



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“INCIDENCIA DE LA UTILIZACIÓN DE DIFERENTES SISTEMAS
ADHESIVOS, LA APLICACIÓN DE UNA CAPA EXTRA DE RESINA
FLUIDA Y EL MOMENTO DE CEMENTADO EN LA ADHESIÓN A
LA DENTINA SELLADA”**

TESISTA:

OD. JORGE ERNESTO MORGADO

DIRECTOR:

PROF. DR. JUAN CARLOS ALBERA

CÓRDOBA, 2021



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Escuela de Posgrado

Tesis para optar al título de Doctor en Odontología

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Doctorando:

Od. Jorge Ernesto Morgado

Director:

Prof. Dr. Juan Carlos Albera

Codirector:

Prof. Dr. Gustavo Fabián Molina

2021

COMISIÓN DE SEGUIMIENTO:

Prof. Dra. Sonia Rosa Julián

Facultad Odontología. UNC

Prof. Dr. Roberto Daniel Pérez

Facultad de Matemáticas, Astronomía y Física. UNC

Prof. Dr. Juan Carlos Albera

Fundación Independencia

JURADO DE TESIS:

Prof. Dra. Sonia Rosa Julián

Facultad Odontología. UNC

Prof. Dr. Roberto Daniel Pérez

Facultad de Matemáticas, Astronomía y Física. UNC

Prof. Dra. María Eugenia Zamudio

Facultad Odontología. UNNE

DEDICATORIAS

A mis hijas, Paula y Trinidad

A mi esposa, Sandra Janet

A mi madre, Alicia

A mis suegros, Honorio y Myrian

A mi hermano, Martín

A mis sobrinos, Julieta, Zoe, Olivia y Sebastián

A la memoria de mi padre, Jorge

AGRADECIMIENTOS

A la Facultad de Odontología (UNC) que me formó y me permitió utilizar sus instalaciones para concretar esta investigación.

Al Jurado de Tesis, Profesora Dra. Sonia Julián, al Profesor Dr. Roberto Daniel Pérez y a la Profesora Dra. María Eugenia Zamudio por sus valiosos consejos y observaciones para la realización de este trabajo.

A mi Director, amigo y Profesor Dr. Juan Carlos Albera, por su insistencia para que me iniciara en este proyecto que hoy finaliza. Gracias por todo lo compartido durante 29 años, por su sabiduría, sus consejos. Siempre encontraba las palabras para alentarme, aun en los momentos más dificultosos. Agradecido por haber disfrutado estos años de su sapiencia, su generosidad, por habernos regalado sus conocimientos. Como siempre digo, supo transmitir los conceptos de oclusión a un nivel terrenal para que todos los que lo escuchábamos pudiéramos entenderlos y aplicarlos, mil gracias.

A mi Codirector, Profesor Dr. Gustavo Fabián Molina que aceptó ser parte de esta investigación. Sus indicaciones y sugerencias siempre tan precisas y claras ayudaron muchísimo a llevar adelante cada etapa. Su constante predisposición y ayuda facilitaron el transitar en este proyecto. Estos cuatro años y medio me permitieron conocer un gran Profesor y una mejor persona.

Al Ingeniero Luis Croharé, por los aportes realizados desde el inicio de este proceso, siempre con valiosas sugerencias para mejorar la calidad de este trabajo y por el minucioso desarrollo estadístico.

Al Dr. Gustavo A. Oviedo, por su acompañamiento en mis comienzos profesionales. Gracias por sus enseñanzas odontológicas y de vida.

Al Dr. Gustavo Masquijo, por sus recomendaciones siempre tan bien sustentadas por ejemplos claros que me ayudaron a enderezar el rumbo.

Al Dr. Ricardo Portigliatti, por el tiempo que dispuso en leer parte de este trabajo y recomendar aspectos que enriquecieron esta investigación.

A mamá, gracias por tu apoyo desde que comencé este camino de la Tesis Doctoral. Tus palabras de aliento siempre presentes ayudaron mucho. Los valores que me transmitiste me permitieron cosechar cosas muy importantes a lo largo de estos años.

A papá, donde quiera que estés, gracias por todo lo que me brindaste. Me enseñaste a ser gente de bien, espero haberlo logrado. Lamentablemente, te nos fuiste muy temprano, todavía quedaban muchas cosas hermosas por compartir.

A mi hermano Martín, por su ayuda con el diseño del instrumento para sujetar las muestras en la máquina de ensayos.

A mis suegros, Honorio y Myrian, eternamente agradecido por darme un lugar en su familia y hacerme sentir uno más.

Al Ingeniero Mecánico Roberto Mazzuferi, quien supo interpretar las ideas para diseñar y realizar el dispositivo de trabajo.

A la Dra Elba G. Priotto, por su amabilidad y predisposición cada vez que necesité su ayuda.

A Sofia Arach y Liliana Dajruch, por su atención y constante colaboración.

A los amigos, siempre presentes. Nunca se olvidaron de preguntar “¿cómo va la tesis?” Si escribo nombres, seguramente quedaría mal con alguno de ellos por omisión. Agradecido a Dios de que esa lista sea bastante extensa.

A Paula Vazquez Mosquera y Belén Ferrer, compañeras de camino, gracias por todo lo compartido y por su amistad.

A mis ternuras, Paula y Trini, los dos regalos más bellos que me dio la vida. Gracias por resignar momentos familiares para que pudiera realizar este sueño, hoy hecho realidad.

Paulita, hija querida, tu dedicación y esmero en la corrección de este escrito hoy tienen su recompensa. Soy consciente de que corregirlo e instruirme fue una ardua tarea. Mil gracias.

Trini, tus consejos y ayuda para obtener las fotos y el diseño de los gráficos de este trabajo me sirvieron muchísimo. Muchas gracias.

A Sandra Janet, esposa, madre, amiga, compañera de tantos años. Estos últimos parecían que no pasaban más, pero siempre a mi lado ayudando con todo. Tus sabias palabras para convencerme de comenzar este trabajo, tu cooperación en cada etapa, las horas de preparación de las muestras, cementado de discos, en fin, la lista sería muy larga. ¡¡¡Gracias por todo, este logro también es tuyo!!!

ÍNDICE:

-RESUMEN.....	6
-ABSTRACT.....	7
-INTRODUCCIÓN.....	8
-MARCO TEÓRICO:.....	9
*GENERALIDADES.....	10
*TEJIDOS DENTARIOS.....	11
ESMALTE.....	11
DENTINA.....	13
*BARRO DENTINARIO.....	16
*SISTEMAS ADHESIVOS.....	17
EVOLUCIÓN.....	17
CLASIFICACIÓN.....	19
*CAPA HÍBRIDA.....	27
DEGRADACIÓN ENZIMÁTICA DE LAS FIBRAS COLÁGENAS.....	28
HIDRÓLISIS DE LA CAPA ADHESIVA.....	29
ESTRATEGIAS CLÍNICAS PARA CONSERVAR LA ESTABILIDAD DE LA CAPA ADHESIVA.....	30
*CAPA INHIBIDA POR EL OXÍGENO.....	33
*SELLADO DENTINARIO INMEDIATO.....	34
-OBJETIVOS.....	37
-MATERIALES Y MÉTODOS.....	38
-RESULTADOS.....	61
-DISCUSIÓN.....	85
-CONCLUSIONES.....	100
-BIBLIOGRAFÍA.....	101
-ANEXOS.....	119

-RESUMEN

Problema: la técnica de sellado dentinario inmediato requiere la aplicación de un adhesivo sobre la dentina expuesta. El rendimiento de estos sistemas, en términos de resistencia adhesiva, es dispar y depende de variables propias de su estructura química y de factores que pueden modificar su *performance*.

Objetivo: el propósito de este estudio fue realizar una investigación *in vitro* para evaluar la adhesión a dentina con sellado inmediato de tres sistemas adhesivos diferentes, con y sin aplicación de una capa extra de resina fluida, y su comportamiento según el momento en que se realizó el cementado de la restauración.

Materiales y métodos: se utilizaron 240 molares sanos fijados en tubos de acero inoxidable con su porción coronaria expuesta. Sobre ella, se realizó un corte horizontal que eliminó el tercio oclusal para dejar dentina expuesta y se procedió a realizar el sellado dentinario con tres sistemas adhesivos diferentes: Scotchbond Multipropósito (SMP), Optibond FL (OFL) y Clearfil SE Bond (CSB). La mitad de las muestras recibió una capa extra de resina fluida y se conformaron 6 grupos (n=40). Posteriormente, se cementaron discos de composite en 4 etapas y se determinaron 4 subgrupos: A (inmediato), B (2 semanas), C (8 semanas) y D (32 semanas) (n=10). Los grupos B, C y D fueron protegidos con provisionales fijados con cemento temporal. Cumplidos los plazos, se retiraron los provisionales y se limpió la superficie para cementar los discos. Se evaluó la resistencia adhesiva con una máquina universal de ensayos Digimess X800 y se aplicó una fuerza de cizalla hasta el decementado de los discos o la rotura de los elementos dentarios. Las fallas se clasificaron en: adhesivas, mixtas A-C, mixtas A-C-S y de sustrato. Los datos de esfuerzo cortante registrados fueron evaluados mediante ANOVA de 3 vías (adhesivo, capa de resina fluida y etapa).

Resultados: para las variables adhesivo y etapa se registraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$). Las etapas A y B conformaron un subconjunto homogéneo ($p > 0,05$) con valores más bajos que los registrados en las etapas C y D. Estas últimas constituyeron un segundo subconjunto homogéneo (test *post hoc* de Scheffé, $p > 0,05$). En las etapas A y B, SMP exhibió mayores valores de adhesión en contraste con OFL que mostró una menor resistencia. CSB registró valores intermedios. Las diferencias entre ellos se redujeron en la etapa C y D. La capa extra de resina fluida no representó diferencias estadísticas entre los grupos ($p > 0,05$).

Conclusiones: el tipo de falla no demostró relevancia en función del adhesivo y su rendimiento fue diferente según la etapa evaluada. Los valores de adhesión exhibieron una mejora en las etapas C y D. Este hallazgo evidencia que el tiempo prolongado de sellado dentinario influye favorablemente en la adhesión de restauraciones indirectas.

-ABSTRACT

Problem: The immediate dentin sealing technique requires the application of an adhesive on exposed dentin. The performance of these systems, in terms of adhesive resistance, is different and depends on typical variables of its chemical structure and factors that can modify its performance.

Objective: The purpose of this study was to conduct an in vitro research to assess dentin adhesion with immediate sealing of three different adhesion systems, with and without the application of an extra layer of fluid resin, and its behavior according to the time when the cementing of the restoration is carried out.

Materials and methods: 240 healthy molars were used and fixed in stainless steel tubes with their coronary part exposed. On it, a horizontal cut was made that eliminated the occlusal part to leave dentin exposed. Then, proceeded to perform the dentin sealing with three different adhesive systems: Scotchbond Multipurpose (SMP), Optibond FL (OFL) and Clearfil SE Bond (CSB). Half of the samples received an extra layer of fluid resin and 6 groups were formed (n= 40).

Subsequently, composite discs were cemented in 4 stages and 4 subgroups were determined: A (immediate), B (2 weeks), C (8 weeks) and D (32 weeks) (n=10). Groups B, C and D were protected with provisionals using temporary cement. After the deadlines these were removed and the surface was cleaned to cement the resin discs. The adhesive resistance was evaluated with a universal Digimess X800 test machine and shear force was applied until the failure adhesive of the discs or the rupture of the tooth elements. Failures were classified into: adhesive, mixed A-C, mixed A-C-S and substrate. The recorded shear stress data were evaluated using a 3-way ANOVA (adhesive, fluid resin layer and stage).

Results: Statistically significant differences ($p < 0.05$) were recorded for the adhesive and stage variables. Stages A and B formed a homogeneous subset ($p > 0.05$) with lower values than those recorded in stages C and D. These formed a second homogeneous subset (Scheffé post hoc test, $p > 0.05$). In stages A and B, SMP exhibited higher adhesion values in contrast to OFL which showed lower strength, CSB recorded intermediate values. Differences between them decreased in stage C and D. The extra layer of fluid resin did not represent statistical differences between the groups ($p > 0.05$).

Conclusions: The type of failure did not demonstrate relevance depending on the adhesive and its performance was different depending on the stage evaluated. Adhesion values showed an improvement in stages C and D. This finding shows that prolonged immediate dentin sealing time has a positive impact on the adhesion of indirect restorations.

-INTRODUCCIÓN

La realización de restauraciones indirectas en la práctica diaria odontológica se ha incrementado en los últimos años. La demanda estética por parte de los pacientes es un factor que influyó en este aspecto, además de las necesidades funcionales y biológicas de las piezas dentales afectadas.

El empleo de estructuras de porcelana cocida sobre metal implica la realización de preparaciones dentales que deberán brindarle resistencia y retención. Estos son los principios básicos para lograr la estabilidad ante fuerzas axiales, traccionales y compresivas.

Estos tallados requieren de un sacrificio de tejido importante, lo que acarrea, en algunos casos, la necesidad de un tratamiento endodóntico posterior a la preparación. Además, en algunos colegas, todavía persiste el pensamiento sobre la necesidad de colocar un poste metálico en una pieza endodonciada. El resultado final es un elemento restaurado con un escaso remanente y propiedades biomecánicas disminuidas. Por lo expuesto, la longevidad de estas piezas puede reducirse al ser sometidas a cargas funcionales y parafuncionales.

El surgimiento de diversos materiales cerámicos y resinosos, con el propósito de lograr un mimetismo en la cavidad oral, se produce en conjunción con la práctica de una odontología más conservadora mínimamente invasiva. Su objetivo es lograr la mayor preservación de estructuras dentarias remanentes sanas favorecida por el desarrollo de materiales que permiten el empleo exitoso de principios de adhesión entre tejidos dentales y nuevos materiales restaurativos.

Para lograrlo, los sistemas adhesivos desempeñan un rol importante al conseguir una unión química o física tanto a nivel de tejidos dentarios como a los materiales de restauración. Entre ambos, el cemento de fijación actúa como un elemento de enlace y se conforma una unidad estructural entre los tres componentes (diente-cemento-restauración) basada en principios puramente adhesivos.

El tejido dental que presentó algún grado de dificultad para lograr una unión duradera y estable en el tiempo fue la dentina. Cada paso clínico durante la confección de la restauración definitiva representaba potencialmente una posibilidad en la contaminación de este sustrato. Esto, al momento de realizar los protocolos adhesivos, ocasionaría un perjuicio en los resultados deseados.

La aplicación de sistemas de adhesión en forma inmediata al tallado brindó algunas soluciones a esta problemática. Estos exhiben rendimientos diferentes en función de sus formulaciones y metodología de aplicación.

El presente trabajo se realizó con el propósito de evaluar el desempeño de algunos de los sistemas adhesivos disponibles en el mercado, uno con alto porcentaje

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

de relleno y dos con bajo, con la introducción de variables que podrían beneficiar o no su comportamiento adhesivo. Los aspectos sometidos a análisis se encuentran detallados en el apartado correspondiente a objetivos.

-MARCO TEÓRICO

***Generalidades**

La odontología restauradora a lo largo de los años ha buscado devolver forma, función y estética, con diferentes tipos de materiales y técnicas, a las piezas dentales afectadas por caries, defectos en su estructura o alteraciones provocadas por distintas noxas.

En 1957, el Dr. John Borden ¹ mejoró el diseño de la turbina impulsada por aire, desarrollada previamente por John P. Walsh, y la casa Dentsply la comercializó con el nombre de Airotor Borden. Este evento marcó un avance importante para la práctica diaria odontológica.

En 1976, Shillimburg ² definió a las preparaciones dentarias con finalidad protética como un desgaste dentario selectivo con la intención de reemplazar la estructura perdida con un mínimo tallado. Además, planteó que la restauración debe permanecer fija al diente por los principios de retención y resistencia, que debe otorgar la preparación, y señaló "ningún cemento compatible con la estructura dentaria viva y el entorno biológico de la cavidad oral posee adecuadas propiedades de adhesión para que la restauración permanezca en su sitio únicamente gracias a ella" ².

Este enunciado obligaba al odontólogo a realizar preparaciones totales o parciales con un sacrificio de tejido dental importante para generar el espacio necesario con el antagonista y espesores suficientes para la realización de una restauración que cumpliera con todos los requisitos establecidos ³.

Estos tallados implicaban ciertas amenazas para la salud del tejido pulpar que llegaron, en algunos casos, a su exposición durante la preparación o a síntomas de dolor con posterioridad. La edad del paciente y la ubicación del elemento en la arcada como así también la experiencia del operador representan un factor importante a considerar al momento de comenzar un tallado ⁴⁻⁶.

Cuando se realiza un tallado coronario total, queda expuesto aproximadamente 1 centímetro cuadrado de dentina. Esto representa alrededor de 3.000.000 de túbulos dentinarios abiertos que se transforman en una vía de ingreso para las bacterias cada vez que el elemento dentario es expuesto al medio bucal, ya sea en cada etapa clínica de tratamiento o por el posible decementado de la restauración provisional. Otra consecuencia es la salida de fluido dentinario descrita por Brännström ⁷ que genera

sensibilidad postoperatoria, quizás uno de los efectos más comunes y menos deseados en un tallado dental ⁸.

La situación planteada llevó, en forma equívoca, a odontólogos a indicar de manera preventiva endodoncias en aquellas piezas que iban a recibir una restauración coronaria. Esta conducta tenía como objetivo evitar la complicación más común de las preparaciones: el tratamiento endodóntico posterior al tallado ^{9,10}.

Diversos estudios dejan en claro que bajo ningún aspecto debe realizarse la endodoncia como terapia preventiva, ya que solo entre un 3 y 25% de las piezas talladas para corona total necesitan del procedimiento endodóntico ulterior al desgaste ¹¹⁻¹⁴.

Una vez realizada la preparación, es necesaria la elaboración de un elemento provisorio por necesidades estéticas, funcionales y biológicas.

