a nivel de fuerza de adhesión con los sustratos dentales, esmalte y dentina, es el G-Premio Bond (cuyo pH es de 1.5) en comparación con 3M (pH 2,7) y VOCO (pH 2.3). Por el contrario, podemos observar que el adhesivo menos ácido, el de 3M ha sido el que mejor resultados ha obtenido en general. En cuanto a la influencia del envejecimiento artificial, en todos los sustratos y con todos los AU, hubo un descenso en la fuerza de adhesión tras el termociclado. Este descenso fue estadísticamente significativo con el AU de 3M, cuyo pH es ultrasuave.

En concordancia con los resultados obtenidos en esta investigación y con el metaanálisis de Cuevas et al de 2019 (65), con la modalidad de grabado y lavado aplicado en dentina, se obtuvieron valores más altos en la fuerza de adhesión, con los adhesivos suaves y ultrasuaves y, lo mismo ocurrió tras el termociclado. Con el adhesivo ultrasuave de 3M en modalidad grabado y lavado se obtuvieron 15,04Mpa y 8,12 tras el termociclado versus los 8,28 y 4,40Mpa respectivamente obtenidos en la modalidad autograbado y esa misma

tendencia se mantuvo con el AU VOCO, cuyo pH es suave. En los AU suaves, el análisis de la fuerza de adhesión reveló que ambas estrategias de aplicación mantenían una fuerza de adhesión bastante estable tras el envejecimiento artificial.

En cuanto al AU de pH intermedio-fuerte de GC, la modalidad de grabado y lavado en dentina favoreció la fuerza de adhesión tanto en la adhesión inmediata como tras el envejecimiento artificial, cuyos resultados fueron con el AU de GC para dentina grabada y lavada de 7,88 y 6,42MPa tras el termociclado y con la modalidad grabado y lavado fueron de 16,90 y 11,20Mpa respectivamente. Todos estos resultados están en concordancia con investigaciones anteriores (40, 41, 59, 262-263).

En la parte I de este estudio con los sustratos CAD CAM, en general con el sistema adhesivo de GC se han obtenido los valores más altos de fuerza de adhesión. Este resultado podría ser explicado por el hecho de que el adhesivo de GC no contiene HEMA, lo que lo convierte en un adhesivo mucho más hidrofóbico que el de VOCO y 3M, la cual cosa afecta de manera positiva a la adhesión con materiales de restauración indirecta.

Esta variabilidad en los resultados del adhesivo de GC al comparar su comportamiento entre sustratos dentales y sustratos CAD CAM, pueden estar explicados por la influencia que ejerce no solo la composición de los diferentes adhesivos y su pH, sino también por la clara influencia que tiene el hecho de comparar la adhesión a sustratos de naturaleza distinta.

Entre VOCO y 3M no hubo diferencias estadísticamente significativas en el TRC al ser usados sobre los 3 materiales CAD CAM. Esto podría ser explicado por el hecho de que los dos adhesivos podrían considerarse adhesivos de pH suave y ultrasuave. VOCO tiene un pH de 2.3 (suave pH \approx 2 (40,41)), y 3M tiene un pH de 2.7 (pH ultrasuave \geq 2.5 (40-41)). Por el contrario el adhesivo de GC, que obtuvo mayores valores en el TRC comparado con estos dos adhesivos, tiene un pH de 1.5, lo que lo convierte en un adhesivo intermedio fuerte (pH intermedio fuerte \approx 1.5 (40)).

A pesar que las diferencias entre 3M y VOCO no fueran estadísticamente significativas, 3M mostró valores mayores de fuerza de adhesión. Este hecho podría explicarse debido a que el adhesivo de 3M contiene un copolímero único: el copolímero de Vitrebond, que no fue hallado en la composición de VOCO. Este monómero patentado por 3M, no se describe explícitamente por el fabricante y su papel exacto es pobremente definido. 3M ESPE patentó esta molécula, que se puede encontrar en las marcas de sus cementos de ionómero de vidrio. Estudios han demostrado que para estos cementos, el copolímero Vitrebond, mejora la adhesión a la hidroxiapatita y al calcio a través de los grupos hidroxilo OH, para la adhesión a dentina (264). Podemos entonces imaginar que podría haber una interacción entre el copolímero Vitrebond y las cerámicas, en particular a nivel de los grupos hidroxilo.

Se requieren estudios futuros para analizar y evaluar más a fondo la reactividad de esta molécula. Existe una falta de datos científicos objetivos en relación al el copolímero Vitrebond ya que solo ha sido estudiado por su interacción con la hidroxiapatita.

7.5 Influencia de la composición de los distintos adhesivos universales

La nueva generación de adhesivos universales combina el primer y la resina adhesiva en la misma botella, permitiendo procedimientos de adhesión mucho más simples y rápidos con una sensibilidad técnica relativamente baja (4). La palabra “universal” hace referencia a las opciones de aplicación, que incluye la capacidad de ser usado en modo grabado y lavado o bien en modalidad autograbado, además de tener la capacidad de adherirse diversos sustratos además de a los dentales como por ejemplo a las cerámicas vítreas, a través del silano, y a las cerámicas policristalinas como la zirconia a través del monómero funcional 10-MDP (4).

Se ha demostrado ampliamente en la literatura que la aplicación de silano es muy efectiva a la hora de promover la adhesión y, podría ser esencial en la durabilidad de la unión a largo plazo, particularmente en las cerámicas vítreas (14, 33, 68). El silano tiene un grupo funcional que se une al grupo hidroxil de la

cerámica vítrea a través de enlaces covalentes y forman una red de enlaces siloxano. El monómero libre del final de las moléculas de silano que queda sobre la superficie pretratada, reacciona posteriormente con los grupos metacrilato del agente adhesivo facilitando de esta manera la adhesión con la cerámica (14, 33). Como resultado, la aplicación de silano sobre algunos sustratos, genera una capa que interactúa con el monómero de la resina, facilitando una adhesión larga y duradera en las cerámicas vítreas (73). Aunque está estudiado y demostrado que el silano tiene un impacto significativo en la fuerza de adhesión con las cerámicas vítreas, también se ha demostrado que mejora la fuerza de adhesión tanto en la zirconia (160, 265) como en las cerámicas híbridas (103). Por este motivo en esta investigación fueron silanizados los 3 materiales CAD CAM utilizados.

El Adhesivo Universal (AU) Scotchbond Universal Plus de 3M, contiene en su composición silano. Según el fabricante puede adherirse a cerámicas vítreas sin la necesidad del paso previo de aplicación del silano y, tal y como recomienda el fabricante, se aplicó de este modo a los tres materiales CAD CAM. Este tipo de AU ofrece un enfoque moderno y simplificado para la adhesión entre los cementos resinosos y las cerámicas. Sin embargo, los hallazgos obtenidos en este estudio, muestran que GC, AU que no contiene silano y que, por tanto necesita el paso previo de la silanización para adherirse a cerámicas vítreas, obtuvo una mayor fuerza de adhesión en el TRC que el sistema 3M al adherirse a los 3 materiales CAD CAM tras el proceso de envejecimiento. En consecuencia, se cree que el paso previo de la silanización cuando se usa un AU puede ser beneficioso para mejorar la adhesión entre la cerámica y la resina. Estos hallazgos están en concordancia con los resultados obtenidos en varios estudios previos publicados en la literatura (68, 71, 80, 91, 123, 157). En éstos se comparó la fuerza de adhesión obtenida con varios materiales CAD CAM al usar AU que contenían silano en su composición y, por lo tanto, no fue necesario realizar el paso previo de silanización, versus adhesivos que no contenían silano, en los que sí se realizó el paso de silanización previa. Entre estos estudios, Sattabanasuk et al. (157), reportaron

que la superficie de las cerámicas vítreas eran más hidrofóbicas tras la aplicación de silano como paso previo separado, comparado con la aplicación de AU que contienen silano, la cual cosa indujo una adhesión más duradera en el tiempo. Passia et al. (123) compararon la fuerza de adhesión de 3 sistemas de adhesivos universales adheridos a zirconia, demostrando que con los AU que contenían silano no se obtuvieron mejores valores de adhesión al compararlos con aquellos en los que se realizó el paso previo de silanización. Awad et al. (120) demostraron que a pesar del uso de AU que contienen silano, éstos no pueden ser recomendados como sustitutos de la silanización previa en las cerámicas híbridas.

Por lo tanto, la fuerza de adhesión aumenta significativamente cuando el silano es aplicado en un paso previo al adhesivo, ya que parece ser que agregar silano a la composición del mismo es ineficiente a la hora de mejorar la adhesión entre la cerámica y la resina. Este resultado se puede explicar por el hecho de que se podría producir una interacción entre los distintos monómeros del AU cuando éste contiene silano que podría afectar a la capacidad de acoplamiento entre el silano y el sílice. Por ejemplo, hay estudios que revelan que el bis-GMA podría inhibir la acción del silano al interferir en la reacción de condensación con el grupo hidroxil de las cerámicas de vidrio (68, 71, 91, 146, 157).

A pesar que el adhesivo de 3M no contiene bis-GMA, los resultados de este estudio confirman los ya aportados en previas investigaciones: es importante realizar la silanización como un paso previo cuando se cementan restauraciones de cerámica vítrea. Otros estudios revelan que la baja estabilidad del silano que se encuentra en la solución acuosa ácida de los adhesivos universales, podría explicar la baja eficacia de los AU cuando son usados también como primers. Los grupos silano (-Si-CH₃) se hidrolizan en grupos silanol (-Si-OH) con la presencia de agua, éstos son capaces de adherirse químicamente a la fase vítrea de la cerámica. Los grupos silanol podrían experimentar una deshidroxilación y condensación tras la hidrólisis para formar los oligómeros siloxano (-O-Si-O) y, éstos no pueden adherirse a la cerámica (14, 33, 80, 265).

La patente de 3M ESPE's US 4673354A (266) explica que el silanol puede ser estable en ciertas concentraciones de agua/alcohol a un pH entorno a 4,6. El pH del sistema adhesivo de 3M, es de 2,7. Como resultado de este bajo pH, podría ocurrir la hidrólisis (80). Por lo tanto, como resultado de la reacción de autocondensación de los grupos silanol, los monómeros de silano en condiciones de pH bajo (en parte por la acidez que aporta el MDP), podría ser inestable.

Por otro lado, se ha analizado la composición de estos 3 sistemas adhesivos y todos ellos contienen el monómero funcional 10-MDP para aumentar la fuerza de adhesión especialmente a restauraciones indirectas.