El glosario de términos prostodónticos en su novena edición lo define como “una prótesis dental fija o removible, o prótesis maxilofacial diseñada para mejorar la estética, estabilización, y / o funcionar por un período de tiempo limitado, después del cual debe ser reemplazado por una prótesis dental o maxilofacial definitiva; a menudo tales prótesis se utilizan para ayudar a determinar la efectividad terapéutica de un plan de tratamiento específico o la forma y función de la prótesis definitiva planificada” ¹⁵.

Durante la confección del elemento provisional, la dentina sufre una agresión química y térmica como consecuencia de los materiales utilizados ^{16,17}.

El producto empleado para la realización de una restauración provisorio debe poseer adecuada resistencia mecánica y no irritar el tejido pulpar ni tejidos blandos bucales. Si se lo procesa en forma directa, tiene que generar mínima reacción exotérmica. En cuanto a la restauración, debe brindar protección al tejido remanente, estabilidad posicional, estética, devolver funciones y modelar tejidos blandos ^{18,19}.

El elemento provisorio es fijado por un cemento dental de uso transitorio que puede tener efectos adversos sobre el tejido dentinario. Su completa remoción es dificultosa y la presencia de restos se traduce en cambios en la humectabilidad, permeabilidad y reactividad de la dentina a la acción de sustancias que se utilizan en los pasos de cementado definitivo ²⁰⁻²².

Por lo mencionado anteriormente, queda en evidencia que la dentina expuesta por el tallado es vulnerable a la acción de sustancias externas provenientes del medio bucal, maniobras clínicas practicadas por el profesional y materiales requeridos en cada una de ellas. Señalado este inconveniente, comenzaron a gestarse algunos cambios en lo referido al cuidado que debía recibir el tejido dentinario expuesto posterior al tallado ²³.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Este cambio de paradigmas dio comienzo a un nuevo enfoque respecto al cuidado de la dentina y su rol en el proceso de fijación de una restauración definitiva.

A partir del desarrollo de estos principios de adhesión, se diseñaron estructuras que, mediante tratamientos específicos, podían adherirse a las superficies dentales con mínimo desgaste por medio de cementos. La posibilidad de utilizar materiales restauradores, estéticos y biocompatibles solo es factible si ellos son fijados a través de protocolos adhesivos²⁴⁻²⁹.

Por lo mencionado anteriormente, se logra una unión más duradera y resistente a las fuerzas de dislocamiento sin depender de la planimetría de la preparación dental³⁰⁻³².

Los protocolos adhesivos presentan un desafío para el clínico, ya que el esmalte y la dentina poseen una estructura histológica diferente. Debido a esto, la secuencia de aplicación en cada sistema adhesivo es disímil y su evolución a lo largo de los años, muy dispar^{33,25}.

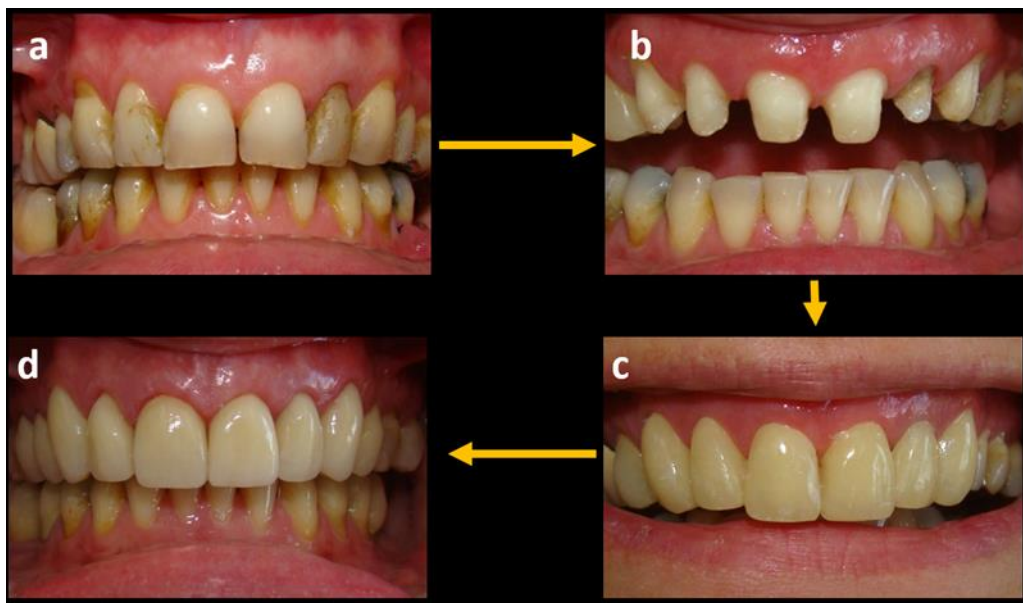


Figura 1- Secuencia clínica de rehabilitación en el sector anterior-superior. **a)** Elementos con desgastes y alteraciones estéticas; **b)** Piezas #13, 12, 11, 21 y 23 vitales, 22 con perno de fibra talladas para recibir coronas cerámicas; **c)** Provisionalización de la rehabilitación con resina acrílica; **d)** Rehabilitación finalizada con coronas cerámicas.

*Tejidos dentarios

Esmalte

Es uno de los tejidos con mayor grado de mineralización y, por ende, muy frágil.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Se origina a partir de los ameloblastos que atraviesan sucesivas etapas durante el proceso de formación o maduración de este tejido. Una vez mineralizado, los ameloblastos entran en una fase de regresión, por lo que desaparece su capacidad para regenerarse.

Es un tejido avascular, acelular y carece de colágeno. Se lo considera una cerámica densa con impurezas ³⁴.

Entre sus componentes se describen un 97% de matriz inorgánica, un 2% de matriz orgánica y un 1% de agua ³⁵.

La parte inorgánica está compuesta por cristales de hidroxiapatita. Estos se originan por la cristalización de sales minerales cálcicas en la matriz del esmalte. También se encuentran minerales de calcio como carbonatos y sulfatos. Además, posee oligoelementos como hierro, flúor, potasio y magnesio ^{35,36}.

Los cristales de hidroxiapatita se organizan en forma tridimensional, lo que da origen a los prismas adamantinos que se consideran la unidad funcional de este tejido.

En la porción orgánica, se encuentra una matriz de proteínas (amelogeninas, enamelinas, ameloblastinas), glicoproteínas y lípidos.

El agua se ubica en la periferia de los cristales en una concentración mínima y con el paso de los años desaparece.

Debido a su composición química, estos cristales son vulnerables a la acción de ciertos ácidos que alteran su estructura (caries, erosiones, acondicionamiento ácido) ³⁷.

El protocolo de grabado en esmalte comenzó con Buonocore en 1954 ³⁸ quien planteó altas concentraciones de ácido y tiempo prolongados de aplicación sobre su superficie. Con el objetivo de mejorar la técnica de Buonocore, se utilizaron diferentes concentraciones cuyos precipitados tenían una influencia directa sobre los valores de adhesión a esmalte.

Cuando se utilizó ácido fosfórico al 50%, se produjo un depósito de sales de monohidrato de fosfato monocálcico que fue fácil de eliminar con el lavado. En concentraciones menores que 27%, se originó un sedimento de dihidrato de fosfato dicálcico, muy difícil de quitar, que provocó la obliteración de los microporos. Debido a estos hallazgos, se sugiere una concentración del 35-40% que crea superficies retentivas y fácil remoción del precipitado ³³.

El tiempo de grabado que inicialmente se realizó por 60 segundos se redujo a 30, ya que las microrretenciones generadas durante este período fueron suficientes para brindar una traba micromecánica.

Algunos autores demostraron que un grabado ácido de 15 segundos generaría la misma rugosidad y fuerza de unión que 60 segundos de aplicación ^{39,40}.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

El acondicionamiento ácido crea una superficie muy apta para lograr una adhesión con resultados predecibles y duraderos, dado que este procedimiento provoca una desmineralización de la sustancia inorgánica, a través de una reacción ácido-base con la hidroxiapatita, y la consiguiente formación de sales solubles de fosfato de calcio que posteriormente se eliminan con el lavado.

En el esmalte, como consecuencia de la desmineralización provocada por el ataque ácido, se forman microporos a nivel superficial que dan origen a los llamados patrones de acondicionamiento adamantino. En 1975 se describieron 3⁴¹:

- Tipo I: el ácido disuelve el núcleo de los prismas.
- Tipo II: el ácido disuelve la periferia de los prismas.
- Tipo III: no es posible observar estructura prismática.

Galil⁴², en 1979, aplicó una nomenclatura de 5 patrones confirmada en 2002⁴³:

- Patrón I: el centro del prisma aparece erosionado y la periferia, insoluble.
- Patrón II: la periferia del prisma aparece erosionada y el centro, insoluble.
- Patrón III: se produce erosión generalizada y se configuran imágenes que recuerdan vagamente la morfología prismática de escamas de pescado.
- Patrón IV: se observa una superficie con socavados y marcas no uniformes.

Se caracteriza por una zona de depresiones ubicadas aleatoriamente sin que exista una destrucción preferentemente de la periferia o centro de los prismas.

-Patrón V: no se evidencian prismas. Es una zona lisa que carece de microirregularidades.

Desde el punto de vista adhesivo a nivel de esmalte, los productos utilizados en los protocolos no han sufrido cambios sustanciales al considerar los resultados obtenidos a lo largo de los años.

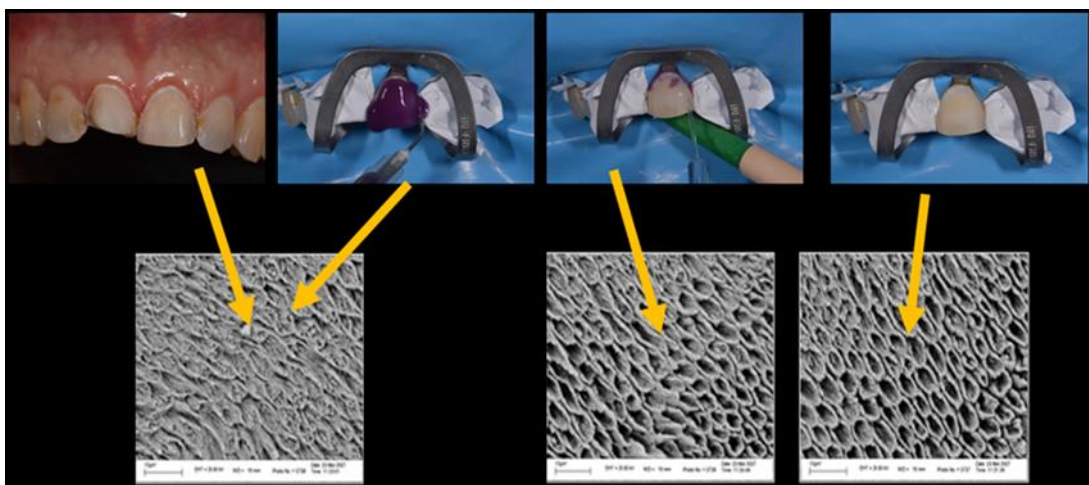


Figura 2- Secuencia clínica y su correlación microscópica. Grabado ácido en el esmalte dental en dientes anterosuperiores tallados para carillas.

Dentina

Ocupa el mayor volumen de la pieza dental. Su formación y maduración dependen del odontoblasto que se aloja en la cámara pulpar.

La fase mineral representa el 70% del peso y 45% en volumen, mientras que la matriz orgánica, un 20% y 33% respectivamente. El porcentaje restante está ocupado por el agua ⁴⁴.

En la porción mineral, se encuentran cristales de hidroxiapatita más pequeños y delgados que los identificados en el esmalte, como así también fosfatos amorfos, carbonatos, sulfatos y otros oligoelementos (fluoruro, cobre, zinc, hierro, magnesio, etc.) ³⁵.

La matriz orgánica está conformada mayoritariamente por colágeno, principalmente tipo I (90%), proteínas no colágenas (10%) y fosfolípidos. Las proteínas no colágenas descritas son fosforiladas y no fosforiladas, proteoglicanos, amelogenina, metaloproteinasas, metaloproteasas, fosfatasa alcalina, proteínas derivadas del suero y factores de crecimiento e inhibición.

El contenido de agua no es uniforme y su concentración varía de acuerdo con la profundidad del tejido.

En su composición histológica se describen unidades estructurales:

a. básicas

b. secundarias.

a. Las unidades estructurales básicas son dos: los túbulos dentinarios y la dentina intertubular.

Los túbulos dentinarios son estructuras cilíndricas delgadas que atraviesan todo el espesor del tejido. Su longitud es alrededor de 1,5 a 2 milímetros. En su interior se aloja la prolongación odontoblástica. Entre esta y la pared del túbulo existe un espacio donde circula el fluido dentinario con una presión de 25-30mm/Hg. Su movimiento es el responsable del dolor dentinario según lo planteado en la teoría hidrodinámica de Brännström ⁷.

La pared que rodea al túbulo se llama dentina peritubular. Es un 40% más mineralizada que la intertubular y prácticamente libre de matriz colágena.

El número de túbulos aumenta en zonas cercanas a la pulpa, en comparación con la cantidad existente en regiones adyacentes a la unión amelo dentinaria (UAD). Su diámetro puede ser de 2 a 3 micrómetros en proximidades a la pulpa, mientras que en áreas contiguas al esmalte es de 0,5 a 0,9 micrómetros ⁴⁵.

Las curvaturas que adoptan los túbulos se originan como consecuencia del apiñamiento de los odontoblastos durante la etapa de formación de la dentina ⁴⁶.

La intertubular se encuentra entre las paredes de los túbulos y está conformada por una malla de fibras colágenas tipo I y III sin orientación definida que sirve como matriz para los cristales de hidroxiapatita. Es menos calcificada que la peritubular y es aquí donde se encuentran los componentes orgánicos del tejido dentinario ³⁵.

b. Las unidades estructurales secundarias son las líneas incrementales o de crecimiento, dentina interglobular o espacios de Zcermack, zona granulosa de Tomes y líneas o bandas dentinarias de Schreger.

Se identifican distintos tipos de dentina de acuerdo con la siguiente clasificación:

1. Clasificación histotopográfica:

-Unión amelo dentinaria (UAD): es la zona limítrofe entre el esmalte y la dentina. Recientes estudios han demostrado que se trata de algo más que una región que delimita los dos tejidos calcificados. Tiene un espesor entre 7 y 15 micrómetros de ancho, con una estructura diferente al esmalte y la dentina. Es considerada como un sector de fibras con distintos grados de mineralización que actúa como un área de transferencia de fuerzas del esmalte a la dentina durante la función masticatoria ^{47,48}.

-Dentina del manto: se encuentra próxima al tejido adamantino y es una capa de 5 a 30 micrómetros de espesor. Su matriz orgánica es mucho más irregular, con fibras colágenas tipo III, muy pocas tipo I, ubicadas en forma paralela al proceso odontoblástico. Es la zona de resiliencia responsable de las propiedades elásticas del diente ⁴⁹.

-Dentina circumpulpar: se deposita una vez finalizada la formación de la dentina del manto. Es la de mayor volumen dentro la pieza dental y se extiende desde la zona del manto hasta la predentina ³⁵.

-Predentina: se trata de un estrato de tejido sin mineralizar, de 20 a 30 micrómetros de ancho, ubicado entre la dentina circumpulpar y los odontoblastos. Esta capa es atravesada por las prolongaciones de los odontoblastos y, ocasionalmente, fibras nerviosas o ramificaciones de células dendríticas. Estas estructuras llegan hasta los túbulos dentinarios.

2. Clasificación histogenética:

-Dentina primaria: determina la forma y tamaño del diente. Se deposita en las primeras etapas de la dentinogénesis hasta que la pieza entra en oclusión. Asimismo, se describe como un ciclo de formación de tejido dentinario que finaliza cuando la raíz y la corona completan su desarrollo ^{50,51}.

-Dentina secundaria: se genera una vez que se ha configurado la raíz del diente, dentro de la dentina circumpulpar, y continúa toda la vida. Su producción es mucho más lenta y la distribución de los túbulos es menos regular que en la primaria.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

-Dentina terciaria: se deposita en forma intermitente, deforma la cámara pulpar y se produce como respuesta a un estímulo externo. Su objetivo es aislar a la pulpa de la zona afectada. Se reconocen dos formas:

a. reaccional: es segregada por los odontoblastos primarios originales ante una noxa de moderada intensidad.

b. reparativa: es elaborada por la nueva generación de odontoblastos que se origina en las células pulpares de reserva. En 1981, Taintor ⁵² cuestionó el término dentina reparativa, ya que la consideraba como una respuesta a un daño irreversible que, en realidad, debería ser llamada dentina de irritación. Sin embargo, se mantiene el nombre dentina reparativa.

-Dentina de remineralización: es un tejido de defensa. Al igual que la terciaria es menos permeable. Se describen dos tipos:

a. dentina translúcida: se genera como una respuesta a estímulos lentos. Estos provocan depósitos de sales de calcio sobre las prolongaciones de los odontoblastos que aumentan el espesor de la dentina peritubular, ocasionan la disminución y hasta la obliteración de la luz del túbulo. Como consecuencia, el tejido dentinario es menos permeable. Esta situación debe diagnosticarla el clínico para introducir cambios en los protocolos de adhesión ⁵³.

b. dentina opaca: se produce como respuesta a un estímulo intenso. Los odontoblastos se defienden, retraen sus prolongaciones y dejan un espacio vacío dentro del túbulo dentinario. Si se trata de un estímulo muy potente, se produce su muerte y necrosis de las prolongaciones. Es un proceso lento en el cual se pueden originar depósitos de sales de calcio.

La distinta estructura histológica de la dentina respecto al esmalte y su mayor porcentaje de materia orgánica y agua juegan un rol muy importante al interactuar con los diferentes componentes de los adhesivos.

Los fabricantes han modificado los procedimientos y sistemas con el objetivo de reducir el tiempo clínico en la aplicación de estos y obtener valores de adhesión aceptables a largo plazo.

En algunas situaciones, los cambios presentados en los productos implicaron un ahorro real de tiempo, pero no siempre se tradujeron en rendimientos adhesivos mejorados.

El desarrollo de los nuevos sistemas se ha enfocado en la búsqueda de materiales que obtengan una adecuada fuerza de unión al tejido dentinario, pero lo más importante es que mantengan esos valores en el tiempo ^{54,55}.

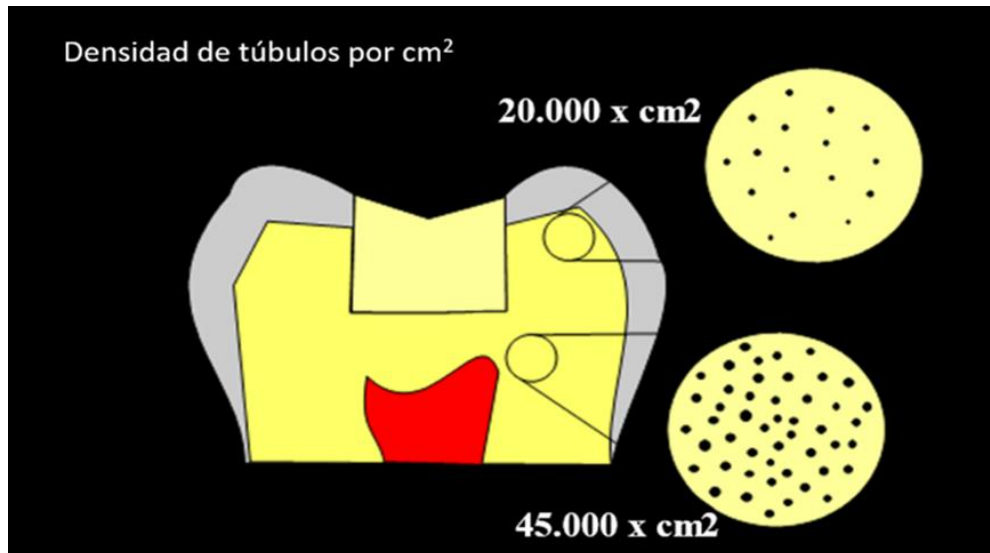


Figura 3- Visión esquemática de la densidad de túbulos dentinarios en función de la proximidad de la dentina a la pulpa.

*Barro dentinario (BD)

Después de realizar una preparación, la dentina expuesta queda cubierta con una capa de residuos conocida como barro dentinario. Actúa como una barrera de difusión, oblitera los túbulos y reduce su permeabilidad en un 85%. Su espesor se incrementa con el aumento de la rugosidad de la piedra de diamante utilizada durante una preparación. Una de corte regular, con una granulometría de 100 micrómetros, es capaz de generar una capa de BD de $2,5 \pm 0,5$ micrómetros ⁵⁶.

Un método alternativo utilizado actualmente para el tallado y/o finalización de preparaciones protésicas es la sono abrasión. Se trata de una pieza de mano de ultrasonido con puntas diamantadas que actúan en una alta frecuencia en forma oscilatoria y generan un desgaste tanto a nivel adamantino como dentinario. Este equipamiento origina una capa de BD a la que Van Meerbeek ⁵⁷ describió como similar a la que produce una piedra de corte convencional, mientras que Pioch ⁵⁸ encontró, en su estudio, que esta tecnología generaba un grosor de BD más delgado que el observado cuando utilizó una piedra de diamante.

Esta capa untuosa fue descrita por Eick ⁵⁹, Brännström y Johnson en 1974 ⁶⁰, y por Gwinneti ⁶¹ y Pashley ⁶² posteriormente. Su presencia por sí misma representa un verdadero obstáculo para la odontología adhesiva ⁶³.

El BD está conformado por restos de tejidos orgánicos e inorgánicos, fibras colágenas, células sanguíneas, cristales de hidroxiapatita dañados y puede contener bacterias ⁶⁴.

Consta de dos estratos:

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

-Estrato superficial: su espesor ronda los 5 micrómetros y su exclusión con el spray de la jeringa triple es muy fácil.

-Segundo estrato: es el verdadero BD, ya que está firmemente adherido a la dentina. Sus partículas tienen un diámetro de 0,05-0,1 micrómetros y se extienden dentro del túbulo en una profundidad de 1 a 10 micrómetros. Esto se conoce como *smear plug* y su eliminación solo es posible con la aplicación de soluciones ácidas ^{65,66}.

Para el tratamiento restaurador de las piezas dentarias, es necesaria la interacción entre la estructura dental y el material destinado a devolverle su integridad morfológica y funcional. Esta transición se consigue mediante la utilización de sustancias químicas conocidas como sistemas adhesivos.

Debido a la configuración del BD no es posible pensar en una adhesión dentinaria efectiva y duradera sin actuar sobre esta capa de desechos con productos específicos para favorecer una unión más íntima entre ambos sustratos, dentina y material restaurador.

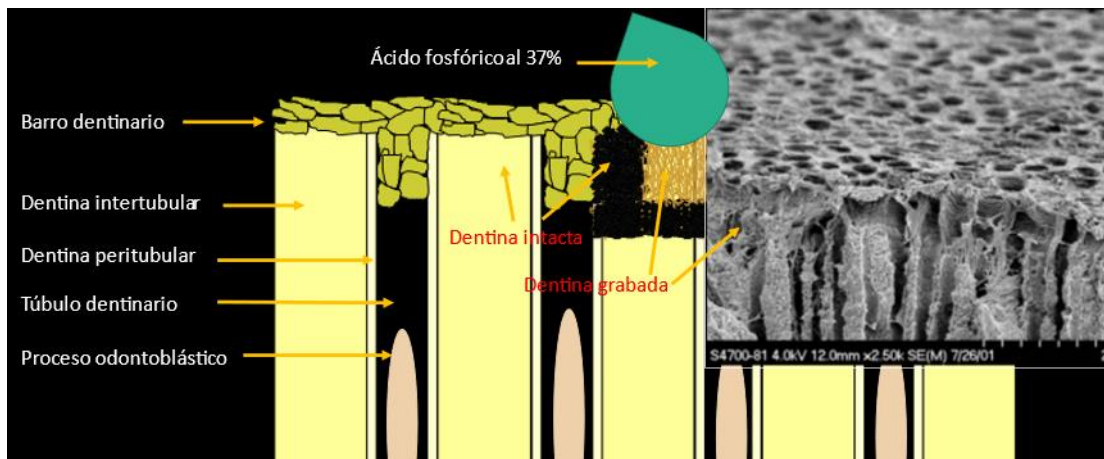


Figura 4- Representación esquemática y fotografía al microscopio electrónico de barrido del efecto del grabado ácido sobre el barro dentinario y la dentina.

*Sistemas adhesivos

Evolución

La adhesión a dentina comenzó a gestarse en 1951 con Hagger ⁶⁷, un químico suizo, quien patentó el primer adhesivo dental, no apto para esmalte, llamado Cavity Seal. Se utilizaba en conjunto con una resina de curado químico denominada Sevrion. Unos años después, sería conocida comercialmente como Sevrion Cavity Seal. Este producto contenía monómeros ácidos que interactuaban a nivel molecular con la estructura dentinaria y formaban una unión fisicoquímica entre el diente y el adhesivo.

En 1952, McLean y Kramer ⁶⁸, en su estudio, confirmaron que Sevrion Cavity Seal formaba una unión química con la dentina. Estas afirmaciones fueron realizadas

en lo que se considera el primer reporte sobre los cambios en el tejido dentinario promovidos por la aplicación de monómeros ácidos.

En 1954, Buonocore³⁸ estableció parámetros sobre adhesión a esmalte. Aplicó ácido fosfórico al 85% para lograr una superficie irregular con microporosidades que generó una traba mecánica con el adhesivo fluido que se colocaba sobre ella. Aunque el mecanismo de adhesión por grabado ácido sobre el esmalte no fue publicado hasta 1968, se demostró la formación de *tags* en la superficie del esmalte acondicionado, lo que no se evidenció en el esmalte sin grabar⁶⁹.

A fines de la década de los sesenta, Buonocore⁷⁰ reveló que los monómeros presentes en los sistemas adhesivos utilizados en dentina lograban adhesión a ella, pero aplicados en esmalte no obtenían resultados satisfactorios.

El efecto del ácido fosfórico en esmalte quedó claramente establecido con sustento científico al demostrar el incremento en los valores de adhesión producto de la traba micromecánica entre el adhesivo y la superficie adamantina⁷¹.

En el tejido dentinario, los sistemas adhesivos no obtenían resultados alentadores debido al alto comportamiento hidrofílico y elevada contracción de polimerización. Esto se traducía en valores de adhesión muy bajos y poca estabilidad en el tiempo⁷².

En la década de los setenta, Eick⁵⁹ describió, por primera vez, una capa de residuos a la que denominó barro dentinario. Se la consideraba responsable de los bajos valores de adhesión en dentina. Al mismo tiempo, se comenzaba a utilizar en forma rutinaria la técnica de grabado ácido en este tejido.

El uso de este protocolo se había aceptado y expandido en los años ochenta. Nakabayashi⁷³, luego del grabado y aplicación del adhesivo en dentina, fue el primero en describir una estructura que denominó capa híbrida. Desde ese momento, se la considera el principal mecanismo de adhesión a dentina. Este paso de acondicionamiento ácido elimina completamente el barro dentinario.

Fusayama^{74,75} demostró una adecuada unión del adhesivo a la dentina grabada con ácido ortofosfórico al 37% y estableció tiempos de grabado más breves que los mencionados anteriormente para el esmalte.

A comienzos de los noventa, la utilización en dentina del sistema de grabado ácido con la aplicación de un *primer* hidrofílico, seguido de un adhesivo hidrofóbico, representó una revolución en la odontología adhesiva⁷⁶.

Al mismo tiempo, surgieron los sistemas autoacondicionantes (AA) que ganaron popularidad rápidamente por presentar una forma de aplicación muy simple, disminuir los tiempos clínicos y eliminar el paso crítico de secado. La diferencia con el

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

sistema de grabado ácido radicó en la ausencia de ácido fosfórico, disolución parcialmente del barro dentinario y su incorporación a la capa híbrida ⁷⁷.

Con posterioridad, aparecieron en el mercado los llamados monómeros funcionales cuya función dentro de los sistemas de adhesión se basaba en su interacción con el BD, desmineralización de la hidroxiapatita y la unión química a los cristales remanentes. En sus comienzos algunos de los monómeros utilizados fueron: 4-META, 10-MDP, GPDM, PENTA, 4-MET ⁷⁸.

En la actualidad, en muchas de las formulaciones se encuentra el 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (10-MDP) ⁷⁹.

Con el paso de los años, los sistemas de acondicionamiento dentinario sufrieron numerosos cambios en sus protocolos y composiciones. Las características propias del tejido llevaron a modificaciones en la estructura química para mejorar su *performance*. Las marcas comerciales orientaron la formulación de sus productos para brindarle al odontólogo materiales con aceptables valores adhesivos, estables en el tiempo y con reducción de los pasos clínicos.

El desarrollo de protocolos adhesivos, para ser aplicados a nivel dentinario, fue muy útil por su uso en restauraciones directas para asegurar en ellas la unión y adaptación a la pieza dental, además de servir como agente de enlace en el cementado de materiales indirectos. La evolución de los sistemas permitió utilizarlos con otros propósitos al evidenciar las ventajas que se obtenían al ser aplicados sobre la dentina expuesta posterior al tallado. Estos beneficios fueron confirmados a lo largo de los años por diferentes publicaciones ^{23,80-88}.

Pashley ²³, en 1992, planteó la aplicación de un sistema adhesivo posterior al tallado con el objeto de reducir los efectos perjudiciales que implicaba dejar la dentina expuesta. En 1997, Paul ⁸⁹ mencionó las ventajas de aplicar un sistema adhesivo luego de la preparación dental. Magne ⁸²⁻⁸⁴ aportó datos relevantes sobre los valores de adhesión mejorados, en comparación con los de los protocolos de cementado tradicionales, con la técnica que denominó sellado dentinario inmediato (SDI).

Otros autores utilizaron sistemas adhesivos con bajo porcentaje de relleno o simplificados, que conjugaron con una capa extra del mismo adhesivo o una resina fluida ⁹⁰⁻⁹⁴.

El objetivo del SDI es combinar las ventajas de la protección dentino pulpar con los procesos adhesivos en las restauraciones indirectas, aislar la dentina del medio bucal, evitar su contaminación, prevenir la sensibilidad postoperatoria, realizar la prueba y cementado de las restauraciones sin anestesia, dejar preparaciones más lisas y mejorar los valores de adhesión al diente en un proceso denominado maduración del adhesivo ^{84,95,96}.

Clasificación

El término adhesión se refiere a una propiedad de la materia a través de la cual dos sustancias o sustratos, de naturaleza similar o diferente, se mantienen unidos cuando entran en contacto.

La adhesión a dentina puede ser considerada como un verdadero trabajo de bioingeniería en el cual se forma una capa que contiene tejido dental y resina adhesiva entrelazados ⁹⁷.

Los adhesivos dentinarios son sustancias que al aplicarse sobre la dentina interactúan con el barro dentinario para formar la estructura conocida como capa híbrida. Esta es una zona de interdifusión de resina, fibras colágenas y dentina parcial o totalmente desmineralizada ⁷³.

La forma de generar adhesión a nivel dentinario se basa en 3 acciones sobre el tejido:

1. Acondicionar: este paso involucra la aplicación de productos quelantes del calcio o sustancias ácidas que al ser aplicadas exponen las fibras colágenas de la dentina intertubular.

2. Impregnar: consiste en la utilización de monómeros bipolares hidrofílicos disueltos en solventes orgánicos (alcohol, agua o acetona) que son compatibles con la dentina húmeda acondicionada. Los más utilizados son el 2-hidroxi-etil metacrilato (HEMA), trietilenglicol dimetacrilato (TEG-DMA), 4 metacril-oxi-etil-trimelitato-anhídrido (4-META) y bifenil-dimetacrilato (BPDM).

3. Adherir: gracias a la bipolaridad de las resinas de impregnación, ellas se unen a monómeros hidrófobos de una resina compuesta básicamente por bisfenol-glicidil-metacrilato (BIS-GMA) y/o uretano dimetacrilato (UDMA) que copolimerizará en conjunto con la resina hidrofílica.

A. Clasificación general de los sistemas adhesivos según su forma de acción ²⁵.

1. adhesivos de grabado total y lavado (GTL);
2. adhesivos autoacondicionantes (AA);
3. adhesivos universales (AU);
4. adhesivos a base de ionómero de vidrio y modificados con resinas (IV).

A1. Adhesivos de grabado total y lavado (GTL): para la realización de esta técnica, se utiliza un ácido fuerte. El ácido fosfórico en una concentración del 35-40% es el más empleado ⁹⁸.

El efecto de este ácido sobre la capa de barro dentinario, al ser aplicado por 15 segundos, es su eliminación total en una profundidad de 3 a 5 micrómetros, exposición de las fibras colágenas de la dentina intertubular producto de la disolución total de la hidroxiapatita que las rodea y apertura de los túbulos dentinarios al remover los *smear plugs* presentes en ellos ^{99,100}.

Al perder el contenido orgánico, las fibras colágenas se mantienen erguidas debido a la presencia de agua en el tejido ¹⁰¹.

Tras la acción del ácido, es necesario realizar proceso de lavado para la eliminación de él y de los subproductos provenientes de su aplicación. Con posterioridad, el tejido se someterá a un paso de secado que no deberá ser excesivo, ya que puede ocasionar el colapso total de la trama colágena expuesta e impedir la correcta penetración de la resina.

A continuación, el tejido acondicionado es infiltrado por los llamados *primers* que contienen monómeros específicos hidrofílicos a los que luego se unirán los adhesivos hidrófobos. Ellos transformarán esta región de dentina desmineralizada en una zona infiltrada con resinas ¹⁰²⁻¹⁰⁴.

A2. Adhesivos Autoacondicionantes (AA): en estos sistemas, a nivel de dentina, se prescinde de la utilización del ácido fosfórico. En su composición, estos productos contienen *primers* ácidos y monómeros hidrofílicos que desmineralizan e infiltran el tejido dentinario en un mismo paso.

Los componentes reactivos de los *primers* de autograbado son ésteres de alcoholes bivalentes con ácido metacrílico, fosfórico o sus derivados. Todos tienen monómeros hidrofílicos ácidos que son capaces de grabar y penetrar el tejido con un pH más elevado que el ácido fosfórico.

Los *primers* contienen altas concentraciones de agua para permitir que se ionicen y de esa forma actuar sobre la fase mineral. Esto es una condición indispensable para su funcionamiento. Esta característica los torna muy hidrofílicos, lo que tiene un efecto negativo sobre la longevidad de la capa híbrida ¹⁰⁵.

La utilización de sistemas AA no requiere de la maniobra de lavado y el posterior paso crítico de secado. La desmineralización de la dentina es parcial y varía en profundidad según el adhesivo utilizado. La ventaja de estos sistemas consiste en la modificación que producen en la capa de barro dentinario sin eliminarla. Esto evita que los *smear plugs* sean desalojados de los túbulos e impide el movimiento de fluido dentinario responsable de la sensibilidad postoperatoria. Se forma una capa de reacción-integración que une el sustrato dentinario libre a la resina ^{106,107}.

Por otra parte, los monómeros ácidos al aplicarse sobre el tejido dentinario interactúan con su porción mineralizada. Su potencial para continuar con el acondicionamiento en profundidad se neutraliza a través de un efecto *buffer*⁷⁸.

En función del grado de acidez se los divide en 3 grupos¹⁰⁸.