Las propiedades anfifílicas de esta molécula que tiene una terminación hidrofílica (compuesta por un grupo fosfato), y una parte hidrofóbica (compuesta por un éster de metacrilato). La cadena larga alifática aporta a su vez, el carácter hidrofóbico de esta molécula en una de sus partes. El grupo dihidrógeno fosfato del monómero 10-MDP forma un enlace iónico fuerte con el calcio de la hidroxiapatita del esmalte y la dentina, produciendo sales de calcio con baja solubilidad. La terminación fosfato hidrofílica del 10-MDP también reacciona químicamente con los óxidos de la superficie interna de las cerámicas policristalinas, como la zirconia o el metal; la terminación hidrofóbica del metacrilato copolimeriza los monómeros de resina del cemento. Por otro lado, la reacción entre el silano y el 10-MDP, mejora el mecanismo de adhesión en las restauraciones indirectas de cerámicas de vidrio, como la porcelana feldespática, la cerámica reforzada con leucita o el disilicato de litio, aumentando la humectabilidad de su superficie (14, 33). A través de estas reacciones, el 10-MDP podría mejorar la adhesión de los 3 materiales CAD CAM usados en este estudio. Este resultado se halla en concordancia con estudios previos que demuestran que los adhesivos con 10-MDP son más efectivos en la adhesión a cerámicas, que aquellos sin este monómero funcional (14, 33).

Por otro lado, a pesar de las diferencias entre los adhesivos 3M y GC, los resultados de la comparativa de la fuerza de adhesión entre ambos adhesivos no fueron estadísticamente significativos, pero GC obtuvo mayores cifras en el TRC. Esto podría atribuirse al hecho que con el sistema adhesivo de GC se aplicó un primer previo que contenía silano y también 10-MDP, y además el propio AU también contiene 10-MDP (entre otros monómeros funcionales), la cual cosa podría mejorar la fuerza de adhesión a las cerámicas, comparado con el sistema 3M en el que no se aplicó un primer previo al AU. Esta relación no se puede aplicar a los resultados obtenidos en la parte II con sustrato dental, ya que en este caso el adhesivo GC fue el que por lo general obtuvo valores más bajos de fuerza de adhesión, sin embargo GC parece ser el que mayor estabilidad presentó tras el termociclado con una disminución de la fuerza de adhesión de 7,99 a 4,14Mpa tras el envejecimiento artificial. Este hecho podría ser explicado debido a que el adhesivo de GC es el único que no contiene HEMA en su composición y ha sido demostrado en la literatura que este monómero favorece la degradación hidrolítica del 10-MDP. Como ya se ha comentado anteriormente, a pesar que el monómero funcional 10-MDP se une iónicamente a la hidroxiapatita, dando lugar a una nanocapa estable formada por la unión monómero-sal de Ca, (4, 72-76), los grupos ésteres del 10-MDP, que unen los grupos funcionales metacrilato y fosfato en ambos extremos de los monómeros, son sensibles a la degradación hidrolítica. Si además el AU contiene HEMA y 10-MDP simultáneamente, como HEMA es un monómero funcional con tendencia a la absorción de agua, ésta afectará a la fuerza de adhesión del 10-MDP, concretamente a los grupos ésteres del 10-MDP, especialmente sensibles a la degradación hidrolítica.

En la presente investigación, todos los adhesivos empleados contienen el monómero funcional 10-MDP, uno de los ingredientes principales de los AU. El grupo funcional fosfato de la molécula del 10-MDP tiene la capacidad de formar interacciones iónicas con los óxidos metálicos (15, 148). Además, como se ha mencionado anteriormente, el 10-MDP es conocido como un monómero bifuncional adhesivo con una terminación con un grupo metacrilato hidrofóbica

que se copolimeriza con los monómeros de la resina y, por otro lado una terminación con un grupo fosfato hidrofílica que se une químicamente a los óxidos (68) o en el caso de sustrato dental forma un enlace iónico fuerte con el calcio de la hidroxiapatita del esmalte y la dentina, la cual cosa aumenta la fuerza de adhesión de los AU con MDP tanto a sustrato dental como a restauraciones indirectas.

7.6 Influencia del envejecimiento artificial y análisis del tipo de fractura

Para restaurar fracturas dentales u obturar cavidades afectadas por caries, actualmente se realizan restauraciones que pueden ser directas o indirectas. Éstas funcionan muy bien a corto y medio plazo y permiten conservar los dientes, pero no están exentas de problemas secundarios. Algunos de los inconvenientes más comunes tras cementar una restauración son: la caries secundaria, la descementación o, la tinción de los márgenes (173-190). Esta problemática suele estar relacionada con la filtración entre la restauración y los tejidos dentales debido a un sellado inadecuado provocado por la degradación de la interfase adhesiva que une estos dos sustratos. A este sellado inadecuado se le añaden los efectos nocivos de los cambios térmicos y las condiciones de humedad en las que se encuentran las restauraciones en el medio oral (191-193); por todo ello en la mayoría de estudios de adhesión dental *in vitro* se lleva a cabo algún tipo de envejecimiento artificial. Pero como no existe un *gold estándar* para envejecer muestras, en la mayoría de las investigaciones se usa el envejecimiento artificial por termociclado. Por este motivo, en el presente estudio, con la finalidad de replicar el ambiente de la cavidad oral, los especímenes fueron sujetos a un proceso de termociclado de 5.000 ciclos en dos cubas con agua destilada a 55 y 5°C, con un tiempo de permanencia en cada cuba de 30 segundos (148).

En cuanto al número de ciclos para el termociclado, los protocolos de investigación concluyen que 500 ciclos a través de baños de agua a 5 y 55°C, tal y como preconiza la norma ISO TR 1145030 se trataría de un termociclado muy limitado para promover los efectos sobre la resistencia de adhesión y/o la microfiltración de la interfaz del adhesivo. Por lo tanto, los estudios determinan

arbitrariamente el número de ciclos de termociclado, aceptando que 10.000 ciclos corresponderían a 1 año de degradación hidrolítica *in vivo* (21). Por lo tanto, en este estudio podríamos decir que el envejecimiento artificial de las muestras correspondería a 6 meses de degradación *in vivo*, ya que las muestras termocicladas fueron sometidas a 5.000 ciclos.

En un estudio llevado a cabo por AlRabiah et al. (21) se evaluó el efecto del almacenamiento en agua y el termociclado sobre las interfases adhesivas. Se concluyó que el almacenamiento en agua y el termociclado provocan deterioramiento en la unión adhesiva y reduce la fuerza de adhesión a pesar de la presencia de adhesivo o de la aplicación de primers como el silano (71).

De manera similar en este estudio, los valores de fuerza de adhesión tras 24 horas de almacenamiento en agua, fueron sustancialmente superiores que los valores obtenidos tras un termociclado, de 5.000 ciclos independientemente de los sistemas adhesivos empleados. Como resultado, todos los grupos experimentales, independientemente del sustrato y tipo de adhesivo empleado, sufrieron un descenso notable en la fuerza de adhesión tras ser termociclados. Resultados que están en concordancia con diferentes investigaciones en las que se demuestra que la fuerza de adhesión se deteriora con el envejecimiento artificial (15, 71, 91, 120, 266). De acuerdo a AlRabiah et al. (71), existen dos razones que explican el efecto nocivo del envejecimiento sobre las interfases adhesivas. Para empezar, la exposición prolongada a variación de temperaturas provoca la conversión del monómero, resultando en menos uniones carbón - carbón en el monómero metacrilato en los adhesivos. Segundo, la elución y la hidrólisis de los monómeros residuales afectan a la adhesión. De una manera similar, Awad et al. (120) descubrieron que ambos métodos de envejecimiento, el almacenamiento en agua y el termociclado, producían degradación hidrolítica en la interfase con la resina y el material restaurador. También demostraron que el termociclado a menudo resulta en un estrés mixto de contracción / expansión y una degradación química rápida. Además se ha reportado que cuando los adhesivos son expuestos al medio acuoso, existe una absorción importante de agua. Esto provoca que las redes de polímeros se plastifiquen disminuyendo sus propiedades mecánicas y

reduciendo la longevidad de los enlaces (266, 267).

En la fase 1 de este estudio, en el análisis de la interfase con el sustrato restaurador, el sistema adhesivo de GC, fue el que obtuvo valores más altos en el TRC tras el termociclado, cuando fue adherido a cualquiera de los tres sustratos CAD CAM. Cuando se realiza el análisis de la influencia del termociclado en la fuerza de adhesión, se observa que este método de envejecimiento artificial ocasionó un descenso importante de los MPa en todos los grupos sometidos a termociclado pero, estas diferencias solo fueron estadísticamente significativas para el sistema adhesivo de 3M y VOCO; mientras que GC experimentó un descenso en la fuerza de adhesión pero éste no fue muy significativo pasando de 15,05 a 12,30 MPa tras el termociclado.

Este resultado podría ser explicado por el hecho que GC es el único adhesivo con propiedades hidrofóbicas, al contrario que 3M y VOCO que incorporan monómeros hidrofílicos, como por ejemplo el monómero mono-funcional HEMA, que conlleva que la adhesión entre el cemento resinoso y el sustrato sea más susceptible a la degradación hidrolítica con el tiempo. Estos resultados están en concordancia con estudios similares (4, 14, 33, 266, 268).

HEMA es un monómero de metacrilato soluble en agua y se usa comúnmente en los adhesivos dentales. Sus características polares y su pequeño tamaño mejoran las propiedades humectantes de la solución (4, 268). Por otro lado, muchos fabricantes de adhesivos, añaden HEMA a su composición porque también sirve como co-solvente de otros monómeros, previniendo la separación de las fases entre el agua y los monómeros (4, 268-270). Sin embargo, HEMA es un mono-metacrilato, y se ha reportado que puede debilitar las propiedades mecánicas del adhesivo una vez polimerizado, provocando una menor fuerza de adhesión, la tinción de los márgenes, expansión y, lo que es más importante, un aumento de la absorción de agua con el tiempo (266, 268). Por otro lado, la tendencia hidrofílica de HEMA, podría interferir en la degradación hidrolítica del 10-MDP, interfiriendo en su capacidad de adhesión.

Los resultados de este estudio están de acuerdo con hallazgos en investigaciones previas en las que se sugiere que los monómeros hidrofóbicos

pueden ser más resistentes a la degradación ya que, podrían aumentar la hidrofobicidad en la interfase, por lo tanto mejorar la estabilidad de la adhesión en el tiempo (120). Los adhesivos de 3M y VOCO son adhesivos permeables al agua, por lo que la zona de interfase de adhesión será más propensa a deteriorarse por hidrólisis en un periodo de tiempo más corto. Es obvio que se requieren monómeros alternativos a HEMA y éstos deben ser introducidos en los AU, ya que el monómero HEMA provoca que la interfase adhesiva sea más vulnerable a la degradación hidrolítica.