-Fuertes ($\text{pH} \leq 1$): las microporosidades que se forman oscilan entre 1 y 2 micrómetros de profundidad. Producen patrones de grabado similares a los que se encuentran con el ácido fosfórico y no requieren del paso de lavado, por lo que los cristales de hidroxiapatita, que fueron desprendidos, quedan sobre la superficie acondicionada y actúan como una barrera física en la penetración del agente adhesivo. Su elevada hidrofilia provoca que la resina no polimerice adecuadamente, lo que transforma la zona adhesiva susceptible de ser degradada con el paso del tiempo¹⁰⁹.

-Moderados ($\text{pH} \leq 1,5$): generan microporosidades de 1 micrómetro de profundidad. La unión se produce a través de una traba mecánica del adhesivo con la red colágena y una unión química con los cristales de hidroxiapatita remanentes¹¹⁰.

-Suaves ($\text{pH} \leq 2$): también producen una nanointeracción con el sustrato.

La eficacia de estos sistemas a nivel dentinario está demostrada. El mayor inconveniente se manifiesta a nivel de esmalte. Los valores de adhesión logrados se encuentran por debajo de los obtenidos por los sistemas de GTL. La técnica de grabado selectivo del esmalte, como paso independiente y anterior a la aplicación de un sistema AA, está indicada para mejorar su *performance* clínica^{111,112}.

A3. Adhesivos Universales (AU): estos sistemas, también llamados multimodo, fueron introducidos para su utilización con las diferentes estrategias adhesivas (GTL, AA o grabado selectivo en esmalte)^{113,114}.

Su composición es más compleja que la de los adhesivos AA, ya que contienen elementos que permiten cierto grado de unión a cerámicas ricas en vidrio a través del silano, y al zirconio por medio del monómero funcional 10-MDP. Este es importante para lograr la adherencia química a la hidroxiapatita que permanece sobre las fibras colágenas. Además, es la base de la mayoría de los sistemas universales dado que es considerado el monómero funcional más efectivo y estable¹¹⁵⁻¹¹⁷.

El comportamiento clínico a nivel dentinario de estos sistemas es aceptable en términos de retención y sellado marginal, pero se mencionan algunas deficiencias:

-Contienen HEMA. Es una molécula pequeña de bajo peso molecular que facilita su penetración en el tejido acondicionado y sirve como solvente para otros monómeros que son menos solubles en agua. Como efecto adverso, facilita la absorción de agua desde la dentina hacia el adhesivo, lo que trae aparejada la formación de una zona susceptible de degradación hidrolítica¹¹⁸.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

-El grado de acidez juega un rol importante sobre el silano que contienen. No deberían tener un pH muy alto ($\text{pH} > 2.5$) porque la estabilidad de este producto, en la solución ácida acuosa, se ve comprometida y altera su capacidad de unión a las cerámicas acondicionadas ¹¹⁹.

-La capa híbrida que se forma es de un espesor muy fino, por debajo los 10 micrómetros, provocada por la inhibición del oxígeno. Como consecuencia, este delgado grosor permite el pasaje de agua a través de ella y disminuye su capacidad de absorber el estrés de contracción presente en esa zona ¹²⁰.

La composición química difiere en las distintas marcas comerciales, pero su comportamiento *in vitro*, en tejido dentinario, es similar al obtenido con los sistemas de GTL. Al igual que estos, los AU todavía no representan una alternativa totalmente eficaz para impedir la degradación de la capa híbrida con el paso del tiempo ^{121,122}.

A nivel de esmalte, al igual que en los sistemas AA, es recomendable la realización de grabado ácido antes de la aplicación del adhesivo ¹²³.

A4. Adhesivos a base de ionómero de vidrio modificados con resinas: actualmente, es el único material que puede considerarse autoadhesivo, ya que genera uniones adhesivas a esmalte y dentina por medio de enlaces iónicos entre los grupos carboxílicos del ácido poliaquenólico y la hidroxiapatita del tejido dental ¹²⁴.

La capa híbrida que se forma tiene un espesor de 0,5 a 1 micrómetro. Un paso previo de aplicación de un ácido débil (p.ej. ácido poliacrílico) incrementa la fuerza de adhesión por 3 mecanismos:

- a. remoción parcial de la cubierta de barro dentinario por el ácido, lo cual genera una zona de rugosidad que permite una traba micromecánica;
- b. desmineralización poco profunda del tejido dental;
- c. interacción química del ácido con los residuos de hidroxiapatita ¹²⁵.

Este acondicionamiento adicional tiene un efecto relevante cuando se utilizan piedras de corte de grano grueso, ya que generan una capa de barro dentinario de mayor espesor.

Clínicamente logran muy buena adhesión, además de su conocida biocompatibilidad y liberación de flúor.

B. Clasificación según su generación. Se agrupan en función del origen y la forma en la que la industria desarrolló estos sistemas ¹²⁶.

B1. Primera generación: fue publicada por Buonocore en 1956 ⁷⁰ quien grabó la dentina con dimetacrilatos de ácido glicerofosfórico que se unían al tejido, aunque debido a su humedad se reducía notoriamente la fuerza de unión. Luego, Bowen ¹²⁷ utilizó un agente de acoplamiento para solucionar este inconveniente. Sin embargo,

los resultados clínicos no fueron buenos con valores de adhesión muy bajos, que oscilaron 1 y 3 MPa.

B2. Segunda generación: se introdujo a finales de 1970. Buscaba mejorar los agentes de acoplamiento utilizados en la generación anterior, con el objetivo de lograr enlaces iónicos entre el calcio y los clorofosfatos. Sin embargo, la presencia de humedad, nuevamente, jugó un rol desfavorable junto con el barro dentinario que no era removido e impedía la interacción entre el tejido dentinario y los adhesivos. Se registraron valores de adhesión entre 4 y 6 MPa ¹²⁸.

B3. Tercera generación: se presentó a principios de 1980 con un cambio muy importante que fue el grabado de la dentina. Este paso generó cambios a nivel de la capa de barro dentinario, ya que provocaba su remoción, apertura de los túbulos dentinarios e incrementaba la permeabilidad. Luego, se aplicaron dos componentes de curado químico. El punto débil de esta generación de adhesivos fue la escasa capacidad de la resina de penetrar en la dentina acondicionada ¹²⁹.

La técnica de grabado ácido dentinario era todavía resistida en Europa y Estados Unidos debido a los supuestos efectos nocivos que tenía sobre la pulpa ¹³⁰.

Los valores registrados fueron alrededor de 12-15 MPa.

B4. Cuarta generación: ingresó al mercado entre 1980 y 1990. Se introdujo la denominada técnica de grabado total que consistía en la aplicación simultánea de ácido fosfórico en esmalte y dentina.

El grabado por 15 segundos con ácido fosfórico al 40%, en el tejido dentinario, producía la remoción total del barro dentinario y se aplicaba en forma independiente un *primer* hidrofílico y un adhesivo hidrófobo. Se la identificó con el nombre de sistema adhesivo de grabado total de tres pasos. Luego del lavado, el sustrato dentinario debía mantener cierta humedad para favorecer la penetración del sistema adhesivo en la trama colágena desmineralizada y permitir la formación de la capa híbrida ^{73,126}.

La utilización de envases diferentes en cada instancia incrementó el número de pasos clínicos y tiempo requerido para su aplicación. El mercado comenzó a solicitar sistemas más simplificados.

Los valores de adhesión obtenidos rondaron los 25 MPa.

B5. Quinta generación: surgió en la década de los noventa con el objetivo de reducir los pasos clínicos y los tiempos de trabajo, ya que el *primer* y el adhesivo se encontraban en una misma botella para ser aplicados luego del acondicionamiento ácido. Se conoció como sistema de grabado total de dos pasos. El inconveniente se centra en su naturaleza hidrofílica que provoca que la capa híbrida sea propensa a la degradación hidrolítica y a una disminución en los valores adhesivos con el paso del tiempo. Como otros aspectos desfavorables de estos sistemas se mencionan: su baja

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

concentración de adhesivo y elevada de solvente, capa adhesiva de espesores finos y pobre resistencia mecánica ¹³¹⁻¹³⁴.

Los valores obtenidos a nivel dentinario se ubicaron entre 15 y 20 MPa.

B6. Sexta generación: fue introducida a fines de la década de los noventa y principios del 2000. A este grupo de adhesivos se lo conoce como sistemas autoacondicionantes (AA). Su principal característica fue que eliminaban el paso de grabado de la dentina, ya que el acondicionamiento era efectuado por *primers* ácidos y su éxito no dependía tanto del estado de hidratación de las fibras colágenas. Un frasco contenía el componente ácido, que producía una desmineralización e imprimación en un mismo paso, y otro, el adhesivo.

Se caratuló como sistema autoacondicionante de dos pasos. A nivel de esmalte, los resultados no fueron alentadores y fue por ese motivo que se planteó el grabado selectivo adamantino ¹³⁵.

Los valores de adhesión registrados en dentina fueron alrededor de 20 MPa.

B7. Séptima generación: se introdujo en el mercado alrededor de 2005. Actualmente, representa la forma más simplificada de todos los protocolos adhesivos, ya que consta de una sola botella que contiene todos los componentes. Combina los pasos de grabado, imprimación y adhesión en uno solo. Son llamados sistemas de autograbado de un paso, también *all in one* ¹³⁶.

Los datos clínicos y científicos indican que son adhesivos muy hidrofílicos que se degradan con facilidad y el solvente presente en ellos desempeña un rol importante ¹³⁷.

Los valores de resistencia adhesiva registrados en dentina fueron inferiores a 20 MPa.

B8. Octava generación: abarca a los nuevos sistemas denominados adhesivos universales (AU). Su aparición en el mercado se dio a partir del vencimiento de la patente, en el año 2003, del producto 10-MDP que hasta ese momento se encontraba a cargo de la empresa Kuraray Noritake Dental. Varias marcas comerciales lo incorporaron en las fórmulas de sus AU. Su aplicación es similar a la de los sistemas de autograbado de un paso. A nivel de esmalte es necesario realizar un acondicionamiento previo con ácido fosfórico ^{126,138}.

C. Clasificación según el solvente que utilizan ¹³⁹.

El solvente es un vehículo altamente volátil cuya función es transportar los monómeros de los *primers* para que puedan penetrar en la dentina desmineralizada y desplazar el agua presente en ella. Si bien esta es uno de los principales enemigos de

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

la adhesión, en ciertos momentos del protocolo adhesivo, es indispensable su presencia.

Por el papel que desempeñan los solventes, deben ser materiales hidrofílicos y es necesaria su completa remoción por evaporación antes de la polimerización del adhesivo ¹⁴⁰.

Los diferentes sistemas pueden contener los siguientes solventes en forma pura o la combinación de dos de ellos:

C1. Acetona: es muy importante mantener los envases herméticamente cerrados debido a que se evapora muy fácilmente. En presencia de dentina húmeda, sus monómeros difunden correctamente y provocan una aceptable deshidratación en el tejido, pero carece de la capacidad para reexpandir las fibras colágenas colapsadas. Su aplicación está indicada sobre dentina húmeda ¹⁴¹.

La acetona tiene una alta presión de vapor de 200 mm Hg a 37°C y puede ser removida fácilmente con secado por aire. Frecuentemente, se la utiliza como único solvente, aunque en los sistemas AA puede estar asociada con agua.

C2. Alcohol: su evaporación es más lenta y requiere más secado que la acetona. La presión de vapor de 115 mm Hg a 37 °C permite una evaporación con secado de aire. Sobre las fibras colágenas desmineralizadas produce un efecto de endurecimiento. Es por esta razón que mantiene los espacios entre estas luego de su evaporación ¹⁴².

No es un solvente recomendado en aquellos sistemas que contengan ácido carboxílico, ya que pueden reaccionar y provocar la inactivación del monómero funcional.

C3. Agua: puede actuar sobre la trama colágena colapsada y provocar su reexpansión, aunque en dentina húmeda está contraindicada. No es un solvente sugerido para compuestos orgánicos como los monómeros que son hidrófobos. Por esta razón es muy común encontrarla asociada con alcohol o acetona. Tiene una presión de vapor de 47 mm Hg a 37 °C. Monómeros como HEMA disminuyen más esa presión, lo que torna más complicado el proceso de evaporación ¹⁴³.

C4. Sin solventes: los sistemas adhesivos utilizan el agua presente en la dentina para penetrar en ella.

D. Clasificación de acuerdo con la composición inorgánica:

-adhesivos sin relleno

-adhesivos con relleno: *microparticulados

*nanoparticulados.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

La incorporación de rellenos en los sistemas adhesivos ha mejorado sus propiedades mecánicas y su contracción de polimerización, además de incrementar la viscosidad y radiopacidad ¹⁴⁴.

Sin embargo, el relleno los torna más densos y de menor escurrimiento. Es de importancia el tamaño de las partículas para que puedan penetrar en los espacios, generados por la desmineralización, entre las fibras colágenas y promover una traba mecánica. Estudios con diferentes concentraciones y tamaños de partículas han demostrado obtener resultados adhesivos disímiles ¹⁴⁵⁻¹⁴⁷.

El incremento de la viscosidad, promovido por la adición de rellenos, permite la constitución de un estrato adhesivo más grueso. Asimismo, se obtiene un curado óptimo con la unidad de fotopolimerización, ya que disminuye la posibilidad de formación una capa muy fina por la inhibición de polimerización por presencia de oxígeno ¹⁴⁸.

El aumento del espesor de la capa híbrida es importante al momento de realizar el microarenado como técnica de limpieza de la superficie previa al cementado definitivo ¹⁴⁹.



Figura 5- Clasificación, presentación comercial y pasos clínicos de los sistemas adhesivos actuales.

*Capa híbrida (CH)

Los sistemas adhesivos dentinarios actuales se basan en su interacción con estructuras de la dentina y la eliminación o modificación del barro dentinario. Este paso

comprende la remoción parcial o total del componente inorgánico y la aplicación de una resina que llene los espacios entre las fibras colágenas dejados por el proceso de desmineralización. Esta situación da lugar a la formación de la CH. Su durabilidad es la clave del éxito de un sistema adhesivo y es uno de los tópicos de investigación en la odontología restauradora ¹⁰⁴. Diversos estudios postulan que la CH no es estable a largo plazo debido a la degradación que sufren la capa adhesiva y la matriz colágena que la compone ^{97,55,150}.

Esto ocurre por dos mecanismos: degradación enzimática e hidrólisis de la capa adhesiva. La degradación se caracteriza por la ruptura de las fibras colágenas provocada por proteasas endógenas, especialmente las metaloproteinasas (MMPs) presentes en la matriz ¹⁵¹.

El objetivo de un proceso adhesivo dentinario radica en el correcto sellado de las paredes cavitarias con el propósito de evitar daños pulpares. Durante la aplicación de los sistemas de adhesión, se pueden generar zonas que permiten el pasaje de agua y/o productos nocivos desde la dentina o a través de ella. Esto se conoce como filtración y se distinguen 2 tipos:

a. Microfiltración: hace referencia al pasaje no detectable clínicamente de bacterias, fluidos, moléculas o iones entre las paredes cavitarias y el material restaurador realizado ¹⁵².

b. Nanofiltración: es definida como la presencia de zonas de microporos dentro de la CH, o entre ella y la dentina intacta, que permiten la penetración de moléculas de tamaño nanométrico (nitrato de plata) en ausencia de espacios o *gaps* ¹⁵³.

El tamaño de los microporos ronda los 20 a 200 nanómetros, lo que no evita el pasaje de bacterias. El agua y productos de origen bacteriano, como ácidos y enzimas, pueden utilizar estos sectores vacíos como vía de entrada para la degradación de la CH ¹⁵⁴.

La nanofiltración se debe a la discrepancia que se produce entre la profundidad de desmineralización dentinaria y el paso que involucra la infiltración adhesiva de la zona acondicionada. Es este el efecto que se describe en los sistemas de GTL ¹⁵⁵.

Los sistemas adhesivos AA utilizan monómeros ácidos que desmineralizan e infiltran en forma simultánea. Este hecho evitaría el efecto no deseado de la nanofiltración, aunque varios reportes señalan la presencia de iones de nitrato de plata en la CH. Esto indicaría zonas de filtración también en estos sistemas simplificados, pero no tan marcadas como en los sistemas de GTL ¹⁵⁶⁻¹⁵⁹.

Al aplicar adhesivos de GTL y AA, la composición de la CH resultante muestra una mitad superior con una estructura casi sin filtraciones ni problemas estructurales y

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

una inferior en la que se pueden observar zonas de fibras colágenas desmineralizadas y sin infiltrar ¹⁶⁰.

En los sistemas AA de un solo paso, existe un componente hidrofílico muy fuerte que ocasionaría la formación de una CH, que se comporta como una membrana permeable, que permite el movimiento de líquidos a través de ella. Esta situación ocurre debido a la retención de agua residual y la imposibilidad de eliminar totalmente el componente acuoso de los sistemas adhesivos antes de la polimerización ¹⁶¹.

De este modo, tanto los sistemas de GTL como los AA reportan fallas al momento de infiltrar completamente la trama colágena desmineralizada y exhiben zonas con presencia de agua. Estos hechos tornan a las fibras colágenas vulnerables a la degradación enzimática y, por el mecanismo de hidrólisis, comprometen la estabilidad a largo plazo de la capa adhesiva ¹⁶⁰.

Degradación enzimática de las fibras colágenas

Para que se produzca este fenómeno, deben darse en forma conjunta la desmineralización del tejido dentinario, activación de las enzimas endógenas de la dentina y presencia de fibras colágenas desmineralizadas sin infiltrar.

Las enzimas endógenas, que juegan un rol principal en la degradación de la CH, son las metaloproteinasas (MMPs) y catepsinas de cisteína (CT).

A las MMPs se las clasifica en seis clases basadas en su morfología estructural y su especificidad de sustrato: colagenasas, gelatinasas, estromelinas, matrilisinas, metaloproteinasas transmembrana y otras MMPs.