El tipo de fractura que se produce tras un test de resistencia al cizallamiento o a la tensión, es un dato importante que se debería informar en los estudios *in vitro* de fuerza de adhesión. Cuando se analizan las superficies fracturadas bajo un estereomicroscopio se puede evaluar qué tipo de fallo se ha producido y prever el comportamiento que tendrá en boca el sustrato y el sistema adhesivo estudiado. El tipo de fractura que se puede producir dependerá de diversos factores que afectan a la interfase adhesiva, como por ejemplo: las propiedades del sustrato y del sistema adhesivo utilizado, los efectos ambientales tales como humedad y temperatura, etc. (79, 94). Por lo que analizar el tipo de fractura y los parámetros mecánicos que se producen tras un TRC es importante para tener toda la información necesaria y poder entender y predecir la fiabilidad de los sistemas adhesivos estudiados (6).

En la mayoría de estudios de fuerza de adhesión, se suele clasificar las fracturas en 3 grupos: adhesiva, cohesiva o mixta. Un fallo de tipo adhesivo sería aquel que ocurre entre dos estructuras distintas, es decir en la interfase entre ambas, se podría decir que la fractura se produce a nivel del adhesivo. Un fallo cohesivo sería aquel que ocurre en el interior de la estructura del material (233). En cuanto a los fallos mixtos, son aquellos que combinan fallos tanto cohesivos como adhesivos en una misma fractura.

Se pueden producir fallos adhesivos entre el esmalte / dentina y el material adhesivo o, entre el material de restauración y el material adhesivo. En cambio, los fallos cohesivos se producen a nivel de un sustrato específico, es decir dentro del sustrato dental esmalte / dentina, en el sustrato restaurador (fallo

cohesivo en el sustrato dental o en el sustrato restaurador) o bien, en el interior del cemento resinoso (fallo cohesivo en el cemento).

El estudio de estos fallos permite conocer la resistencia adhesiva a nivel de las interfases y, también conocer las repercusiones a nivel clínico que podrían ocurrir, pues el fallo adhesivo según el nivel al que ocurra tendrá una serie de repercusiones tales como: microfiltración, caries secundaria y sensibilidad postoperatoria. (233).

En la parte I de este estudio, a nivel global se produjeron más fracturas de tipo adhesivas que mixtas, un 67% vs un 33% respectivamente y, no se reportaron fracturas cohesivas de ningún tipo. Las fracturas adhesivas están relacionadas a menudo con valores de baja fuerza de adhesión, mientras que los fallos de tipo mixto están asociados a valores más altos (79, 123). Por lo tanto es de suponer que el sistema adhesivo de GC, obtuviera más fallos de tipo mixto que adhesivo, ya que obtuvo los valores más altos tras el TRC, sin embargo esta afirmación no se halla en concordancia con los resultados observados en este estudio para este sistema adhesivo, ya que excepto con la cerámica híbrida, GC mostró más fallos de tipo adhesivo que mixto.

En la parte II con los sustratos dentales, a nivel global, se produjeron más fracturas de tipo adhesivas que mixtas con un 56% de fracturas tipo adhesivas y un 34% de tipo mixta antes de ser sometidas a termociclado. Este patrón de fractura varió tras el termociclado a un 76 y un 20% respectivamente. En este caso sí, se reportaron fracturas cohesivas en el cemento y en el material pero con un valor absoluto muy poco representativo.

Al analizar la influencia del envejecimiento artificial respecto al patrón de fractura, tanto en la parte I como en la parte II de este estudio, no hubo diferencias estadísticamente significativas en el tipo de fallo al comparar el patrón antes y después del envejecimiento artificial, tanto a nivel global como, si se distingue por sistema adhesivo, por sustrato o, si se analiza por combinación de ambos.

A pesar de que no hubo variaciones significativas en el patrón de fractura tras el termociclado, sí se reportó valores de TRC notablemente superiores antes del termociclado, por este motivo podría haberse esperado que hubiese habido bastantes más fallos de tipo adhesivo tras envejecer las muestras.

En cuanto al tipo de fractura y la influencia del termociclado sobre la misma, no se han encontrado en la literatura estudios que avalen, o no, los resultados presentados en este estudio.

7.7 Respuesta a las hipótesis de trabajo y limitantes de este estudio

En resumen, tanto en la parte I como en la II, se realizó un TRC y se evaluaron los datos obtenidos junto con el patrón de fractura. Posteriormente, se analizó la influencia del envejecimiento artificial sobre la fuerza de adhesión a los 3 materiales CAD CAM y a los 3 sustratos dentales cementados con 3 sistemas adhesivos distintos y posteriormente, se evaluó el patrón de fractura y se comparó tras el termociclado. Tras el análisis de datos se puede afirmar con respecto a las hipótesis planteadas en esta investigación que:

La hipótesis nula uno respecto a la fuerza de adhesión en la que se planteaba que no existen diferencias estadísticamente significativas en la fuerza de adhesión al usar distintos sistemas de adhesivos universales para cementar diferentes materiales CAD CAM, **queda parcialmente rechazada** ya que sí existen diferencias con todos los sustratos y sistemas adhesivos, pero solo con los sistemas adhesivos de VOCO y de GC estas diferencias fueron estadísticamente significativas.

La hipótesis nula dos respecto a la fuerza de adhesión en la que se planteaba que no existen diferencias estadísticamente significativas en la fuerza de adhesión al usar distintos sistemas de adhesivos universales, para cementar sustratos dentales, **queda parcialmente rechazada** ya que sí existen diferencias con todos los sustratos dentales y sistemas adhesivos, pero solo con los sistemas adhesivos de VOCO y de 3M estas diferencias fueron estadísticamente significativas.

La hipótesis nula uno respecto a la influencia del envejecimiento artificial en la

que se planteaba que no existen diferencias significativas en la fuerza de adhesión ni en el patrón de fractura, tras un proceso de envejecimiento artificial de 5000 ciclos, al usar distintos sistemas de adhesivos universales para cementar diferentes materiales CAD CAM, **queda parcialmente rechazada** ya que sí hubo diferencias estadísticamente significativas en la fuerza de adhesión para los sistemas adhesivos de 3M y VOCO, con GC hubo diferencias, pero éstas no fueron estadísticamente significativas; Respecto al patrón de fractura, no hubo diferencias estadísticamente significativas tras el proceso de envejecimiento artificial en ningún grupo.

[La hipótesis nula dos respecto a la influencia del envejecimiento artificial](#) en la que se planteaba que no existen diferencias significativas en la fuerza de adhesión ni en el patrón de fractura, tras un proceso de envejecimiento artificial, al usar distintos sistemas de adhesivos universales para cementar sustratos dentales, **queda parcialmente rechazada** ya que sí hubo diferencias estadísticamente significativas en la fuerza de adhesión pero solo con el sistema adhesivo de 3M, con VOCO y GC hubo diferencias, pero éstas no fueron estadísticamente significativas; Respecto al patrón de fractura, no hubo diferencias estadísticamente significativas tras el proceso de envejecimiento artificial en ningún grupo.

Como ya ha sido descrito en la literatura en investigaciones anteriores y, en concordancia con los resultados de este estudio, los procedimientos de envejecimiento artificial como sería el termociclado, influyen en la fuerza de adhesión en ambas interfases de una restauración indirecta provocando un descenso de la misma (120), tanto a nivel de la interfase adhesiva con los tejidos dentales como en la interfase adhesiva con el material restaurador.

Esta investigación fue realizada con algunas [limitaciones](#) que pueden haber afectado a la interpretación de los resultados. Para empezar, se llevó a cabo una primera fase de estudio en la que se investigó la interfase entre el adhesivo y el sustrato de una restauración indirecta CAD CAM. Debido a que son muchos los materiales disponibles hoy en día, se decidió restringir la investigación a aquellos que se consideraron más representativos: una

cerámica híbrida, disilicato de litio y zirconia. Lo mismo ocurrió con los sistemas adhesivos elegidos; el estudio se limitó a tres sistemas, habiendo en el mercado muchos más y con distintas composiciones. Por lo que los resultados de este estudio no pueden ser extrapolados a todos los materiales CAD CAM ni, a todos los sistemas de adhesivos universales disponibles actualmente en el mercado.

Otra limitación es el hecho de que no se estudió cómo influye el tratamiento de superficie elegido en cada sustrato sobre la fuerza de adhesión, solo se evaluó la fuerza de adhesión que se obtuvo con cada adhesivo con distintos sustratos a los cuales se les había realizado un tratamiento de superficie, a pesar de que no existe unanimidad en la literatura sobre cuál es el tratamiento de superficie ideal para cada sustrato, por este motivo en esta investigación se decidió aplicar el tratamiento de superficie que recomendaba cada fabricante.

El haber usado dientes bovinos en vez de humanos restringe indudablemente la extrapolación de los resultados a nivel clínico aunque, son muchas las publicaciones en la literatura en las que son empleados debido a su gran similitud en la composición y estructura con el diente humano. El motivo por el cual se usó sustrato dental bovino fue por la dificultad que representa obtener un número suficiente de dientes humanos en buen estado para crear muestras homogéneas y, además las cuestiones éticas restringen cada vez más su uso.

Otra limitante sería el haber llevado a cabo un cambio en el diámetro del cilindro adherido entre la parte I y la parte II de esta investigación. El diámetro del área de adhesión de los sustratos CAD CAM fue de 4mm, mientras que con los sustratos dentales éste tuvo que ser reducido a 2mm debido a la imposibilidad de lograr superficies planas que fueran 100% de sustrato esmalte. Esta alteración en el área de adhesión entre sustratos imposibilitó hacer comparaciones estadísticas entre los resultados obtenidos en la fase I y la fase II.

Y por último, el hecho de realizar un estudio *in vitro* siempre conlleva *per se* limitantes intrínsecas, ya que existen varios factores que no pueden ser evaluados de igual manera que una restauración cementada en la boca de un paciente. Estos factores podrían ser: humedad, temperatura, flora bacteriana

del medio oral y, las fuerzas masticatorias particulares de cada individuo, etc.

En resumen, las investigaciones *in vitro* como la presente, permiten llevar a cabo estudios donde se puede prever de una manera aproximada el comportamiento de los materiales, pero los resultados de éstas no pueden ser tomados como única fuente de información. Se requieren futuras investigaciones en las que se testen *in vivo* los nuevos sistemas de adhesivos universales con las cada vez más usadas restauraciones indirectas CAD CAM.

Los datos obtenidos según el material CAD CAM, pero sin tener en cuenta la variable termociclado, indicaron que para todos los sustratos, el sistema adhesivo con una menor fuerza de adhesión fue VOCO. En el caso de la zirconia y del disilicato de litio fue con el sistema GC con el que se obtuvo los valores más altos tras el TRC, mientras que con la cerámica híbrida fue el sistema de 3M, seguido de cerca por GC.

Solo con los sistemas adhesivos de VOCO y de GC se reportaron diferencias estadísticamente significativas en la fuerza de adhesión con cada sistema adhesivo al comparar entre los 3 tipos de sustratos CAD CAM.

8 CONCLUSIONES

Con las limitaciones de esta investigación *in vitro* se pueden extraer las siguientes conclusiones;

La fuerza de adhesión y el patrón de fractura obtenida en las dos interfases de una restauración indirecta generadas entre los 6 sustratos y los 3 sistemas de adhesivos universales analizados, varían en función del adhesivo universal y del tipo de sustrato adherido. Y, un termociclado de 5000 ciclos provoca una disminución en la fuerza de adhesión en todas las interfases adhesivas obtenidas pero, no genera diferencias estadísticamente significativas en cuanto al patrón de fractura.

1. La fuerza de adhesión para un mismo adhesivo universal (AU) presenta variabilidad cuando es usado con diferentes sustratos. Esta variabilidad depende de las características y composición del adhesivo y del tipo de sustrato empleado.
2. Para un mismo sustrato, existe variabilidad en la fuerza de adhesión obtenida al usar distintos adhesivos universales. La cual cosa confirma, la conclusión número uno. Esto sugiere que el potencial de adhesión química entre los AU y los sustratos, tiene un impacto significativo en la fuerza de adhesión.
3. El patrón de fractura que se produce tras el test de resistencia al cizallamiento de los 6 sustratos analizados varía en función del sustrato, del AU empleado y del envejecimiento artificial. El mayor porcentaje de fracturas reportadas en esta investigación han sido de tipo adhesivas seguidas por las de tipo mixta. El porcentaje de fallos de tipo cohesivos, fue insignificante.
4. El envejecimiento artificial, influye en la fuerza de adhesión y en el patrón de fractura que se obtiene con un mismo adhesivo universal en la

interfase adhesiva con todos los sustratos utilizados en esta investigación y, un termociclado de 5.000 ciclos está asociado a una disminución en la fuerza de adhesión.

5. Por último, se puede concluir que existen diferentes factores que pueden tener un impacto en la fuerza de adhesión. Entre ellos, la composición y propiedades físico químicas de los AU y de los sustratos; los sustratos y el tratamiento de superficie que se les realice previamente, la interacción de algunos componentes de los adhesivos universales (como el silano, el 10-MDP o el HEMA, entre otros), la hidrofiliidad de los AU y su pH, serían algunos de los factores que claramente influyen en la fuerza de adhesión a corto y largo plazo.

9 PERSPECTIVAS DE FUTURO

La fuerza de adhesión y el sellado de la interfase adhesiva que se produce al cementar una restauración indirecta son factores que determinan el éxito del tratamiento restaurador a medio y largo plazo, independientemente del material empleado y del tipo de restauración. La constante aparición en el mercado de nuevos sistemas adhesivos y de nuevos materiales para restauraciones indirectas conlleva que sean necesarias más investigaciones, tanto *in vitro* como especialmente *in vivo*, para determinar cuáles son los más fiables.

Se requieren investigaciones futuras en las que se testen estos nuevos sistemas de adhesivos universales y materiales CAD CAM en estudios *in vivo*; idealmente en ensayos clínicos a boca partida con un diseño del estudio bien protocolarizado que permita reducir los factores que dificultan las comparaciones.

10 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Scotti N, Cavalli G, Gagliani M, Breschi L. New adhesives and bonding techniques. Why and when? *Int J Esthet Dent* 2017;12 (4):524–535.
2. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di Stomatologia* 2017; VIII(1):1-17.
3. Ruiz JL. The Healthier Paradigm: Supragingival Minimally Invasive Adhesive Dentistry - The Benefits In: *Supra-Gingival Minimally Invasive Dentistry*. John Wiley & Sons, Inc.; 2017; (2): 19–32.
4. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *J Adhes Dent*. 2020;22(1):7–34.
5. Mclean JW, Kramer IRH. A clinical and pathological evaluation of a sulphinic acid-activated resin for use in restorative dentistry. *Br Dent J*. 1952; 93: 255-293.
6. Della Bona A, Borba M, Benetti P, Pecho OE, Alessandretti R, Mosele JC, et al. Adhesion to Dental Ceramics. *Curr Oral Health Rep* 2014; 1: 232–238.
7. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007; 28(26): 3757–3785.
8. Carretero V, Giner-Tarrida L, Peñate L, Arregui M. Shear Bond Strength of Nanohybrid Composite to Biodentine with Three Different Adhesives. *Coatings* 2019; 9(12):783.
9. Sezinando, A. Looking for ideal adhesive—A review. *Rev. Port. Estomatol. Med. Dent. Cir. Maxilofac*. 2014; 55: 194–206.
10. Inokoshi S, Hosoda H, Harnirattisai C, Shimida Y, Tatsumi T. A study on the resin-impregnated layer of dentin. Part I. A comparative study on the decalcified and undecalcified section and the application of argon ion beam etching to disclose the resin- impregnated layer of dentin. *Jpn J Conserve Dent* 1990; 33: 427-442.

11. Lamas-Lara C, Arbildo-Vega H, Cruzado-Oliva F, Rosas-Prado C, Gómez Fuertes A, Vásquez-Rodrigo H. Comparison of the clinical effect of the adhesive strategies of universal adhesives in the treatment of non-cariou cervical lesions. Systematic review and meta-analysis. *J Oral Res* 2018; 7(5):210–222.
12. Cardoso M, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J*. 2011; 56:31–44.
13. Cardoso GC de, Nakanishi L, Isolan CP, Jardim P dos S, Moraes RR de. Bond Stability of Universal Adhesives Applied To Dentin Using Etch-And-Rinse or Self-Etch Strategies. *Braz Dent J*. 2019; 30(5):467–475.
14. Makishi P, André CB, Silva JPLE, Bacelar-Sá R, Correr-Sobrinho L, Giannini M. Effect of storage time on bond strength performance of multimode adhesives to indirect resin composite and lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent*. 2016; 41(5):541–551.
15. Golshah A, Mohamadi N, Rahimi F, Pouyanfar H, Tabaii ES, Imani MM. Shear Bond Strength of Metal Brackets to Porcelain Using a Universal Adhesive. *Med Arch* 2018; 72(6): 425–429.
16. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck, J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent. Mater*. 2010; 26: e100-121.
17. Spencer, P.; Wang, Y.; Katz, J.L. Identification of collagen encapsulation at the dentin/adhesive interface. *J. Adhes. Dent*. 2004; 6: 91–95.
18. Stape THS, Tjäderhane L, Abuna G, Sinhoreti MAC, Martins LRM, Tezvergil-Mutluay A. Optimization of the etch-and-rinse technique: New perspectives to improve resin–dentin bonding and hybrid layer integrity by reducing residual water using dimethyl sulfoxide pretreatments. *Dent. Mater*. 2018; 34: 967–977.
19. Lima JMC, Anami LC, Pereira SMB, de Melo RM, Bottino MA, de Miranda LM, Souza KB, Özcan M, Souza ROA. Dentin/composite bond strength: Effect of aging and experimental unit. *J. Adhes. Sci. Technol*. 2020; 536-546.
20. Fukuoka A, Koshiro K, Inoue S, et al. Hydrolytic stability of one-step self-etching adhesives bonded to dentin. *J Adhes Dent* 2011;13(3):243–248.

21. Teixeira GS, Rocha Pereira GK, Susin AH. Aging Methods- An evaluation on their influence on bond strenght. *Eur J Dent* 2021; 15: 448-453.
22. Hardan L, Bourgi R, Kharouf N, Mancino D, Zarow M, Jakubowicz N, Haikel Y, Cuevas-Suárez CE. Bond Strength of Universal Adhesives to Dentin: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Polymers* 2021; 13, 814.
23. Gaengler P, Hoyer I, Montag R, Gaebler P. Micromorphological evaluation of posterior composite restorations—a 10-year report. *J Oral Rehab* 2004; 31(10): 991–1000.
24. Opdam NJ, Loomans BA, Roeters FJ, Bronkhorst EM. Five-year clinical performance of posterior resin composite restorations placed by dental students. *J Dent* 2004; 32(5):379–383.
25. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 2001; 6:119–144.
26. Asmussen E, Hansen EK, Peutzfeldt A. Influence of the solubility parameter of intermediary resin on the effectiveness of the gluma bonding system. *J Dent Res* 1991; 70(9):1290–1293.
27. VanMeerbeek B, DeMunck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; 28(3):215–235.
28. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982; 16(3):265–273.
29. Van Landuyt KL et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007; 28: 3757–3785.
30. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine AJ, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent. Mater* 2011; 27: 17–28.
31. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; 84(2):118–132.
32. Borgo GO, Vieira-Junior WF, Theobaldo JD, Aguiar FHB, Lima DANL.

Effect of dentin pretreatment with arginine on microshear bond strength of etch-and-rinse or self-etch adhesive systems. *Eur J Dent* 2019;13(2):199–205.

33. Makishi P, André CB, Silva JPLE, Bacelar-Sá R, Correr-Sobrinho L, Giannini M. Effect of storage time on bond strength performance of multimode adhesives to indirect resin composite and lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent*. 2016; 41(5):541–551.

34. Albuquerque et al. A New Dual-cure Universal Simplified Adhesive: 18-month Randomized Multicenter Clinical Trial. *Oper Dent* 2020; 45(5): E255–E270.

35. Nagarkar S, Theis-Mahon N, Perdigão J. Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2019; 107: 2121–2131.

36. Yao C, Yu J, Wang Y, Tang C, Huang C. Acidic pH weakens the bonding effectiveness of silane contained in universal adhesives. *Dent Mater* 2018; 34:809–818.

37. Yao C, Zhou L, Yang H, Wang Y, Sun H, Guo J, Huang C. Effect of silane pretreatment on the immediate bonding of universal adhesives to computer-aided design/computer-aided manufacturing lithium disilicate glass ceramics. *Eur J Oral Sci* 2017; 125:173–180.

38. Brusius CD, Alves LS, Susin C, Maltz M. Dental erosion among South Brazilian adolescents: a 2.5-year longitudinal study. *Community Dent Oral Epidemiol* 2018; 46(1):17–23.

39. Brackett WW, Brackett MG, Dib A, Franco G, Estudillo H. Eighteen-month clinical performance of a self-etching primer in unprepared class V resin restorations. *Oper Dent* 2005; 30 (4): 424–429.