Todas ellas conforman un grupo de endopeptidasas dependientes del calcio y del zinc. Estos últimos son responsables de la regulación de los componentes de la matriz extracelular, especialmente del colágeno tipo I que es el principal componente de la parte orgánica del tejido dentinario ¹⁶²⁻¹⁶⁴.

Las MMPs participan en la creación de la matriz dentinaria durante el desarrollo del diente y en la formación de la dentina secundaria. Luego de la calcificación de la matriz colágena, permanecen atrapadas e inactivas en el tejido mineralizado. Se han identificado numerosas MMPs en la dentina que, luego de un proceso de desmineralización, se reactivan. Están relacionadas con patologías de los tejidos duros del diente como caries, enfermedad periodontal y degradación de la capa adhesiva.

Al activarse y actuar sobre las fibras colágenas desmineralizadas sin su correcta infiltración, producen la ruptura de la molécula de colágeno en un sitio específico. Esto deja fragmentos más pequeños que pueden ser atacados por otras

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

MMPs o proteasas del tejido estimuladas. Esta reacción provoca una reducción en la longevidad de la capa adhesiva ^{165,166}.

La activación de las MMPs se produce al aplicar tanto sistemas de GTL como AA.

Al ácido fosfórico al 37%, debido a su bajo pH, se le atribuye la capacidad de inactivar en forma temporal algunas MMPs endógenas. Sin embargo, su accionar también provoca una desmineralización total de las fibras colágenas y una activación más rápida de otras MMPs. El grado de acidez presente en los sistemas AA también estimula las MMPs. No obstante, deja a las fibras colágenas parcialmente cubiertas con cristales de hidroxiapatita. Esto provoca más resistencia a la degradación ^{167,168}.

La destrucción de las fibras colágenas, sin la protección de la resina adhesiva, comienza por la parte inferior de la capa híbrida. La alteración de esta mitad permite el pasaje de fluido dentinario y agrega el indeseable fenómeno de degradación hidrolítica.

Las catepsinas de cisteína (CT) son un grupo de once proteasas humanas que se activan en condiciones de pH ácido y tienen una actividad proteolítica similar a la de las MMPs. Recientemente, se ha descrito la existencia de catepsinas de cisteína K (CTK) y catepsinas de cisteína B (CTB) en la dentina. La presencia de CT se observó incrementada en el fondo de una cavidad. Esta situación sugiere que algunas de ellas son secretadas por los odontoblastos en los procesos activos de caries. La mayor actividad colagenolítica de las CT se atribuye a las CTK debido a su capacidad de romper la cadena de colágeno en varios sitios. Esto genera diferentes fragmentos de menor tamaño que afectan la estabilidad adhesiva ¹⁶⁹.

Hidrólisis de la capa adhesiva

Los adhesivos dentales consisten en monómeros cuya base son grupos metacrilatos (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, HEMA). Estos contienen una parte funcional hidrolíticamente vulnerable y son deteriorados, a través de un proceso denominado hidrólisis, cuando se encuentran en un entorno acuoso. Este mecanismo se basa en una reacción química en la cual las uniones de las moléculas se rompen al utilizar agua.

La degradación de los polímeros dentales ocurre por un mecanismo de oxidación, ruptura de cadenas y ataque a los grupos funcionales. Esto resulta en la formación de pequeñas moléculas ¹⁷⁰.

El grado de alteración hidrolítica se relaciona con el porcentaje de conversión de los monómeros en polímeros, formulación de los monómeros y cantidad de evaporación del solvente. Una vez que la resina es hidrolizada, libera productos de

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

descomposición que inducen a las células humanas a producir estearasas, que también actúan sobre la capa adhesiva a través del proceso denominado biodegradación. De este modo, se convierte en un círculo vicioso ¹⁷¹.

El solvente sin evaporar, luego de la polimerización, es reemplazado por agua. Esto genera zonas de plastificación del adhesivo y una disminución de sus propiedades mecánicas.

Artículos citan adhesivos con un porcentaje del 45 al 47% de agua y, luego de la aplicación de aire con jeringa por 30 segundos, solo se evapora entre el 31 y 38% del agua contenida en los *primers*. Por lo tanto, cuando se agrega solvente para fluidificar los sistemas adhesivos y mejorar el grado de penetración, es poco probable que se logre la eliminación total del componente acuoso presente en él ^{172,173}.

La hidrólisis es la principal causa de la degradación de la capa adhesiva y una de las responsables de la reducción en los valores de adhesión a largo plazo.

Estrategias clínicas para conservar la estabilidad de la capa adhesiva

Los sistemas adhesivos descritos anteriormente han sufrido cambios en sus formulaciones y protocolos de uso. Respetar las secuencias de aplicación es muy importante para lograr una interfase adhesiva duradera. Existen dificultades para conseguir este objetivo independientemente del operador y material utilizado ¹⁷⁴.

De acuerdo con lo mencionado anteriormente, los dos principales problemas planteados con la estabilidad a largo plazo de la capa adhesiva son:

- degradación hidrolítica;
- degradación enzimática.

Se han propuesto algunas estrategias para evitar o disminuir estos efectos adversos ^{126,175}.

1. Tratamiento con plasma atmosférico no térmico (NTAP): el tratamiento de la dentina con NTAP se menciona como una mejora en la adhesión.

El aplicador de NTAP utiliza gases ionizados que contienen partículas altamente reactivas que incluyen átomos excitados electrónicamente, moléculas, especies iónicas y radicales libres. Este plasma graba materiales en superficie, se une a varios sustratos o se combina para formar una capa delgada de recubrimiento y, de esta manera, alterar las características de la zona tratada ¹⁷⁶.

Al aplicarse sobre tejido dentinario, afecta algunas de sus propiedades, aumenta su grado de humectabilidad y mejora la polimerización y penetración en profundidad de la resina ¹⁷⁷⁻¹⁷⁹.

El depósito de radicales libres o peróxidos en la superficie de la dentina puede ser una de las explicaciones sobre las mejoras que se obtienen al aplicar NTAP, ya

que aumentaría la interacción entre los monómeros funcionales y el colágeno del tejido.

Ayres ¹⁸⁰ no considera altamente efectiva la aplicación de NTAP.

2. Reparación biomimética de la CH por remineralización: la remineralización del colágeno expuesto sin infiltrar es una alternativa para restaurar sus propiedades mecánicas y mejorar el comportamiento de la capa híbrida ¹⁸¹.

Puede realizarse a través de fluoruros contenidos en adhesivos, pero su efectividad ha sido cuestionada, ya que es necesaria la presencia de restos de cristales de hidroxiapatita adheridos al colágeno para fijar la sustancia remineralizante. En los sistemas de GTL y algunos AA el remanente de cristales sobre las fibras es casi nulo ¹⁵⁰.

3. Adhesión húmeda a base de etanol para mejorar la infiltración: esta maniobra se enfoca en la necesidad de eliminar el agua presente en la trama colágena desmineralizada. El etanol, uno de los solventes utilizados en los adhesivos, provoca químicamente la evaporación del agua y facilita la penetración de los monómeros hidrofóbicos, como el BIS-GMA, en todo el colágeno. La asociación entre estos permitiría la impregnación en profundidad, dentro de la dentina acondicionada, debido a su compatibilidad, ya que algunos monómeros hidrofóbicos son solubles en etanol. Además, al evaporarse deja espacios interfibrilares más grandes que los ocupados previamente por el agua. Estas zonas favorecen la penetración de resinas hidrofóbicas, lo que trae aparejada una menor presencia de agua en la capa híbrida que beneficia su estabilidad a largo plazo ^{182,183}.

La parte negativa de la técnica es la cantidad de tiempo que se requiere, ya que es necesario aplicar varias capas debido a la rápida evaporación del solvente. Esta maniobra insume aproximadamente tres minutos y medio ¹⁸⁴.

4. Inhibición de la degradación enzimática: apunta a contrarrestar el indeseable efecto de la activación de las metaloproteinasas (MMPs) y catepsinas de cisteína (CT) producto del acondicionamiento dentinario ^{167,168}.

El material más documentado para inhibir las MMPs es el digluconato de clorhexidina (CHX) que puede utilizarse de 3 maneras diferentes:

- incorporado en el agente acondicionador;
- agregado al adhesivo ¹⁸⁵;
- aplicado sobre el tejido dentinario posterior al grabado ácido ^{186,187}.

Su efectividad se asocia con las características del sistema adhesivo cuando se lo incluye en sus formulaciones. Posee un efecto antimicrobiano y se ha demostrado su sustantividad para unirse a la dentina. Esto se incrementa cuando el tejido se encuentra desmineralizado ^{181,188}.

Algunos artículos plantean diferencias en su efectividad según la concentración en que se utiliza el CHX. Otro inconveniente que manifiesta es su solubilidad en agua, lo que ocasiona una pérdida de su efecto inhibitorio sobre las MMPs superado el año 189-191.

Se ha desarrollado una molécula de metacrilato de amonio cuaternario que altera la configuración activa de las MMPs y las torna incapaces de aceptar la secuencia complementaria de péptidos en el colágeno. El complejo metacrilato de amonio cuaternario-MMPs permanece inactivo mientras se encuentre unido al colágeno insoluble. El amonio cuaternario forma parte de algunos sistemas adhesivos 192.

5. Biomodificación de la dentina a través de enlaces químicos (*cross-link*) al colágeno: en biología, el término *cross-link* se refiere a la unión química entre las cadenas de aminoácidos y las moléculas de colágeno para aumentar sus propiedades de tensión y resistencia mecánica. Además, tiene un efecto inhibitorio sobre las MMPs activadas durante el paso de grabado ácido en dentina 193.

Uno de los materiales aplicados es el glutaraldehído (GLUMA), aunque debido a su citotoxicidad no se aconseja su uso. La riboflavina se empleó con mejores resultados 194.

En la actualidad, se propone la utilización de la 1-ethyl-3-(3-dimethylaminopropyl) carbodimide (EDC) que es soluble en agua, biocompatible, no genera residuos tóxicos, incrementa las propiedades mecánicas del colágeno e inhibe las MMPs. Su efectividad es menor que la del glutaraldehído 195.

6. Conversión efectiva en la polimerización de los adhesivos: una correcta polimerización de la capa adhesiva es un requisito indispensable para conseguir una estabilidad a largo plazo de la CH. Cuando se realiza una restauración directa, esta capa se fotopolimeriza directamente y puede manejarse su espesor. Una situación más compleja se presenta en el proceso de cementado de una restauración indirecta, ya que si se fotopolimeriza la capa adhesiva antes de aplicar el cemento, el correcto asentamiento de la restauración puede verse comprometido.

El curado en conjunto del adhesivo y cemento puede presentar algunas complicaciones. Luego del acondicionamiento, existe una salida de fluidos hasta la colocación de la restauración y el curado final. Este escape de líquidos trae aparejada la formación de zonas con agua dentro de la capa híbrida 196.

Una alternativa para solucionar la correcta fotopolimerización del adhesivo es la utilización de la técnica de sellado dentinario inmediato 82.

7. Sellado adicional con una resina hidrofóbica: consiste en la aplicación de una capa extra de resina hidrofóbica. Esto representa mejoras en términos de:

- aumento en la hidrofobicidad de la resina;
- mayor eficiencia en el paso de la polimerización;
- incremento en el espesor de la película adhesiva, lo que evita el pasaje de agua desde la dentina y desde el medio oral ¹⁹⁷.

Los sistemas AA y AU son muy hidrofílicos y se benefician con este paso adicional de colocación de una capa de resina hidrofóbica ¹⁹⁷⁻¹⁹⁹.

8. Unión de monómeros funcionales con la hidroxiapatita: los sistemas AA de acidez moderada y los nuevos AU tienen en su composición monómeros funcionales. Estos pueden ser fosfato, fosfonato o carboxilo que desmineralizan y reaccionan químicamente con la hidroxiapatita remanente de la dentina. Este proceso se conoce con el nombre de adhesión-descalcificación ^{200,201}.

***Capa inhibida por el oxígeno (CI)**

Los adhesivos dentales están compuestos por monómeros de resina que necesitan transformarse en polímeros, sin embargo, esta modificación no ocurre en su totalidad. El porcentaje de monómeros convertidos en polímeros es lo que se conoce como grado de conversión y se lo utiliza para evaluar la efectividad de polimerización de un sistema adhesivo.

Independientemente del sistema de fotoactivación seleccionado, a nivel superficial, se forma la denominada capa inhibida por el oxígeno. Se produce cuando una resina o adhesivo dental es curado en presencia de este elemento químico. Está compuesta por monómeros de resina sin reaccionar, oligómeros y posee una consistencia gelatinosa ^{202,203}.

Su espesor varía entre 4 y 40 micrómetros, pero tanto su grosor como características estructurales difieren según el adhesivo utilizado y la fuente lumínica²⁰⁴.

No está claro si esta formación es necesaria para lograr la unión entre dos sistemas resinosos. Autores ratifican la necesidad de su presencia para obtener un nexo entre los materiales a base de resina, debido a que en esta zona se produce una interdifusión entre ellos y se generan los enlaces químicos requeridos. Además, se incrementa la zona de contacto entre ambos materiales. Otros estudios plantean que no se encuentran diferencias, mientras que algunas publicaciones le atribuyen un efecto perjudicial ²⁰⁵⁻²⁰⁸.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Es importante considerar el pH de los nuevos sistemas simplificados AA, que contienen monómeros ácidos, dado que en la CI se encuentran sin polimerizar con su pH original ²⁰⁹.

***Sellado dentinario inmediato (SDI)**

La realización de una restauración indirecta implica numerosos pasos clínicos y de laboratorio desde el día de la preparación hasta el cementado.

De acuerdo con lo mencionado anteriormente, a pesar de utilizar técnicas más conservadoras, la exposición del tejido dentinario ocurre frecuentemente. Su tratamiento con agentes adhesivos se implementa desde hace años ^{23,82,89,210}.

La aplicación de un adhesivo sobre la dentina tallada está respaldada por aspectos clínicos, biológicos y técnicos.

La sensibilidad posterior a una preparación en dentina es una consecuencia indeseable que ocurre en numerosas oportunidades debido a la exposición de millones de túbulos. El movimiento de líquido a través de ellos puede provocar molestias cuando no se aplica una protección adhesiva ⁷.

Además, la filtración de productos de origen bacteriano tiene lugar cuando no existe una barrera entre el tejido desgastado y el medio bucal. La realización de una restauración provisional, por sí misma, no impide el pasaje de sustancias hacia la dentina. Una capa de adhesivo colocada en forma inmediata al tallado evita este inconveniente ²¹¹.

El tejido dentinario recién expuesto es el sustrato ideal para realizar el procedimiento adhesivo, ya que se encuentra libre de sustancias provenientes del medio bucal como así también de los cementos temporales. El mayor grado de contaminación se produce con los cementos provisionales, con y sin eugenol. Cuando este está presente, se le atribuye un efecto negativo sobre la adhesión a dentina. Esto provoca una disminución en el grado de conversión, inhibición en la polimerización de las resinas y formación de *gaps* entre la dentina y el adhesivo ^{21,212}.

Existe evidencia que no expresa los efectos adversos mencionados anteriormente ²¹³.

La explicación de los diferentes resultados hallados sobre el efecto del eugenol en los adhesivos se sustentaría en la composición de los distintos sistemas y el tiempo que permanece el cemento temporal en contacto con la dentina ²¹⁴.

Por otra parte, la persistencia de restos de cemento provisional impide un correcto acondicionamiento dentinario, independientemente del agente adhesivo utilizado, ya que actúa como una barrera física para la acción de este ²¹⁵⁻²¹⁷.

El mecanismo de limpieza de la preparación dental para eliminar restos de cemento, antes de la fijación, es un paso muy importante. La utilización exclusiva de métodos mecánicos deja residuos que no les permiten accionar correctamente a las sustancias acondicionantes sobre la dentina ²¹⁸.

El SDI evita los inconvenientes mencionados. En este protocolo, pueden utilizarse adhesivos con alto o bajo porcentaje de relleno. A estos últimos se les puede adicionar una capa de resina fluida para otorgarles un espesor adecuado y, de esta forma, evitar su adelgazamiento por el efecto de la inhibición superficial por el oxígeno. Otra maniobra clínica consiste en aplicar un manto de gel de glicerina en la última etapa de polimerización ²¹⁹⁻²²².

Un aspecto importante de la colocación de una capa de resina fluida es la cualidad elástica que otorga este material ²²³.

Al momento de realizar el SDI, a nivel superficial, puede formarse la capa inhibida aun si se han tomado los recaudos mencionados. Por este motivo, es necesario repasar la superficie con torundas impregnadas en alcohol o realizar una limpieza con piedra pómez y cepillos para eliminar esa capa inhibida, ya que puede interferir con la reacción química de endurecimiento de los materiales de impresión definitivos (ej. siliconas y poliéteres) ^{224,225}.

Otro dato de interés clínico radica en la adaptación a nivel marginal de las restauraciones fijadas sobre tejido dentinario sellado. Estas han demostrado un mejor cierre que las efectuadas con la técnica convencional. Esto se traduce en una menor filtración ²²⁶.

Duarte *et al* ²²⁷ no han encontrado las diferencias planteadas entre las dos técnicas de cementado.

Se demostró que los sistemas utilizados para sellar el tejido dentinario incrementan sus valores de adhesión, ya que son fotopolimerizados directamente y no son sometidos a cargas funcionales hasta el día del cementado. Esta situación favorece el proceso de maduración del adhesivo ⁸⁴.

Una capa de resina fluida sobre el adhesivo, con bajo porcentaje de carga o uno con alto relleno, permite la utilización del microarenado como método de limpieza en el cementado. Al emplear estas técnicas de SDI se reducen los riesgos de perder la capa híbrida formada ^{90,228}.

Esta maniobra es una de las más empleadas en la práctica clínica, dado que asegura una superficie libre de sustancias que pueden afectar el protocolo de adhesión ^{22,229,230}.

Otro efecto benéfico del SDI consiste en la polimerización del adhesivo que se realiza en forma completa al no tener ningún material interpuesto entre él y la fuente

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

lumínica. Además, la colocación de la restauración definitiva, que se realiza con posterioridad, se traduce en una mejora en los valores de adhesión. Esto posibilita la copolimerización casi completa de los diferentes monómeros. Esta situación permite la maduración del adhesivo. Su fundamento se sustenta en la aplicación de este último sobre la dentina sin ser sometido a cargas funcionales mientras transcurre la etapa provisional ⁸⁴.

La técnica de SDI facilita las maniobras de cementado. El esmalte presente en la periferia de la preparación requiere un tiempo de grabado de 30 segundos y un secado muy exhaustivo para luego colocar el adhesivo. Si la dentina no se encontrara sellada, tendría que grabarse por 15 segundos y mantener cierta humedad para los sistemas adhesivos. Sin dudas, ante esta situación es muy complicado lograr los objetivos en ambos tejidos. Una vez que la dentina se encuentra sellada, se le aplica ácido fosfórico en conjunto con el esmalte. Esta maniobra tiene como propósito limpiar el tejido dentinario y dejar una estructura con una alta energía superficial ⁸².

Es posible utilizar sistemas simplificados AA, de un solo paso de bajo pH (séptima y octava generación), para el SDI. Este protocolo evita la interacción de estos con el cemento de fijación como ocurre en el cementado de restauraciones con la técnica convencional.

Estos adhesivos, luego de su polimerización, posiblemente contengan en su superficie monómeros sin polimerizar que conservan el grado de acidez del sistema utilizado. Las aminas terciarias presentes en materiales de cementado de curado químico o dual pueden ser inhibidas por estos monómeros y, de esta forma, provocar la alteración de la parte funcional química. Esto disminuye su capacidad adhesiva ^{231,232}.

Algunas marcas comerciales indican la adición de un activador para que se aplique en conjunto con el adhesivo y así se evitaría el indeseado efecto inhibitorio sobre la porción química de los productos utilizados ²³³.

El tejido dentinario sellado queda totalmente aislado del medio bucal y, por lo tanto, no es propenso a sufrir sensibilidad durante la tarea de cementado. Es por esta razón que no es necesario realizar anestesia para este paso. Esto ayuda a lograr un correcto ajusta oclusal ⁸².

-OBJETIVOS

a. General:

Evaluar la adhesión a dentina con sellado inmediato de distintos sistemas adhesivos, con y sin aplicación de una capa de resina fluida, y su variación según el momento en que se realiza el cementado de la restauración.

b. Específicos:

1. Analizar los valores de adhesión al emplear adhesivos, con alto y bajo porcentaje de relleno, aplicados sobre dentina como sellado inmediato.
2. Comparar el grado de adhesión que puede lograrse con distintos adhesivos al aplicar una capa de resina fluida sobre los sistemas utilizados para sellar en forma inmediata la dentina.
3. Determinar la influencia del tiempo en los valores de adhesión entre el sellado dentinario inmediato y el momento de aplicar los procedimientos adhesivos de cementado.
4. Identificar y clasificar los tipos de fallas registradas en las diferentes probetas.

-MATERIALES Y MÉTODOS

Para la realización del presente estudio, se utilizaron 240 molares sanos sin caries ni deterioro de su anatomía y con apexogénesis completa. Las piezas fueron obtenidas del Banco de Dientes Humano de la Facultad de Odontología (Universidad Nacional de Córdoba) y almacenadas hasta su utilización según su protocolo (anexos 2 y 3). Una vez procesadas, las muestras fueron divididas al azar en 6 grupos de 40 unidades cada uno, que a su vez fueron subdivididos en 4 subgrupos de 10 elementos. Sobre las superficies selladas, se adhirieron discos de composite sobre los cuales se aplicó una fuerza de cizalla para evaluar la resistencia de los adhesivos aplicados sobre la dentina.

Los resultados fueron analizados con el software estadístico informático IBM-SPSS v.19. Para la confección de tablas y gráficos se utilizó el programa Microsoft Excel.

***Preparación de las muestras**

A nivel de la corona de los elementos dentales, se realizaron tres marcas horizontales, paralelas y equidistantes, lo que dividió esta parte del diente en tercios. Figura 1A.

La marca inferior, dibujada a nivel del cuello dentario, se tomó como referencia para la inclusión en el acrílico y la marca superior, para realizar el corte y dejar expuesto el tejido dentinario. Con el objeto de fijar una posición de trabajo repetible a lo largo de todo el proceso, los cilindros fueron marcados en su cara externa. Con un disco de corte se les realizó una muesca vertical como se observa en la figura 1B.

Para la fijación, preparación y análisis de las muestras, se utilizaron tubos cilíndricos de acero inoxidable de 1,9 centímetros de diámetro externo y 2,5 centímetros de alto a los que fueron fijados, mediante acrílico autopolimizable, los molares utilizados. Figura 1C.



Figura 1A. Marcas en la pieza dental.

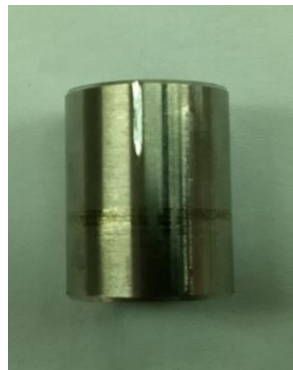


Figura 1B. Cilindro contenedor de las muestras con su muesca marcada mediante un disco de corte.



Figura 1C. Inclusión en los tubos fijados acrílico autopolimizable.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

***Dispositivo de trabajo y procedimientos**

Para realizar los pasos correspondientes a la preparación y tratamiento de las muestras, se confeccionó un dispositivo especial.

Consta de una base, de forma circular, con una perforación en el centro (figura 2A) donde se puede insertar una pieza de fijación de forma cilíndrica, hueca, con una marca guía de referencia que coincide con la marca presente en la base del dispositivo. Figura 2B. Su oquedad interna permite el acople en forma telescópica de los tubos de acero para su posicionamiento. El accesorio de fijación cuenta con un tornillo lateral para ajustar y regular la posición de las probetas de ensayo. En su borde superior, se realizó una muesca para que, al enfrentarla a la marca realizada en el cilindro de acero, permitiera reubicar las probetas de manera que conservaran siempre su posición inicial. Figura 2C.

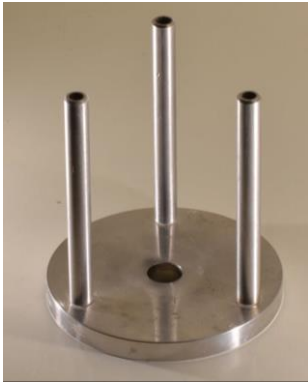


Figura 2A. Base del dispositivo.



Figura 2B. Pieza de fijación para las muestras con marcas.



Figura 2C. Tubo de acero posicionado.

El instrumento posee, unidas a su base, 3 columnas a las que se les puede fijar, en su parte superior, una plataforma circular. Esta última presenta un orificio esférico central, para alojar un vástago cilíndrico, y un tornillo lateral para regular y fijar su altura.

El vástago tiene un peso total de 600 gramos y en su extremo inferior finaliza en forma cónica lo que permite que, al fijar los molares a los tubos de acero mediante acrílico autopolimizable, se pueda centrar la cara oclusal al hacer contacto con la fosa central.

Los tubos, colocados en el accesorio de fijación, fueron posicionados y sujetos mediante el tornillo lateral. El borde superior del tubo coincidió con la línea

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

marcada a nivel del cuello de los molares y quedó su fosa central en contacto con el extremo cónico del vástago.

Para mantener el molar en relación con el tubo de sujeción, se adhirió el área de la fosa central con cera pegajosa al extremo cónico del vástago. Luego, se preparó acrílico autopolimerizable y se relleno hasta la línea cervical marcada en el molar, coincidente con el extremo superior del tubo de acero. Se esperó la completa polimerización antes de movilizarlo. Las figuras 3A, 3B, 3C, 3D y 3E ilustran los detalles señalados.



Figura 3A. Instrumento de trabajo.



Figura 3B. Tubo de fijación y el aditamento para ajustar su posición.



Figura 3C. Extremo cónico del vástago.



Figura 3D. Vástago posicionado en fosa central.

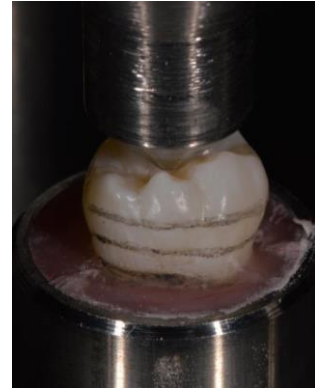


Figura 3E. inmovilización con acrílico autopolimerizable.

***Preparación de la superficie de trabajo**

Para eliminar el 1/3 oclusal de las piezas dentales y exponer tejido dentinario, se utilizó una máquina cortadora de baja velocidad para seccionamiento de precisión

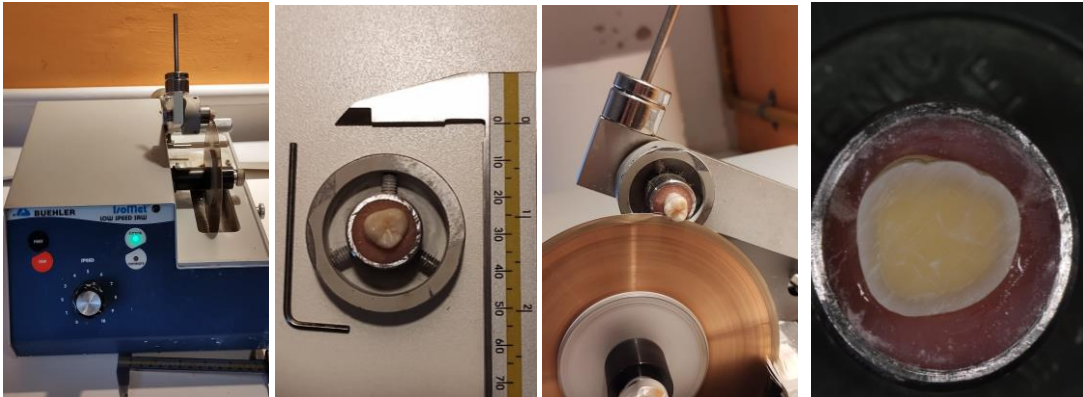
Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

micrométrica. Está diseñada para cortar diversos tipos de materiales de hasta 127 milímetros de sección con una deformación mínima mediante un disco diamantado (Buehler IsoMet Low Speed Saw. Lake Bluff, Illinois). Figura 4A.

Como paso previo al corte, las muestras fueron posicionadas y fijadas a un accesorio cilíndrico, provisto junto con el aparato de corte, que utiliza 3 tornillos prisioneros equidistantes para evitar cualquier tipo de movimiento durante el procesamiento. El detalle se observa en la figura 4B.

El corte se realizó a baja velocidad, bajo presión constante e irrigación continua utilizando agua y glicerina. Figura 4C.

Con una lupa de 3,5X-420 milímetros, se verificó la ausencia total de esmalte en la superficie de trabajo como se puede observar en la figura 4D.



Figuras 4A. Máquina para corte de precisión.

Figura 4B. Elementos de fijación de la muestra

Figura 4C. Disco de corte.

Figura 4D. Corte coronal.

***Acondicionamiento de las muestras**

Una vez seccionadas, las muestras fueron colocadas nuevamente en el aditamento de fijación del dispositivo de trabajo. Se respetaron las marcas realizadas anteriormente en los tubos y en la pieza de fijación hueca que los alojó para mantener la misma posición que al comienzo del proceso.

En el extremo puntiforme del vástago alojado en el orificio central de la plataforma superior, se colocó un accesorio con extremo plano, circular y de 4,1 milímetros de diámetro. Figura 5A.

El vástago, con el accesorio fijado a su extremo, se apoyó sobre la superficie coronal de la muestra. Se utilizó un lápiz con mina de grafito para marcar su contorno sobre la dentina y delimitar la zona de trabajo donde se aplicarían los diferentes sistemas adhesivos. Los detalles se visualizan en las figuras 5B y 5C.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Luego de fijar el área de trabajo, se aplicó aire para eliminar cualquier resto de grafito que pudiera contaminar la superficie.



Figura 5A. Accesorio de extremo plano de 4,1mm de diámetro montado.

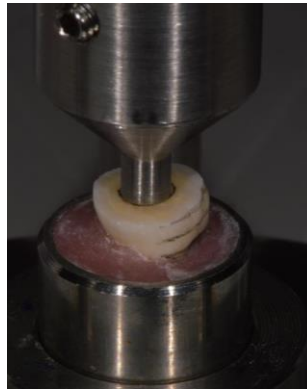


Figura 5B. Accesorio posicionado sobre la superficie coronal de la muestra.



Figura 5C. Perímetro de trabajo marcado.

Una vez preparadas, la totalidad de las muestras fueron divididas en 6 grupos de 40 unidades cada uno. Esto puede apreciarse en el esquema de la figura 6.



Figura 6. En la imagen se puede apreciar la distribución en 6 grupos de las muestras preparadas para su posterior procesamiento.

Una vez configurados los grupos, las muestras fueron identificadas, guardadas en frascos con cierre hermético y conservadas en agua de red que fue renovada cada 4 días. Figuras 7A y 7B.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada



Figura 7A. Distribución de los grupos.



Figura 7B. Almacenamiento de las muestras.

Para continuar con el acondicionamiento de las muestras, al dispositivo de trabajo se le quitó la plataforma superior para permitir el acoplamiento y fijación de los distintos instrumentos a utilizar durante los sucesivos procedimientos a realizar en cada una de las muestras. En dos de sus columnas se adosaron brazos móviles, independientes con articulaciones, para sujetar la jeringa triple y el microarenador. Cada uno de estos consta de un sistema de fijación en sus extremos para evitar cualquier movimiento una vez establecida la posición de trabajo. En una de sus columnas, se acopló una jeringa triple. Los detalles se expresan en las figuras 8A, 8B y 8C.



Figura 8A. Vista frontal del brazo móvil.



Figura 8B. Vista superior del brazo móvil.

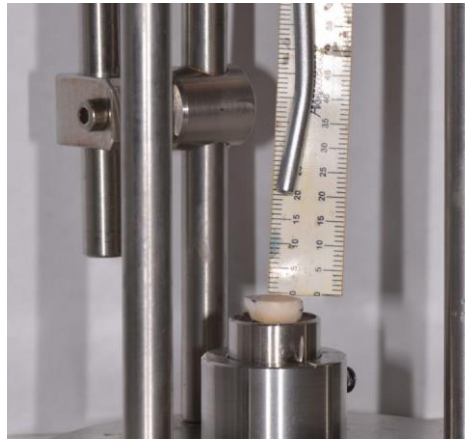
Figura 8C. Jeringa triple montada mediante el brazo articulado al dispositivo de trabajo.



Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Este instrumento se utilizó para el lavado y secado de la superficie de la dentina. Para esto, su extremo activo se posicionó a una distancia de trabajo de 20 milímetros respecto a la superficie dentinaria a tratar. El aditamento de fijación de los tubos permite un movimiento vertical de estos dentro del receptáculo para regular esa distancia. Una vez establecida la posición de la muestra, se fijó el tornillo lateral, lo que permitió que quedara inmobilizada en todo el proceso. La figura 9 muestra el ajuste de la distancia entre el extremo de la jeringa triple y la superficie de la muestra.

Figura 9. Muestra el ajuste de la distancia de trabajo de la jeringa triple.



Para el lavado, se utilizó una mezcla de agua destilada, proveniente del depósito especial del equipo dental marca SBZ ADENT 2003 del que forma parte el instrumento, y aire a una presión de 1bar.

La generación de aire comprimido se realizó mediante un compresor libre de aceite (Dürr Dental; Alemania). La línea de provisión de aire, en el trayecto desde este hasta la jeringa triple, posee 2 filtros de bronce poroso y drenaje automático que actúa al ser despresurizado.

***Procesado de los sistemas adhesivos**

Grupos 1 y 2

En las muestras correspondientes a los grupos 1 y 2 (40 muestras cada uno), se utilizó el sistema adhesivo Optibond FL (Kerr Dental) de cuarta generación. Figura 10A.

En el tejido dentinario expuesto y delimitado, se aplicó ácido fosfórico al 37,5% (Kerr Dental) por 15 segundos. Figura 10B. Luego, fue lavado con agua destilada por 10 segundos y secado con aire por 5 con la jeringa triple fijada en el dispositivo.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

A continuación, se le colocó el *primer* con un microaplicador (TPC. Disposable micro applicators) frotándolo por 20 segundos según se observa en la figura 10C. Posteriormente, se le aplicó aire mediante la jeringa triple fijada al instrumento de trabajo con la misma presión, tiempo y distancia utilizados en la etapa de secado. El objetivo fue evaporar el solvente del *primer*.

El siguiente paso consistió en aplicar una capa de adhesivo con un instrumento de punta roma Calcium Hydroxide Placement (American Eagle). Figura 10D.



Figura 10A. Sistema adhesivo Optibond FL (Kerr).

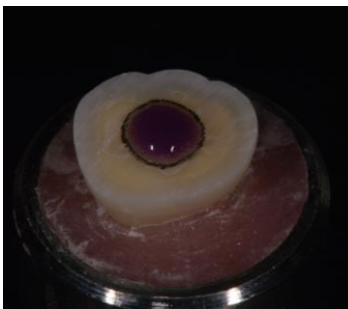


Figura 10B. Ácido fosfórico al 37.5%.



Figura 10C. *Primer*.



Figura 10D. Adhesivo

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Para el fotocurado se usó una lámpara Led Elipar (3M Espe). La misma fue testeada con radiómetro DigiRate LM-100 (Monitex). Registró un valor máximo de 1464 mW/cm². Figura 10E.