40. Lima JFM, Wajngarten D, Islam F, Clifford J, Botta AC. Effect of adhesive mode and chlorhexidine on microtensile strength of universal bonding agent to sound and caries-affected dentins. *Eur J Dent* 2018; 12(4):553–558.

41. Kanniappan G, Hari P, Jujare RH. Comparative Evaluation of Resin Dentin Interface using Universal and Total- Etch Adhesive Systems on Sound and Eroded Dentin: In Vitro Study. *Eur J Dent*. 2022; 16(1):153-160.

42. Siqueira F, Cardenas AM, Gutierrez MF, Malaquias P, Hass V, Reis A,

Loguercio AD, Perdigão J. Laboratory performance of universal adhesive systems for luting CAD/CAM restorative materials. *J Adhes Dent* 2016; 18:331–340.

43. Busscher HJ, White DJ, Atema-Smit J, Geertsema-Doornbusch G, de Vries J, van der Mei HC. Surfactive and antibacterial activity of cetylpyridinium chloride formulations in vitro and in vivo. *J Clin Periodontol* 2008; 35:547–554.

44. Powers JM, Farah JW. Technique sensitivity in bonding to enamel and dentin. *Compend Contin Educ Dent* 2010; 3: 1-8.

45. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Wilwerding TM, Latta MA, Miyazaki M. Interfacial Characteristics and Bond Durability of Universal Adhesive to Various Substrates. *Oper Dent*. 2017; 42 (2): E59-E70.

46. Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, Chen JH, Pashley DH, Tay FR. Bonding of universal adhesives to dentine – Old wine in new bottles? *J Dent* 2015; 43:525–536.

47. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, & Van Meerbeek B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research* 2004; 83(6) 454-458.

48. Kadoma Y. Surface treatment agent for dental metals using a thiirane monomer and a phosphoric acid monomer. *Dent Mat J* 2002; 21(2): 156-169.

49. Chen L, Suh BI, Brown D, Chen X. Bonding of primed zirconia ceramics: evidence of chemical bonding and improved bond strengths. *American J Dent* 2012; 25(2): 103-108.

50. Xie H, Tay FR, Zhang F, Lu Y, Shen S, & Chen C. Coupling of 10-methacryloyloxydecyl dihydrogenphosphate to tetragonal zirconia: effect of pH reaction conditions on coordinate bonding. *Dent Mat* 2015; 31(10): e218-e225.

51. Kim et al. Performance of universal adhesives on bonding to leucite-reinforced ceramic. *Biomaterials Research* 2015; 19: 11.

52. Cuevas-Suárez CE, da Rosa WLO, Lund RG, da Silva AF, Piva E. Bonding performance of universal adhesives: An updated systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent* 2019; 21:7–26.

53. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B,

De Munck J. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent* 2012; 40:475–484.

54. Perdigao J, Loguercio AD. Universal or multi-mode adhesives: Why and How? *J Adhes Dent* 2014; 16: 193–194.

55. AlRabiah M, Labban N, Levon JA, Brown DT, Chu T, Bottino MC, Platt JA. J Bond strength and durability of universal adhesive agents with lithium disilicate ceramics: A shear bond strength study. *J Adh Science and Tech* 2018; 32 (6): 580-589.

56. Çakir NN, Demirbuga S, Balkaya H, Karadaş M. Bonding performance of universal adhesives on composite repairs, with or without silane application. *J Conserv Dent* 2018; 21(3): 263–268.

57. Perdigao J. Universal Adhesives. *J Esth and Rest Dent* 2015; 27(6):331-334.

58. Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhes Dent* 2005; 7:107–116.

59. Fujita K, Nishiyama N. Degradation of single bottle type self-etching primer effectuated by the primer's storage period. *Am J Dent* 2006; 19: 111-114.

60. Luque-Martinez I, Perdigao J, Munoz M, Sezinando A, Reis A, Loguercio A. Effects of solvent evaporation time on immediate adhesive properties of universal adhesives to dentin. *Dent Mater* 2014; 30 (10): 1126–1135.

61. Chen L, Shen H, Suh BI. Effect of incorporating BisGMA resin on the bonding properties of silane and zirconia primers. *J Prosthet Dent* 2013; 110: 402–407.

62. Kalavacharla V, Lawson N, Ramp L, Burgess J. Influence of etching protocol and silane treatment with a universal adhesive on lithium disilicate bond strength. *Oper Dent* 2015; 40:372–378.

63. Demirel G, Baltacıoğlu IH. Influence of different universal adhesives on the repair performance of hybrid CAD-CAM materials. *Restor Dent Endod.* 2019; 44(3): e23.

64. Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, et al: Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives. *Dent Mater* 2016; 32:1218-1225.

- 65.** Cuevas-Suárez, C.E.; De Oliveira da Rosa, W.L.; Lund, R.G.; da Silva, A.F.; Piva, E. Bonding Performance of Universal Adhesives: An Updated Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Adhes. Dent.* 2019; 21: 7–26.
- 66** Piva, E. Effect of shelf-life simulation on the bond strength of self-etch adhesive systems to dentin. *Appl. Adhes. Sci.* 2015, 3.
- 67.** Betancourt DE, Baldion PA, Castellanos JE. Resin-Dentin Bonding Interface: Mechanisms of Degradation and Strategies for Stabilization of the Hybrid Layer. *Int. J. Biomater.* 2019: 5268342.
- 68.** Takamizawa T, Imai A, Hirokane E, Tsujimoto A, Barkmeier WW, Erickson RL, Latta MA, Miyazaki M. SEM observation of novel characteristic of the dentin bond interfaces of universal adhesives. *Dent. Mater.* 2019; 35: 1791–1804.
- 69.** Masarwa N, Mohamed A, Abou-Rabii I, Abu Zaghlan R, Steier L. Longevity of Self-etch Dentin Bonding Adhesives Compared to Etch-and-rinse Dentin Bonding Adhesives: A Systematic Review. *J. Evid. Based Dent. Pract.* 2016; 16: 96–106.
- 70.** Perdigao J, Ceballos L, Gir Idez I, Baracco B, Fuentes MV. Effect of a hydrophobic bonding resin on the 36-month performance of a universal adhesive – a randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 2019; 24(2):765-776.
- 71.** Yoshihara K, Nagaoka N, Okihara T, Kuroboshi M, Hayakawa S, Maruo Y, Nishigawa G, De Munck J, Yoshida Y, Van Meerbeek B. Functional monomer impurity affects adhesive performance. *Dent Mater* 2015; 31:1493–1501.
- 72.** Yoshida Y, Yoshihara K, Hayakawa S, Nagaoka N, Okihara T, Matsumoto T, Minagi S, Osaka A, Van Landuyt K, Van Meerbeek B. HEMA inhibits interfacial nano-layering of the functional monomer MDP. *J Dent Res* 2012; 91:1060–1065.
- 73.** Yoshihara K, Nagaoka N, Yoshida Y, Van Meerbeek B, Hayakawa S. Atomic level observation and structural analysis of phosphoric-acid ester interaction at dentin. *Acta Biomater* 2019;97:544–556.
- 74.** Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Irie M, Ogawa T, Van Landuyt KL, Osaka A, Suzuki K, Minagi S, Van Meerbeek B. Nanolayering of phosphoric acid ester monomer on enamel and dentin. *Acta Biomater* 2011a;7:3187–3195.

- 75.** Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Torii Y, Osaka A, Suzuki K, Minagi S, Van Meerbeek B, Van Landuyt KL. Self-etch monomercalcium salt deposition on dentin. *J Dent Res* 2011b;90:602–606.
- 76.** Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Fukegawa D, Hayakawa S, Mine A, Nakamura M, Minagi S, Osaka A, Suzuki K, Van Meerbeek B. Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomater* 2010; 6: 3573–3582.
- 77.** Yoshihara K, Hayakawa S, Nagaoka N, Yoshida Y, Van Meerbeek B. Chemical interaction of a novel functional monomer with hydroxyapatite/ dentin. *J Dent Res* 2017a; 96(Spec Iss A): 1713.
- 78.** Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Kamenoue S, Okihara T, Ogawa T, Nakamura M, Osaka A, Van Meerbeek B. Novel fluorocarbon functional monomer for dental bonding. *J Dent Res* 2014; 93:189–194.
- 79.** Geng Vivanco R, Cardoso RS, Sousa ABS, Chinelatti MA, de Vincenti SAF, Tonani-Torrieri, R, Pires-de-Souza FDCP. Effect of thermo-mechanical cycling and chlorhexidine on the bond strength of universal adhesive system to dentin. *Heliyon* 2020; 6: e03871.
- 80.** Papadogiannis D, Dimitriadi M, Zafiropoulou M, Gaintantzopoulou M-D, Eliades G. Universal Adhesives: Setting Characteristics and Reactivity with Dentin. *Mat* 2019; 12: 1720.
- 81.** Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajto J, Schemer SS, Lohbauer U. Fracture rates and lifetime estimations of CAD/CAM all-ceramic restorations. *J Dent Res* 2016; 95:67-73.
- 82.** Harada A, Nakamura K, Kanno T, Inagaki R, Ortengren U, Niwano Y, Sasaki K, Egusa H. Fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated composite resin-based molar crowns. *Eur J Oral Sci* 2015; 123:122-129.
- 83.** Lehmann F, Kern M. Durability of resin bonding to zirconia ceramic using different primers. *J Adhes Dent* 2009; 11: 479-483.
- 84.** Ozcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent* 2015; 17: 7-26.
- 85.** Lise DP, Van Ende A, De Munck J, Vieira L, Baratieri LN, Van Meerbeek B.

Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging. *Oper Dent* 2017; 42: 73-81.

86. Ozcan M, & Vallittu PK. Effect of Surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics *Dental Materials* 2003; 19(8): 725-731.

87. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015; 28(3):227–235.

88. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006; 137:14S-21S.

89. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosth Res* 2014; 58: 208–216.

90. Makkar S, Kaul S. CAD/CAM Ceramics in Dentistry: An Inside View. *Indian J Stomatol* 2012; 3(2): 119-122

91. Şişmanoğlu S, Gürcan AT, Yıldırım-Bilmez Z, Turunç-Oğuzman R, Gümüştaş B. Effect of surface treatments and universal adhesive application on the microshear bond strength of CAD/CAM materials. *J Adv Prosth* 2020; 12:22-32.

92. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013; 26: 34-42.

93. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer- infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013; 29:419-426.

94. Falah RM. Shear Bond Strength of Aged CAD/CAM Ceramic Materials Repaired by Resin Composite In vitro Using Different Repair Adhesives. *J Res Med Dent Sci* 2020; 8(1): 61–67.