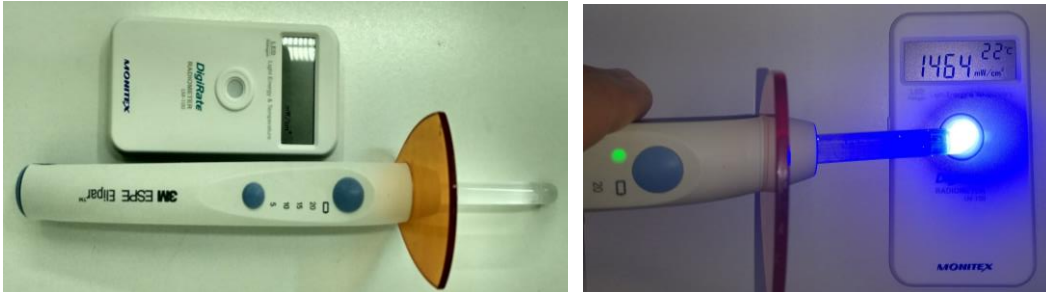
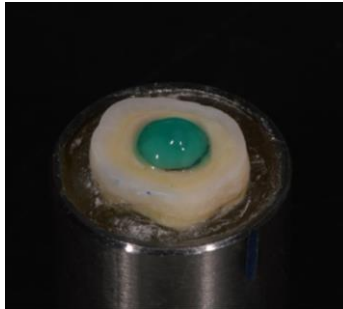


Figura 10E. Testeo de la lámpara.

Grupo 1

Al procesar las muestras correspondientes al grupo 1, el procedimiento de fotocurado, inicialmente, se extendió por solo 5 segundos aplicando luz en forma directa. Luego, se cubrió la superficie con gel de glicerina Oxyguard II (Kuraray) para generar una atmósfera libre de oxígeno y se completó la polimerización por otros 15 segundos más. Figura 11.

Figura 11. Superficie cubierta con Oxyguard.



Grupo 2

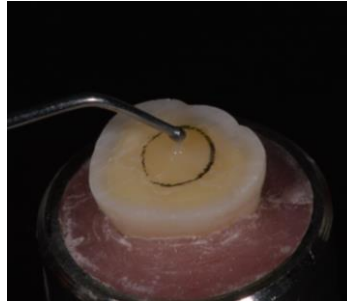
Las muestras correspondientes a este grupo, al igual que las del grupo 1, recibieron el sistema adhesivo Optibond FL.

Se siguió el mismo protocolo de grabado, aplicación de *primer* y adhesivo. Sin embargo, en este caso, el proceso de fotocurado del adhesivo se realizó en un solo paso por 20 segundos.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Por otra parte, una vez aplicado y fotocurado el adhesivo, se cubrió con una capa de resina fluida (Filtek Flow Z350XT-3M Espe) que recibió 20 segundos de fotopolimerización. Figura 12.

Figura 12. Capa de composite fluido.



Grupos 3 y 4

Los grupos 3 y 4 fueron tratados con el sistema adhesivo Scotchbond Multipropósito (3M Espe) de cuarta generación. Figura 13A.

En ambos grupos, los pasos de grabado ácido, colocación del *primer* y adhesivo se realizaron con el mismo protocolo que para los grupos 1 y 2. Las figuras 13B, 13C y 13D muestran los pasos.



Figura 13A. Sistema adhesivo Scotchbond Multipropósito (3M Espe).

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

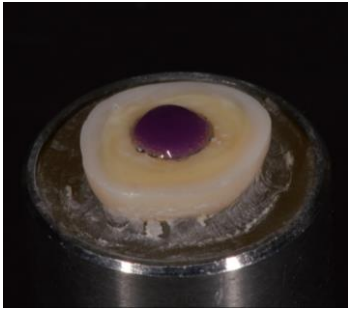


Figura 13B. Ácido fosfórico al 37.5%.

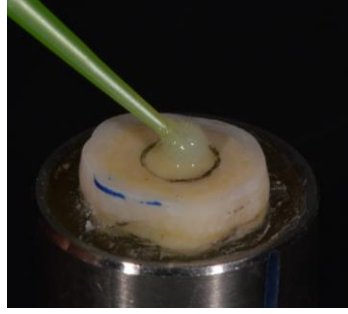


Figura 13C. Primer.

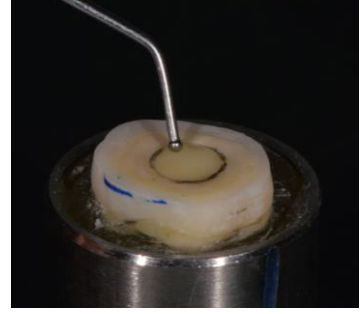
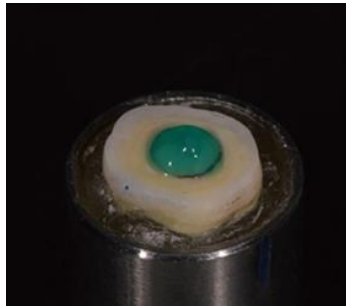


Figura 13D. Adhesivo

Grupo 3

Una vez colocado el adhesivo, se lo polimerizó con el mismo procedimiento que el utilizado en el grupo número 1. Figura 14.

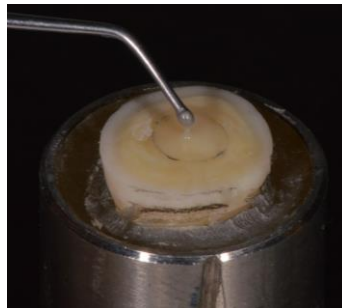
Figura 14. Superficie cubierta con Oxyguard.



Grupo 4

Recibió el mismo sistema adhesivo que el grupo 3. El protocolo de trabajo fue igual que el empleado al procesar las muestras del grupo 2 en todos sus pasos. Figura 15.

Figura 15. Capa de composite fluido.



Grupos 5 y 6

En ambos grupos, se utilizó el sistema adhesivo autoacondicionante Clearfil SE Bond 2 (Kuraray) de sexta generación. Figura 16A.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

En el área de dentina delimitada, se colocó el *primer* acondicionador con un microaplicador (TPC. Disposable micro applicators) y se frotó la superficie por 20 segundos para luego aplicar aire con los mismos parámetros que los empleados en la etapa de secado al procesar los grupos anteriores de muestras. Figura 16B.

En el siguiente paso se distribuyó, sobre la superficie acondicionada, el adhesivo con un instrumento de punta roma Calcium Hydroxide Placement (American Eagle). Figura 16C.



Figura 16A. Sistema adhesivo Clearfil SE Bond (Kuraray).

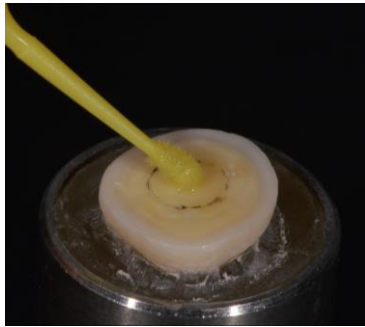


Figura 16B. *Primer* acondicionador

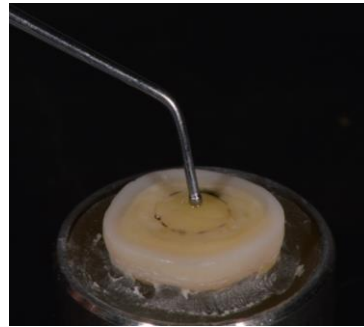


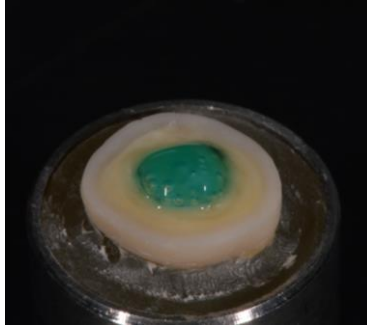
Figura 16C. Adhesivo.

Grupo 5

En las muestras de este grupo, se distribuyó y fotopolimerizó el adhesivo por solo 5 segundos para luego cubrirlo con gel de glicerina Oxyguard II (Kuraray) y así completar la polimerización de este al aplicar luz por 15 segundos más. Figura 17.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Figura 17. Superficie cubierta con Oxyguard.



Grupo 6

Las probetas de trabajo fueron procesadas con el mismo protocolo utilizado en el grupo 5, con la salvedad que el adhesivo fue fotopolimerizado completamente por 20 segundos y sobre él se adicionó una capa de resina fluida (Filtek Flow Z350XT-3M Espe) que recibió 20 segundos de fotopolimerización. Figura 18.

Figura 18. Capa de composite fluido.



Al completarse esta parte del proceso de preparación de las muestras del trabajo, los 6 grupos, constituidos inicialmente por 40 muestras cada uno, fueron subdivididos en 4 subgrupos de 10 unidades en función del momento de cementado. La subdivisión quedó establecida de la siguiente forma:

- subgrupo A: cementado inmediato;
- subgrupo B: cementado a las 2 semanas;
- subgrupo C: cementado a las 8 semanas;
- subgrupo D: cementado a las 32 semanas.

Esta división se ejemplifica en las figuras 19A y 19B.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada



- *Muestra total: 240 molares
- *6 grupos, con 4 sub grupos cada uno
- *10 muestras cada uno



Figura 19A. Gráfica de distribución del total de muestras en preparación divididas en grupos y subgrupos.

GRUPOS

ADHESIVO CARGA	OPTIBOND FL	OPTIBOND FL + R. FLUIDA	SCOTCHBOND MULTIPROPÓSITO	SCOTCHBOND MULTIPROPÓSITO + R. FLUIDA	CLEARFIL SE BOND	CLEARFIL SE BOND + R. FLUIDA
INMEDIATA	1-A	2-A	3-A	4-A	5-A	6-A
2 SEMANAS	1-B	2-B	3-B	4-B	5-B	6-B
8 SEMANAS	1-C	2-C	3-C	4-C	5-C	6-C
32 SEMANAS	1-D	2-D	3-D	4-D	5-D	6-D

Figura 19B. Distribución de las muestras en grupos y subgrupos.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

***Provisionalización**

Los subgrupos A, de los grupos 1, 2, 3, 4, 5 y 6, no recibieron protección provisional. A estas muestras se les cementó en forma inmediata un disco de composite sobre la dentina sellada con los diferentes sistemas utilizados y, de esta manera, se completó la estructura para ser sometida al análisis de adhesión.

La totalidad de las muestras correspondientes a los subgrupos B, C y D, de los 6 grupos primarios, a las que no se les cementaría en forma inmediata el disco de composite, recibieron una protección provisional.

Dicha protección se realizó con discos confeccionados en acrílico autopolimerizable (Temporary Bridge Resin-Caulk) para cubrir totalmente la superficie coronal preparada de cada muestra.

Para su cementado, se utilizó un cemento temporario libre de eugenol (Provicol-VOCO). La figura 20 muestra el provisional de acrílico cementado.

Figura 20A. Provisional cementado.



***Almacenamiento**

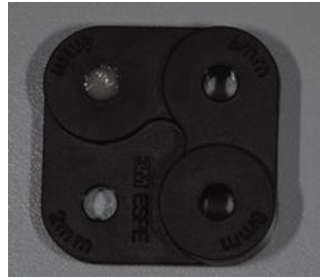
Los subgrupos B, C y D de los grupos 1, 2, 3, 4, 5 y 6, una vez provisionalizados y fraguado el cemento temporario, se almacenaron a temperatura ambiente en frascos herméticos con agua corriente de red hasta el momento de la utilización de las probetas.

***Confección y preparación de los discos de composite**

Se confeccionaron 240 discos de 4 milímetros de diámetro y de igual altura con una resina compuesta Z100 (3M Espe). Para su elaboración se empleó un dispositivo calibrador de espesores de composite (3M Espe). Figura 21.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Figura 21. Dispositivo calibrador.



El composite se insertó y compactó en el receptáculo del aparato mediante una espátula para resinas 5/6 Dietschi Composculp (Hu Friedy). Como base se usó una loseta de vidrio de 1 milímetro de espesor.

Una vez llenado el orificio, se procedió a la polimerización de la resina por medio de una lámpara Led Elipar (3M Espe). Se inició desde la base, a través de la loseta, por 20 segundos y se continuó por la parte superior por igual cantidad de tiempo. Posteriormente, se aplicó presión desde uno de los extremos para extraer el cilindro y terminar la fotopolimerización con 20 segundos adicionales en cuatro puntos equidistantes de la pared vertical del disco. En la figura 22 se muestra uno de los discos de resina.

En la base de los cilindros se dibujó una cruz con un marcador indeleble para determinar su punto central, donde, en el momento del cementado, se ubicó el extremo puntiforme del vástago del dispositivo de trabajo. Figura 23.

Las piezas elaboradas se almacenaron en un frasco hermético hasta su utilización. Figura 24.



Figura 22. Disco de composite.



Figura 23. Marca en cruz.



Figura 24. Almacenamiento.

***Cementado**

La conformación de los grupos y los momentos en que se realizó la carga de las muestras pueden verse graficados en la figura 19B.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

***Acondicionamiento de los discos de resina**

Al momento de su cementado, los discos de composite fueron acondicionados como parte del proceso en ejecución.

En primer lugar, se realizó la limpieza de la superficie a cementar mediante el uso de un microarenador Standard (Bio-Art), con partículas de óxido de aluminio de 50 micrómetros (Flexilium-malla 220), a una presión de 2 bar, a 10 milímetros por 5 segundos. Figura 25A. Luego, se colocó ácido fosfórico al 37,5% (Kerr Dental) con un microaplicador (TPC. Disposable micro applicators) por 30 segundos. Figura 25B. A continuación, se lavó con agua corriente, se secó con aire a una presión de 1 bar por 10 segundos a 20 milímetros y se complementó el proceso con el empleo de una torunda humedecida en alcohol para asegurar el completo secado.

Seguidamente, cada disco recibió una capa de adhesivo y se utilizó aquel que correspondiera al grupo de muestras en proceso. Figura 25C.

En ningún caso se fotopolimerizó el adhesivo, ya que fue llevado en estado fluido junto con el cemento.



Figura 25A. Microarenado de la superficie.



Figura 25B. Ácido fosfórico al 37.5%.



Figura 25C. Adhesivo.

***Retiro de los provisionales**

En el momento en que correspondía realizar el cementado de los discos de composite, a cada grupo de muestras se les retiró el provisional de acrílico.

Para el procedimiento, se utilizó el extremo activo de un explorador número 23 (Hu Friedy). Para el retiro inicial de los restos de cemento temporario, de la superficie dentinaria sellada, se utilizó el mismo instrumento.

***Acondicionamiento de la superficie dentaria**

Como se mencionó anteriormente, la dentina expuesta de la totalidad de las muestras fue sellada en forma inmediata con los diferentes sistemas adhesivos.

Para el cementado de los discos de composite, se llevó a cabo el mismo procedimiento para todas las muestras y solo se modificó el sistema adhesivo, según el grupo, para hacerlo coincidir con el utilizado previamente sobre la pieza dentaria.

Se respetaron los tiempos de espera fijados para cada subgrupo. Por esta razón, aquellos ejemplares que conformaron los subgrupos 1A, 2A, 3A, 4A, 5A y 6A no fueron provisionalizados y se cargaron en forma inmediata mediante el cementado de los discos de composite.

***Procedimiento**

Las muestras se reposicionaron en el dispositivo de trabajo y se utilizaron, para este paso, las marcas realizadas en la etapa de fijación de las piezas dentales dentro del cilindro de acero inoxidable.

La punta del microarenador Standard (Bio-Art) fue fijada en uno de los brazos articulados del dispositivo (figura 26A) hasta lograr que la misma se ubicara en el centro de la cara oclusal de una probeta que se utilizó de muestra. En el mismo paso, se corroboró que la superficie microarenada abarcara toda el área de la dentina sellada. Para la comprobación, se pintó la superficie dentaria con un marcador indeleble y se microarenó para confirmar que la distancia de trabajo fuera suficiente y generara una superficie de acondicionamiento que involucrara toda el área de dentina sellada. Figuras 26B y 26C.

Esta separación se estableció a una distancia de 20 milímetros. Figura 26D. Para mantenerla se regularon las alturas de los cilindros con el tornillo que se encontraba ubicado en su base de fijación.

En este paso, se microarenó la superficie sellada con los diferentes sistemas adhesivos a 1 bar por 10 segundos a la distancia establecida anteriormente. Se utilizó óxido de aluminio de 50 micrómetros (Flexilium-malla 220).

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada



Figura 26A. Brazo articulado fijando el microarenador.

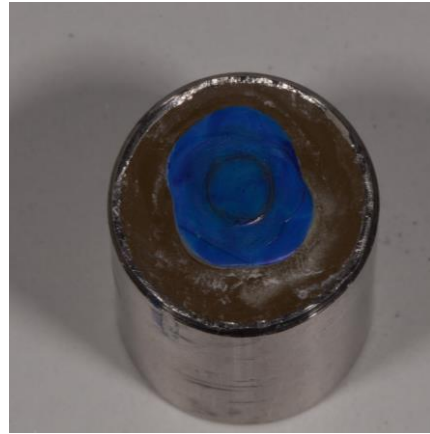


Figura 26B. Superficie pintada.

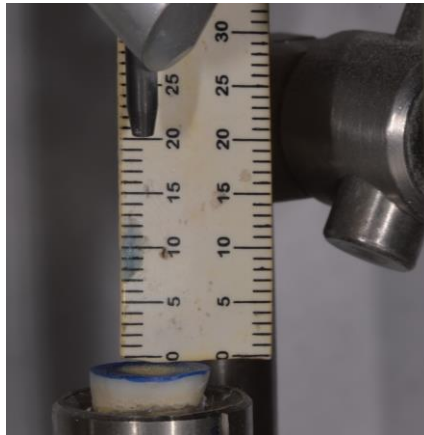


Figura 26D. Distancia de trabajo.