95. Roggendorf MJ, Kunzi B, Ebert J, Roggendorf HC, Frankenberger R, Reich SM. Seven-year clinical performance of CEREC-2 all-ceramic CAD/CAM restorations placed within deeply destroyed teeth. *Clin Oral Investig* 2012; 16: 1413-1424.

96. Frankenberger R, Taschner M, Garcia-Godoy F, Petschelt A, Krämer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. *J Adhes Dent* 2008; 10: 393-398.

- 97.** Wady AF, Paleari AG, Queiroz TP, Margonar R. Repair technique for fractured implant-supported metal-ceramic restorations: a clinical report. *J Oral Implantol* 2014; 40:589-592.
- 98.** Neis CA, Albuquerque NL, Albuquerque Ide S, Gomes EA, Souza-Filho CB, Feitosa VP, Spazzin AO, Bacchi A. Surface treatments for repair of feldspathic, leucite - and lithium disilicate- reinforced glass ceramics using composite resin. *Braz Dent J* 2015; 26(2): 152-155.
- 99.** Colares RC, Neri JR, Souza AM, Pontes KM, Mendonça JS, Santiago SL. Effect of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-disilicate ceramic repaired with composite resin. *Braz Dent J* 2013; 24: 349-352.
- 100.** Wady AF, Paleari AG, Queiroz TP, Margonar R. Repair technique for fractured implant-supported metal-ceramic restorations: a clinical report. *J Oral Implantol* 2014; 40: 589-592.
- 101.** Wahsh MM, Ghallab OH. Influence of different Surface treatments on microshear bond strength of repair resin composite to two CAD/CAM esthetic restorative materials. *Tanta Dent J* 2015; 12: 178-184.
- 102.** Wiegand A, Stucki L, Hoffmann R, Attin T, Stawarczyk B. Repairability of CAD/CAM high-density PMMA- and composite- based polymers. *Clin Oral Investig* 2015 ;19(8): 2007-2013.
- 103.** Campos F, Almeida CS, Rippe MP, de Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Resin bonding to a hybrid ceramic: Effects of surface treatments and aging. *Oper Dent* 2016; 41: 171-178.
- 104.** Zaghoul H, Elkassas DW, Haridy MF. Effect of incorporation of silane in the bonding agent on the repair potential of machinable esthetic blocks. *Eur J Dent* 2014; 8: 44-52.
- 105.** Bello YD, Di Domenico MB, Magro LD, Lise MW, Corazza PH. Bond strength between composite repair and polymerinfiltrated ceramic-network material: Effect of different Surface treatments. *J Esthet Restor Dent* 2019; 31: 275-279.
- 106.** Barutcigil K, Barutcigil Ç, Kul E, Özarslan MM, Buyukkaplan US. Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *J Prosthodont* 2019; 28:71-78.

- 107.** Arpa C, Ceballos L, Fuentes MV, Perdigão J. Repair bond strength and nanoleakage of artificially aged CAD-CAM composite resin. *J Prosthet Dent* 2019; 121:523-530.
- 108.** Flury S, Dulla FA, Peutzfeldt A. Repair bond strength of resin composite to restorative materials after short- and longterm storage. *Dent Mater* 2019; 35:1205-1213.
- 109.** Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent Mater J* 2015; 34:161-167.
- 110.** Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 389-404.
- 111.** Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 2014; 93: 1232-1234.
- 112.** Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent* 2014; 26:224-231.
- 113.** Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent* 2014; 42:1202-1209.
- 114.** Vita Enamic. Vita Enamic Concept Brochure. Available at: https://www.vita-zahnfabrik.com/datei.php?src=portal/sap/dateien/c/cc0/cc0c01/Konzeptbroschuere/VITA_10024E_ENAMIC_PS_EN_V02.pdf.
- 115.** Albelasy EH, Hamama HH, Tsoi JKH, Mahmoud SH. Fracture resistance of CAD/CAM occlusal veneers: A systematic review of laboratory studies. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020; 110:103948.
- 116.** Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater* 2014; 30: 954–962.
- 117.** Ilie N, Ruse DN. Shear bond strength vs interfacial fracture toughness adherence to CAD CAM blocks. *Dent Mat* 2019; 35: 1769-1775.
- 118.** Phan AC, Béhin P, Stoclet G, Ruse ND, Nguyen JF, Sadoun M. Optimum pressure for the high-pressure polymerization of urethane dimethacrylate. *Dent Mater* 2015; 31: 406-412.

- 119.** Eldafrawy M, Ebroin MG, Gailly PA, Nguyen JF, Sadoun MJ, Mainjot AK. Bonding to CAD-CAM composites: an interfacial fracture toughness approach. *J Dent Res* 2018; 97: 60-67.
- 120.** Awad MM, Albedaiwi L, Almahdy A, Khan R, Silikas N, Hatamleh MM, et al. Effect of universal adhesives on microtensile bond strength to hybrid ceramic. *BMC Oral Health* 2019; 19(1):178.
- 121.** Chen L, Suh BI. Bonding of resin materials to all-ceramics: a review. *Curr Res Dent.* 2012; 3: 3–17.
- 122.** Della Bona A, Borba M, Benetti P, Pecho OE, Alessandretti R, Mosele JC, Mores RT. Adhesion to Dental Ceramics. *Curr Oral Health Rep* 2014; 1: 232–238.
- 123.** Passia N, Miltiadis Mitsias M, Lehmann F, Kern M. Short communication Bond strength of a new generation of universal bonding systems to zirconia ceramic. *J Mechl Behaviour of biomedical materials* 2016; 62: 268-274.
- 124.** Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: an update. *J Conserv Dent.* 2010; 13: 195–203.
- 125.** Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont* 2017; 9: 486–495.
- 126.** Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicasdentales: clasificación y criterios de selección. *Rcoe* 2007; 12:253–263.
- 127.** Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am* 2017; 61: 797–819.
- 128.** Sol.-Ruiz MF, Lagos-Flores E, Rom.n-Rodriguez JL, et al. Survival rates of a lithium disilicate– based core ceramic for three-unit esthetic fixed partial dentures: a 10-year prospective study. *Int J Prosthodont.* 2013; 26:175–180.
- 129.** Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, et al. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 951–955.
- 130.** Holand W, Schweiger M, Frank M, et al. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glassceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000; 53: 297–303.

- 131.** Peng Z, Izzat Abdul Rahman M, Zhang Y, et al. Wear behavior of pressable lithium disilicate glass ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2016; 104: 968–978.
- 132.** Oh SC, Dong JK, Luthy H, et al. Strength and microstructure of IPS Empress-2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000; 13:468–472.
- 133.** Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD/CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res* 2016; 95: 487–495.
- 134.** Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *Open Dent J* 2013; 7:118–122.
- 135.** Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic network material. *Dent Mater* 2014; 30: 564-569.
- 136.** Schepke U, Meijer HJ, Vermeulen KM, Raghoobar GM, Cune MS. Clinical bonding of resin nano ceramic restorations to zirconia abutments: A case series within a randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016; 18: 984-992.
- 137.** Bonfante EA, Suzuki M, Lorenzoni FC, Sena LA, Hirata R, Bonfante G, Coelho PG. Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dent Mater* 2015; 31: e168-177.
- 138.** Yu H, Özcan M, Yoshida K, Cheng H, Sawase T. Bonding to industrial indirect composite blocks: A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater* 2020; 36: 119–134.
- 139.** Bottino MA, Campos F, Ramos NC, Rippe MP, Valandro LF, Melo RM. Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strengths. *Oper Dent* 2015; 40: E83-E91.
- 140.** Spear FM. Approaches to Vertical Dimension. *Adv Esthet Interdiscip Dent* 2006; 2(3): 1-14.
- 141.** Hopp CD and Land MF: Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. *Clin Cosmet Investig Dent* 2013; 5: 21-32.
- 142.** Kern M: Bonding to oxide ceramics—laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater* 2015; 31: 8-14.

- 143.** Edelhoff D and Özcan M: To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 193-204.
- 144.** Tian T, Tsoi JKH, Matinlinna JP, et al: Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater* 2014; 30:147-162.
- 145.** Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, et al: Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent* 2014; 26: 382-393.
- 146.** Cuevas-Suárez CE, de Oliveira da Rosa WL, Vitti RP, da Silva AF, Piva E. Bonding Strength of Universal Adhesives to Indirect Substrates: A Meta-Analysis of in Vitro Studies. *J Prosthodont.* 2020; 29(4):298–308.
- 147.** Rocca GT, Krejci I: Bonded indirect restorations for posterior teeth: the luting appointment. *J Quintessence Int* 2007; 38: 534-553.
- 148.** Liebermann A, Detzer J, Stawarczyk B. Impact of recently developed universal adhesives on tensile bond strength to computer-aided design/manufacturing ceramics. *Oper Dent.* 2019; 44(4): 386–395.
- 149.** Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces – an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehab* 2007; 34: 622–630.
- 150.** El Zohairy AA, De Gee AJ, Hassan FM, Feilzer AJ. The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability. *Dent Mater* 2004; 20: 778–787.
- 151.** Naves LZ, Soares CJ, Moraes RR, Gonçalves LS, Sinhoretto MA, Corrêa-Sobrinho L. Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent* 2010; 35: 420–427.
- 152.** Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and Surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater* 2012; 28: 467–477.
- 153.** Lacy AM, LaLuz J, Watanabe LG, Dellingeres M. Effect of porcelain Surface treatment on the bond to composite. *J Prosthet Dent* 1988; 60: 288–291.
- 154.** Kupiec KA, Wuertz KM, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 119–124.

- 155.** Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ Jr. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater* 2003; 19: 693–699.
- 156.** Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F et al. The effect of different Surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J Dent* 2010; 38: 39–43.
- 157.** Sattabanasuk V, Charnchairerk P, Punsukumtana L, Burrow MF. Effects of mechanical and chemical surface treatments on the resin-glass ceramic adhesion properties. *J Investigat Clin Dent* 2016; 8(3): e12220.
- 158.** Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture – Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004; 29: 481–508.
- 159.** Panah FG, Rezai SM, Ahmadian L. The influence of ceramic surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin to IPS Empress 2. *J Prosthodont* 2008; 17: 409–414.
- 160.** Zhao L, Jian YT, Wang XD, Zhao K. Bond strength of primer/cement systems to zirconia subjected to artificial aging. *J Prosthet Dent* 2016;116(5):790–796.
- 161.** Scaminaci Russo D, Cinelli F, Sarti C, Giachetti L. Adhesion to Zirconia: A Systematic Review of Current Conditioning Methods and Bonding Materials. *Dent. J.* 2019; 7(3): 74.
- 162.** Borges GA, Sophr AM, de Goes MF. Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003; 89:479-488.
- 163.** Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14:64-71.
- 164.** Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res* 2009; 88: 817-822.
- 165.** Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006; 22:195-200.
- 166.** Magne P, Paranhos MP, Burnett LH, Jr. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mater* 2010; 26: 345-352.
- 167.** Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond

- strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003; 19: 725-731.
- 168.** Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, Watson TF. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont* 2011; 20:84-92.
- 169.** Chen L, Suh BI, Brown D, Chen X. Bonding of primed zirconia ceramics: evidence of chemical bonding and improved bond strengths. *Am J Dent* 2012; 25:103-108.
- 170.** Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater* 2011; 27: 71-82.
- 171.** Kim JH, Chae S, Lee Y, Han GJ, Cho BH. Comparison of shear test methods for evaluating the bond strength of resin cement to zirconia ceramic. *Acta Odontol Scand* 2014; 72: 745-752.
- 172.** Shahin R, Kern M. Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. *Dent Mater* 2010; 26:922-928.
- 173.** Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry* 1999; 27: 89–99.
- 174.** Ben Amar A, Nordenberg D, Liberman R. et al. The control of marginal microleakage in amalgam restorations using dentin adhesive: a pilot study. *Dent Mater* 1987; 3: 94–96.
- 175.** Christen AG, Mitchell DF. A fluorescent dye method for demonstrating leakage around dental restorations. *J Dent Res* 1966; 45: 1485–1492.
- 176.** Crim GA, Garcia-Godoy F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 574–576.
- 177.** Crim GA. Prepolymerization of Gluma 4 sealer: effect on bonding. *Amer J Dent* 1990; 3: 25–27.
- 178.** Derand T. A lining system for composite resin fillings. *J Prosthet Dent*, 1990; 63:134–137.
- 179.** Duke ES, Lindemuth J. Polymeric adhesion to dentin: contrasting substrates. *Amer Dent J*, 1990; 3:264–270.
- 180.** Gordon M, Wasserstein A, Gorfil C, Imber S. Microleakage in three

designs of glass ionomer under composite resin restorations. *J Oral Rehab* 1991; 18:149–154.

181. Kanca J. The effect on microleakage of four dentin –enamel bonding systems. *Quintessence Int*, 1989; 20:359–361.

182. Mandras RS, Retief DH, Russell CM. The effects of thermal and occlusal stresses on the microleakage of Scotchbond 2 dentinal bonding system. *Dent Mater*, 1991; 7:63–67.

183. McInnes P, Perkins E, Weinberg R. Microleakage of glass ionomer/composite laminate class V restorations. *Amer J Dent* 1990; 3:21– 24.

184. Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Den*, 1991; 66:777–781.

185. Setcos JC. Dentine bonding in perspective. *Amer J Dent* 1988; 1:173–175.

186. Tjan AHL, Tan DE. Microleakage at gingival margins of class V composite resin restorations rebonded with various low-viscosity resin systems. *Quintessence Int* 1991; 22: 565–573.

187. Wilson NHF. The evaluation of materials: relationship between laboratory investigations and clinical studies. *Oper Dent* 1990; 15:149–155.

188. Roydhouse RH, Weiss ME. Penetration around the margins of restorations: 1. Review and experiments. *J Can Dent Assoc* 1967; 33:680–689.

189. Kidd EAM, O’Hara JW. The caries status of occlusal amalgam restorations with marginal defects. *J Dent Res* 1990; 69:1275–1277.

190. Shortall AC. In vitro microleakage of class V composite resin restorations with and without light-cured glass–ionomer (polyalkenoate) cement lining. *Eur J Pros Rest Dent* 1992;1:7–11.

191. Nelsen RJ, Wolcott RB, Paffenbarger GC. Fluid exchanges at the margins of dental restorations. *J Amer Dent Assoc* 1952; 44:288– 295.

192. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992; 67(3):325-327.

193. Shortall AC. Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. *Br Dent J* 1982; 153(6):223-227.

194. Crabtree MG, Atkinson HF. A preliminary report on the solubility of decalcified dentine in water. *Austral J Dentistry*, 1955 ;55:340–342.

- 195.** Plant CG, Jones DW, Darvell BW. The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *Brit Dent J*, 1974;137:233–238.
- 196.** Peterson EA, Phillips RW, Swartz ML. A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Amer Dent Assoc*, 1966; 73:1324–1336.
- 197.** Spierings TAM, Peters MCRB, Bosman F, Plasschaert AJM. Verification of theoretical modelling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res*, 1987; 66:1336–1339.
- 198.** Longman CM, Pearson CJ. Variation in temperature of the oral cavity during the imbibition of hot and cold fluids. *J Dent Res* 1984; 63:521.
- 199.** Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Alvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthet Dent* 2014;112(3): 600-605.
- 200.** Torstenson B, Brannstrom M. Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent* 1988; 13:24–31.
- 201.** Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res*, 1972; 51:461–467.
- 202.** Frassetto A, Breshi L, Turco G, et al. Mechanisms of degradation of the hybrid layer in adhesive dentistry and therapeutic agents to improve bond durability-a literature review. *Dent Mater* 2016; 32(2): e41-53.
- 203.** Kawazu M, Takamizawa T, Hirokane E, et al. Comparison of dentin bond durability of a universal adhesive and two etch and rinse adhesive systems. *Clin Oral Investig* 2020; 24(8): 2889-2897.
- 204.** De Munck J, Ermis RB, Koshiro K, et al. NaOCl degradation of a HEMA-free all-in-one adhesive bonded to enamel and dentin following two air-blowing techniques. *J Dent* 2007; 35(1): 74-83.
- 205.** Deng d, Yang h, Guo j, Chen x, Zhang W, Huang C. Effects of different artificial ageing methods on the degradation of adhesive-dentine interfaces. *J Dent* 2014; 42(12): 1577-1585.
- 206.** Carvalho RM, Manso AP, Geraldeli S, Tay FR, & Pashley DH. Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations *Dental Materials* 2012;

28(1): 72-86.

207. Seto KB, McLaren EA, Caputo AA, White SN. Fatigue behavior of the resinous cement to zirconia bond. *Int J Prosthodont* 2013; 22: 523-528.

208. Tzanakakis EG, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J Prosthet Dent* 2016; 115: 9-19.

209. Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent* 2007; 19: 340-354.

210. Suzuki S, Takamizawa T, Imai A, et al. Bond durability of universal adhesive to bovine enamel using self-etch mode. *Clin Oral Investig* 2018; 22(3): 1113-1122.

211. Craig R, Ward M, Bascones Martinez A. *Materiales de odontología restauradora*. 10^a ed. Madrid: Harcourt Brace; 1998 (3): 221-229.

212. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, & Miyazaki M. Bonding performance and interfacial characteristics of short fiber-reinforced resin composite in comparison with other composite restoratives *European Journal of Oral Sciences* 2016; 124(3) 301-308.

213. Hagge MS, Lindemuth JS. Effect of thermocycling on the fracture strength of intact third molars stored for two different time periods. *Mil Med* 2002; 167(8):616-619.

214. Consani S, Santos JG, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MA, Sousa-Neto MD. Effect of cement types on the tensile strength of metallic crowns submitted to thermocycling. *Braz Dent J* 2003; 14(3):193-196.

215. Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Retention and leakage of implant-supported restorations luted with provisional cement: a pilot study. *J Oral Rehabil* 2007;34(3): 206-212.

216. Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16(6): 793-798.

217. Krug KP, Knauber AW, Nothdurft FP. Fracture behavior of metal-ceramic fixed dental prostheses with frameworks from cast or a newly developed

- sintered cobalt-chromium alloy. *Clin Oral Investig* 2015; 19(2): 401-411.
- 218.** Suleiman SH, Vult von Steyern P. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontol Scand* 2013; 71(5): 1280-1289.
- 219.** Ehrenberg D, Weiner GI, Weiner S. Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of provisional resin crowns: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 95(3): 230-236.
- 220.** Shanthala GS, Xavier MK. The effect of thermocycling on fracture toughness and hardness of different core build up materials. *Indian J Dent Res* 2013; 24(6): 653-658.
- 221.** Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil* 1999; 26(2): 130-137.
- 222.** Darbyshire PA, Messer LB, Douglas WH. Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. *J Dent Res* 1988; 67(3): 585-587.
- 223.** Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006; 95(2): 111-116.
- 224.** Wendt SL, Jr. Microleakage and cuspal fracture resistance of heat-treated composite resin inlays. *Am J Dent* 1991; 4(1): 10-14.
- 225.** Momoi Y, Iwase H, Nakano Y, Kohno A, Asanuma A, Yanagisawa K. Gradual increases in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stress. *J Dent Res* 1990; 69(10): 1659-1663.
- 226.** Sano H, Chowdhury AFMA, Saikaew P, Matsumoto M, Hoshika S, Yamauti M. The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. *Jpn Dent Sci Rev.* 2020; 56(1): 24–31.
- 227.** McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomater* 2002; 23: 3603–3608.
- 228.** Della Bona A, Borba M, Benetti P, Cecchetti D. Effect of Surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite

resin. *Braz Oral Res.* 2007; 21:10–15.

229. Della Bona A, van Noort R. Shear versus tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res.* 1995; 74:1591–1596.

230. Della BA. Important aspects of bonding resin to dental ceramics. *J Adhes Sci Technol.* 2009; 23:1163–1179.

231. Kelly JR, Benetti P, Rungruanganunt P, Della BA. The slippery slope: critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater.* 2012; 28:41–51.

232. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent.* 1999; 1: 299–309.

233. Herrera Esteban I. Fracasos en la adhesión. *Av en Odontoestomatol* 2005; 21(2):63–69.

234. Breschi, L.; Mazzoni, A.; Ruggeri, A.; Cadenaro, M.; Di Lenarda, R.; De Stefano Dorigo, E. Dental adhesión review: Aging and stability of the bonded interface. *Dent. Mater.* 2008, 24, 90–101.

235. Gutiérrez B, Planells P. Minimal intervention dentistry update: remineralization and infiltration of incipient caries lesions. *Cient Dent* 2010; 7(3): 183-191.

236. Samra APB, Morais E, Mazur RF, Vieira SR, Rached RN. CAD/CAM in dentistry -A critical review. *Rev Odonto Cienc.* 2016; 31(3):140–144.

237. Whitehouse J. Bienvenidos al mundo de la odontología mínimamente invasiva. *J Minim Interv Dent* 2009; 2 (2): 270-272.

238. Wepler M. Evaluación actual de la tecnología CAD/CAM en la prótesis dental. *Quintessence técnica* 2012; 23 (1): 39-48.

239. De Oliveira WL, Piva E, Fernandes A. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Denti* 2015; 43: 765–776.

240. Manuja N, Pandit IK, Srivastava N, Gugnani N, Nagpal R. Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: An in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 2011; 1 - 29.

241. Jayasheel A, Niranjana N, Hemanthkumar P, Suryakanth M. Comparative Evaluation of shear Bond Strength of universal Dental Adhesives -An in vitro

study. *J Clin Exp Dent* 2017; 9(7):e892-896.

242. Rodrigues R, Ramos C, Francisconi P, Borges F. The shear bond strength of self- adhesive resin cements to dentin and enamel: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2015; 113: 220-227.

243. Sreekala L, Narayanan M, Eerali S, Varghese J, Zainaba F. Comparative evaluation of shear bond strengths of veneering porcelain to base metal alloy and zirconia substructures before and after aging – An in vitro study. *J Int Soc PrevCommunity Dent* 2015; 5: 74 – 81.

244. Anche S, Kakarla P, Kishore K, et al. The Comparison of Shear Bond Strength Between Fibre Reinforced Composite Posts with Three Different Composite Core Materials – An In vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2014; 8(1): 236-238.

245. Memarpour M, Shafiei F, Razmjouei F, Soltani M. Shear bond strength and scanning electron microscopy characteristics of universal adhesive in primary toothdentin: An in vitro study. *Dent Res J* 2018; 15(4): 264–270.

246. Deepa V, Dhamaraju B, Priyadharsini I, Balaji T. Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to three different liners: TheraCal LC, Biodentine, and resin-modified glass ionomer cement using universal adhesive: An in vitro study. *J Conserv Dent* 2016; 19(2): 166–170.

247. Vittal RA, Damodar BN. The comparative evaluation of shear bond strength of a bioactive material to different universal bonding agents – An in vitro study. *JConserv Dent* 2019; 22(5): 470–474.

248. Mandri M, Aguirre G, Zamudio E. Sistemas adhesivos en Odontología Restauradora. *Revista de Odontoestomatología* 2015; 26(17): 50-56.

249. Muñoz M, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio A, Bombarda N. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent* 2013; 41 (5): 404-411.

250. Salah T, Nossair S. Effect of Surface Treatment Protocols on Bonding of Resin Luting Agents to Zirconia Based Ceramics. *J Dent* 2018; 2(11): 54–62.

251. Piascik JR, Swift EJ, Thompson JY, Grego S, Stoner BR. Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. *Dent Mater* 2009; 25(9): 1116–1121.

- 252.** Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, Maruo Y, Makita Y, Okihara T, Irie M, Yoshida Y, Meerbeek B. Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives. *Dent Mater* 2016; 32: 1218–1225.
- 253.** Hamiyet K, Fatma AS, Sedanur T. Shear bond strengths of aged and non-aged CAD/CAM materials after different surface treatments. *J Adv Prosthodont* 2020; 12: 273-282.
- 254.** Kassem IA, Farrag IE, Zidan SM, ElGuindy JF, Elbasty RS. Marginal gap and fracture resistance of CAD/CAM ceramill COMP and cerasmart endocrowns for restoring endodontically treated molars bonded with two adhesive protocols: an in vitro study. *Biomater Investig Dent* 2020; 7(1):50–60.
- 255.** Rohr N, Flury A, Fischer J. Efficacy of a universal adhesive in the bond strength of composite cements to polymer-infiltrated ceramic. *J Adhes Dent* 2017; 19(5):417–424.
- 256.** Fasbinder DJ, Neiva GF, Heys D, Heys R. Clinical evaluation of chairside Computer Assisted Design/Computer Assisted Machining nano-ceramic restorations: Five-year status. *J Esthet Restor Dent* 2020; 32(2): 193-203.
- 257.** Nejatidanesh F, Amjadi M, Akouchekian M, Savabi O. Clinical performance of CEREC AC Bluecam conservative ceramic restorations after five years – A retrospective study. *J Dent* 2015; 43(9):1076-1082.
- 258.** Bravo C, Sampaio CS, Hirata R, Puppini-Rontani RM, Mayoral JR, Giner L. Effect of 2 % Chlorhexidine on Dentin Shear Bond Strength of Different Adhesive Systems: A 6 Months Evaluation. *Int J Morphol* 2017; 35(3):1140–1146.
- 259.** Masao Hanabusa et al. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent* 2012; 40(6): 475-484.
- 260.** Ortiz-Ruiz AJ, Teruel-Fernández J de D, Alcolea-Rubio LA, Hernández-Fernández A, Martínez-Beneyto Y, Gispert-Guirado F. Structural differences in enamel and dentin in human, bovine, porcine, and ovine teeth. *Ann Anat - Anat Anzeiger* 2018; 218: 7–17.
- 261.** Soares FZM, Follak A, da Rosa LS, Montagner AF, Lenzi TL, Rocha RO. Bovine tooth is a substitute for human tooth on bond strength studies: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Dent Mater* 2016;

32(11):1385–1393.

262. Zecin-Deren A, Sokolowski J, Szczesio-Wlodarczyk A, Piwonski I, Lukomska-Szymanska M, Lapinska B. Multi-Layer Application of Self-Etch and Universal Adhesives and the Effect on Dentin Bond Strength. *Molecules* 2019; 24(2): 345.

263. Yamauchi K, Tsujimoto A, Jurado CA, Shimatani Y, Nagura Y, Takamizawa T, et al. Etch-and-rinse vs self-etch mode for dentin bonding effectiveness of universal adhesives. *J Oral Sc.* 2019; 61(4):549–553.

264. Hatırlı H, Yerliyurt K. Effect of Clinically Relevant Smear Layers and pH of Universal Adhesives on Dentin Bond Strength and Durability. *J Adhes Dent* 2022; 24; 24(1):87–94.

265. Sezinando A, Serrano ML, Pérez VM, Muñoz RGA, Ceballos L, Perdigão J. Chemical adhesion of polyalkenoate-based adhesives to hydroxyapatite. *J Adhes Dent* 2016; 18(3): 257–265.

266. Matinlinna JP, Lassila L V. 42- Enhanced resin-composite bonding to zirconia framework after pretreatment with selected silane monomers. *Dent Mater* 2011; 27(3):273–280.

267. Bömicke W, Schürz A, Krisam J, Rammelsberg P, Rues S. Durability of resin-zirconia bonds produced using methods available in dental practice. *J Adhes Dent* 2016; 18(1): 17–27.

268. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Yamauti M, Pashley DH, et al. Durability of resin-dentin bonds: Effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dent Mater* 2007; 23(7): 885–892.

269. Cardenas AM, Siqueira F, Hass V, Malaquias P, Gutierrez MF, Reis A, et al. Effect of MDP-containing Silane and Adhesive Used Alone or in Combination on the Long-term Bond Strength and Chemical Interaction with Lithium Disilicate Ceramics. *J Adhes Dent* 2017; 19(3): 203–212.

270. Van Landuyt KL, Snauwaert J, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dent Mater* 2008; 24(10): 1412–1419.

ANEXOS

I. Carta de aprobación del proyecto de Tesis de la Escuela de Doctorado

Universitat Internacional de Catalunya	Campus Barcelona Immaculada, 22 08017 Barcelona, Spain T. +34 932 541 800 www.uic.es	
---	--	---

ESCUELA DE DOCTORADO
PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA SALUD

Barcelona, 25 de enero de 2018

Apreciada Berta

Por la presente le comunico que la Comisión Académica de Doctorado en Ciencias de la Salud ha acordado aprobar su proyecto de tesis:

Doctorando: PAULO RODRÍGUEZ, Berta
Director: Dr. ROIG CAYON, Miguel
Codirector: Dr. Ivo Krejci
Tutor: Dr. MAYORAL MOLINA, Juan Ricardo

Título de la tesis: *"Bond strength of novel Universal Adhesives for luting restorative CAD/CAM materials and dental substrate. Influence of the artificial aging"*.


Universitat Internacional
de Catalunya
Escola de Doctorat



Sònia Soriano
Secretaria Escuela de Doctorado

II. Carta de aprobació del estudi per part del Comitè Ètic de Investigació (CER)



APROVACIÓ PROJECTE PEL CER/ APROBACIÓN PROYECTO POR EL CER

Codi de l'estudi / *Código del estudio*: REST-ELM-2017-13
Versió del protocol / *Versión del protocolo*: 1.0
Data de la versió / *Fecha de la versión*: 11/02/2018
Títol / *Título*: Bond strength of novel Universal Adhesives for luting restorative CAD/CAM materials and dental substrate. Influence of the artificial aging

Sant Cugat del Vallès, 11 d'abril de 2018

Doctoranda: Berta Paulo Rodríguez
Director de tesi: Ivo KREJCI, Dr. Miguel Roig
Supervisors: Dr. J. Ricardo Mayoral

Títol de l'estudi / *Título del estudio*: Bond strength of novel Universal Adhesives for luting restorative CAD/CAM materials and dental substrate. Influence of the artificial aging

Benvolgut/da,

Valorat el projecte presentat, el CER de la Universitat Internacional de Catalunya, considera que, el contingut de la investigació, no implica cap inconvenient relacionat amb la dignitat humana, tracte ètic per als animals ni atempta contra el medi ambient, ni té implicacions econòmiques ni conflicte d'interessos, però no s'han valorat els aspectes metodològics del projecte de recerca degut a que tal anàlisi correspon a d'altres instàncies.

Per aquests motius, el Comitè d'Ètica de Recerca, **RESOLT FAVORABLEMENT**, emetre aquest **CERTIFICAT D'APROVACIÓ**, per que pugui ser presentat a les instàncies que així ho requereixin.

Em permeto recordar-li que si en el procés d'execució es produís algun canvi significatiu en els seus plantejaments, hauria de ser sotmès novament a la revisió i aprovació del CER.

Atentament,

Apreciado/a,

Valorado el proyecto presentado, el CER de la Universidad Internacional de Catalunya, considera que, el contenido de la investigación, no implica ningún inconveniente relacionado con la dignidad humana, trato ético para los animales, ni atenta contra el medio ambiente, ni tiene implicaciones económicas ni conflicto de intereses, pero no se han valorado aspectos metodológicos del proyecto de investigación debido a que tal análisis corresponde a otras instancias.

Por estos motivos, el Comité d'Ètica de Recerca, RESUELVE FAVORABLEMENTE, emitir este CERTIFICADO DE APROBACIÓN, para que pueda ser presentado a las instancias que así lo requieran.

Me permito recordarle que si el proceso de ejecución se produjera algún cambio significativo en sus planteamientos, debería ser sometido nuevamente a la revisión y aprobación del CER.

Atentamente,

Dr. Josep Argemí
President CER-UIC