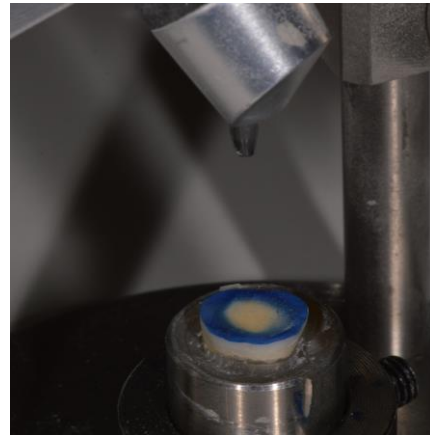


Figura 26C. Comprobación del área microarenada.

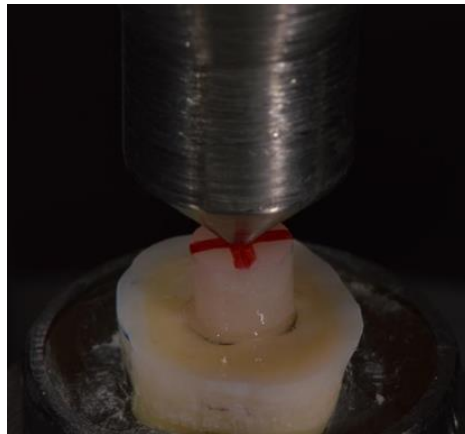
Con posterioridad, se lavó con agua de la jeringa triple para eliminar cualquier resto de óxido de aluminio y se aplicó ácido fosfórico al 37,5% (Kerr Dental) por 30 segundos que se lavó con agua de la jeringa triple y secó con aire a 1 bar a 20 milímetros por 5 segundos. Luego, se aplicaron torundas humedecidas en alcohol. Una vez seca la superficie, se colocó una capa de adhesivo que fue seleccionado de acuerdo con el grupo de cada muestra. No se fotopolimerizó hasta recibir el disco de composite con el cemento y hacer el curado con luz en un solo paso.

*Cementado de los discos de resina

Una vez acondicionados los discos y la superficie dentaria se procedió al cementado de los mismos. El tubo de acero inoxidable fue colocado dentro del receptáculo del dispositivo de trabajo respetando las marcas realizadas. De esta forma, el centro de la superficie dentinaria sellada coincidía con el extremo puntiforme de la pesa de cementado. Tanto en la superficie dentaria como en la superficie del disco de composite se colocaron adhesivos sin fotopolimerizar. Se preparó el cemento de resina de curado dual RelyX U200 (3M Espe) sobre un bloc de mezcla de papel revestido en plástico descartable (3M Espe). Se dispensó el cemento, oprimiendo una vez el *clicker*, para obtener partes iguales de pasta base y catalizador. Posteriormente, con una espátula de plástico se mezcló hasta lograr una apariencia homogénea en el color, se colocó el cemento sobre la cara del disco de composite donde se dispersó el adhesivo y se llevó sobre la superficie dentaria donde se aplicó la otra capa de adhesivo sin fotopolimerizar.

La ubicación del disco se determinó con el extremo puntiforme de la pesa de cementado que coincidió con la intersección de las líneas en cruz marcadas en una de las caras del disco de composite. Figura 27.

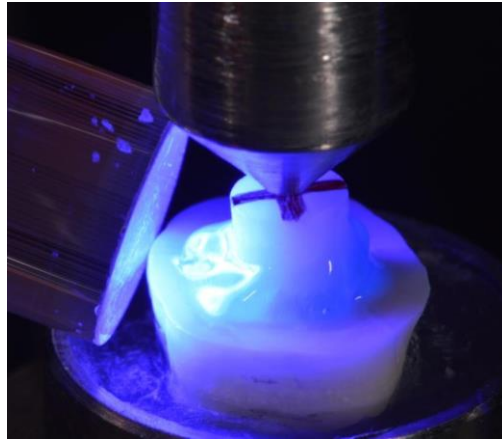
Figura 27. Fijación de los discos de resina.



De esta forma, se aplicó una presión puntiforme que provocó la salida del excedente de cemento que fue eliminado con un pincel embebido en adhesivo. Una vez que finalizó el proceso de limpieza del sobrante de cemento, comenzó la polimerización inicial con una lámpara Led Elipar (3M Espe) que se aplicó por 5 segundos en cada cara. Se cubrió con gel Oxyguard II (Kuraray) y se completó el proceso con 60 segundos extras en 4 posiciones diferentes, siempre bajo presión constante de la pesa diseñada para tal fin. Figura 28.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Figura 28. Fotopolimerización con gel Oxyguard.



Acto seguido, se lavaron las muestras para eliminar los restos de Oxyguard II y se colocaron en sus respectivos frascos de almacenamiento. Todas las muestras se guardaron en agua a temperatura ambiente 24 horas antes de someterlas a la prueba en la máquina de ensayos.

*Máquina de ensayos

Para el procesamiento de las muestras se utilizó una máquina de ensayos (Digimess MX5000). Figura 30A. Su base consta de una plataforma circular y, perpendicular a ella, un brazo sobre el cual se atornilló la punta de extremo biselado que actuó como elemento transmisor de las fuerzas aplicadas a las muestras. Figuras 30B y 30C. La mencionada punta se enroscó en el brazo y se inmovilizó con una contratuerca.

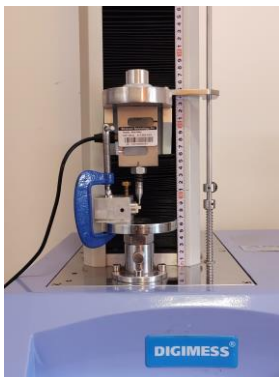


Figura 30A. Máquina de ensayos.



Figura 30B. Punta fijada al brazo de la máquina de ensayos.



Figura 30C. Imagen del extremo biselado.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

En esta posición, la punta del brazo se apoyó en el disco de composite a una distancia de 0,2 milímetros establecida con un separador plástico. Figuras 33A y 33B.



Figura 33A. Espaciador
(Vista frontal).

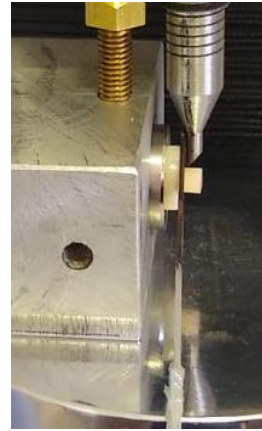


Figura 33B. Espaciador
(Vista lateral).

La velocidad de descenso del brazo se estableció en 5 milímetros por minuto y se aplicó una fuerza vertical hasta el desprendimiento del disco o tejido dentario. Los valores registrados se expresaron en megapascales (MPa).

-RESULTADOS

*Registros de esfuerzo cortante

En la tabla 1, están expresados los datos de esfuerzo cortante según adhesivo, grupo y etapa.

Tabla 1. Esfuerzo cortante según adhesivo, grupo y etapa.

Adhesivo	Grupo	Capa	Etapas	Semanas	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo
Optibond FL	1	Sin R. fluida	A	0	10	15,6	4,4	8,5	16,9	22,3
			B	2	10	16,8	5,5	8,1	15,6	25,2
			C	8	10	22,2	4,4	17,1	20,8	29,7
			D	32	10	18,3	3,0	11,8	18,5	22,7
	2	Con R. fluida	A	0	10	14,7	4,9	8,6	14,2	24,7
			B	2	10	15,8	6,1	5,5	17,5	24,6
			C	8	10	21,4	4,8	17,0	18,9	29,1
			D	32	10	21,9	4,7	13,9	22,4	27,0
Scotchbond MP.	3	Sin R. fluida	A	0	10	19,3	5,3	10,4	20,3	27,3
			B	2	10	20,1	5,4	8,3	22,0	26,7
			C	8	10	18,6	4,2	13,5	16,7	25,3
			D	32	10	20,1	2,8	13,8	20,5	22,6
	4	Con R. fluida	A	0	10	18,0	3,4	14,2	17,2	23,8
			B	2	10	20,2	2,9	16,7	19,4	24,0
			C	8	10	19,7	2,6	15,7	19,2	24,7
			D	32	10	22,1	2,4	18,7	21,6	26,2
Clearfil SE Bond	5	Sin R. fluida	A	0	10	19,5	4,1	12,5	19,0	25,0
			B	2	10	17,9	6,7	9,8	17,6	26,8
			C	8	10	21,6	3,0	16,3	21,5	26,3
			D	32	10	21,0	4,3	11,0	21,5	28,8
	6	Con R. fluida	A	0	10	15,9	4,2	7,9	17,5	21,2
			B	2	10	17,3	4,4	9,5	18,4	23,9
			C	8	10	18,5	4,2	11,4	18,1	26,8
			D	32	10	21,2	3,6	13,2	21,5	27,1

Tabla 1. Recuento de casos (n); Media; Desviación estándar (DE); Mínimo, Mediana y Máximo. Los valores de esfuerzo se encuentran expresados en MPa.

La distribución de estos registros se encuentra representada en la figura 34.

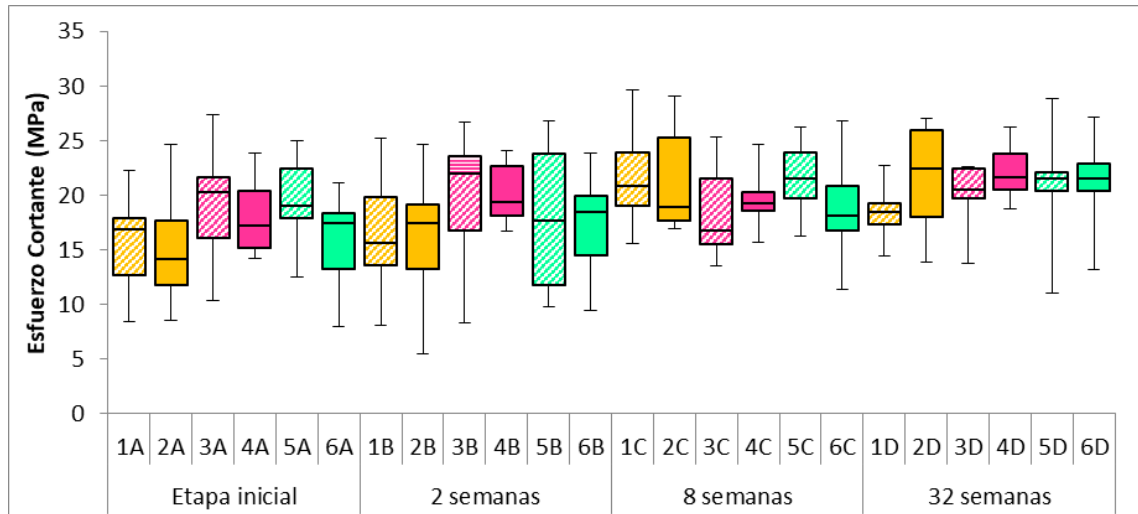


Figura 34. Distribuciones de valores de esfuerzo cortante según grupo y etapa.

Inicialmente, se realizó un análisis exploratorio de los datos de esfuerzo cortante que fueron calculados a partir de los valores de fuerza de corte obtenidos en los ensayos por cizallamiento. Estos fueron evaluados mediante ANOVA de 3 vías o factores (adhesivo, capa de resina fluida y etapa). Demostró ser significativo el efecto del factor tiempo o etapa ($p=5E-06$; $p<0,05$) y también la interacción entre los factores adhesivo y etapa ($p=0,03$; $p<0,05$). Esto implica que fue diferente la respuesta de los adhesivos en función del tiempo transcurrido antes del cementado a la dentina. Los resultados se encuentran expresados en la Tabla 5.

Tabla 2. Pruebas de los efectos intersujetos.

Origen del efecto	F	p
Adhesivo	2,151	0,12
Resina fluida	0,381	0,54
Etapa	9,701	5E-06
Adhesivo * Resina fluida	1,679	0,19
Adhesivo * Etapa	2,396	0,03
Resina fluida * Etapa	1,972	0,12
Adhesivo * Resina fluida * Etapa	0,285	0,94

Diferencias significativas en el factor etapa ($p<0,05$) e interacción entre factores adhesivo y etapa ($p<0,05$).

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

En la figura 35, en el gráfico de medias, se puede observar el comportamiento de los 3 sistemas adhesivos según las diferentes etapas.

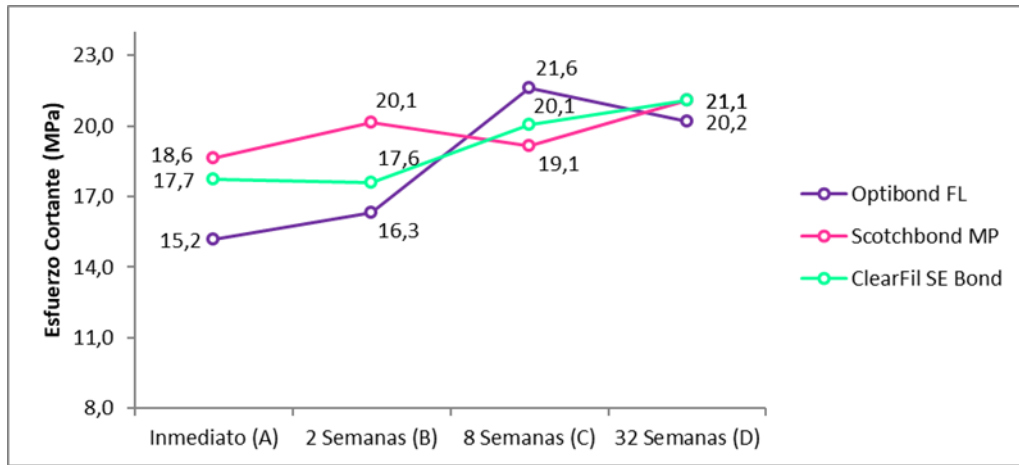


Figura 35. Esfuerzo cortante promedio según adhesivo y etapa.

El factor **etapa** resultó estadísticamente significativo. Por este motivo, se realizaron contrastes múltiples mediante test *post hoc* de Scheffé para determinar cómo diferían entre ellas. Tabla 3. Se constató que las etapas A y B no difirieron significativamente entre sí ($p=0,78$) y presentaron valores medios de esfuerzo cortante significativamente más bajos que los registrados en las etapas C y D ($p<0,05$). Estas últimas, a su vez, mostraron valores medios de esfuerzo similares, sin diferencias significativas entre sí ($p=0,93$), y conformaron un segundo subconjunto homogéneo.

Tabla 3. Resumen del contraste múltiple entre etapas (test de Scheffé).

Etapa	N	Subconjunto	
		1	2
Inmediato (A)	60	17,2	
2 semanas (B)	60	18,0	
8 semanas (C)	60		20,3
32 semanas (D)	60		20,8
p		0,78	0,93

Medias de valores de esfuerzo cortante (MPa). Columna 1: etapas A y B sin diferencias significativas ($p>0,05$). Columna 2: etapas C y D sin diferencias significativas ($p>0,05$).

El agregado de la capa de **resina fluida** sugirió una desventaja cuando el cementado fue inmediato (etapa A), aunque esta situación inicial se invirtió a las 32 semanas con mejores resultados al incluir la capa de resina fluida. Figura 36.

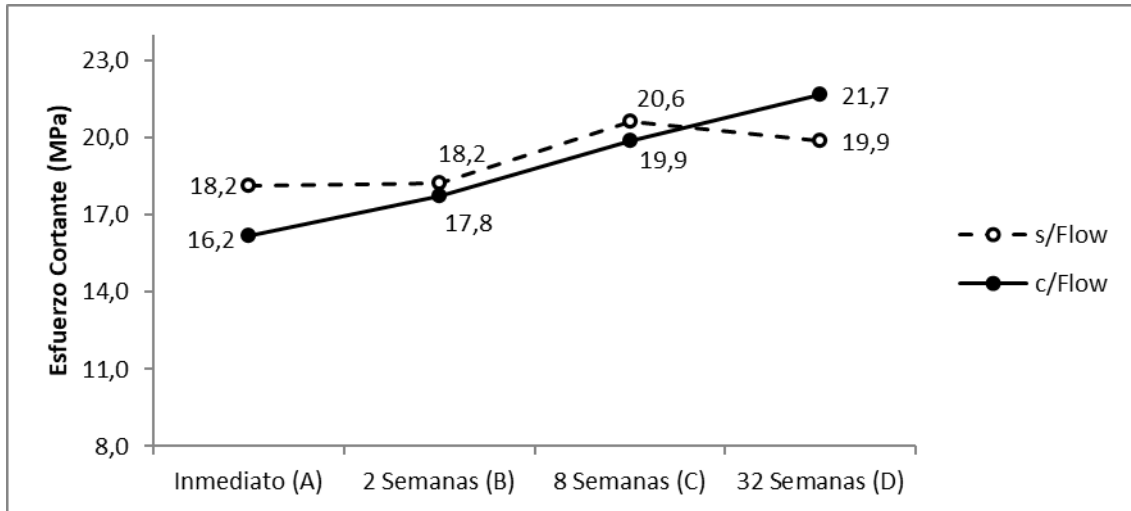


Figura 36. Esfuerzo cortante promedio según resina fluida y etapa.

En relación con el efecto de la capa de resina fluida sobre cada uno de los adhesivos, según el momento de cementado (etapa), se evidenció una menor resistencia adhesiva en los sistemas Scotchbond Multipropósito y Optibond FL al aplicarles una capa extra de resina fluida en la etapa inmediata, en comparación con las probetas sin resina fluida. Esta particularidad disminuye a las 2 y 8 semanas, en las que ambos grupos mostraron valores adhesivos similares. Sin embargo, a las 32 semanas se impuso el grupo que presentó el agregado de resina fluida. En cuanto al adhesivo Clearfil SE Bond, el efecto positivo de la capa de resina fluida recién se manifestó a las 32 semanas y superó los valores de las probetas sin resina fluida que usaron el mismo adhesivo. Figura 37.

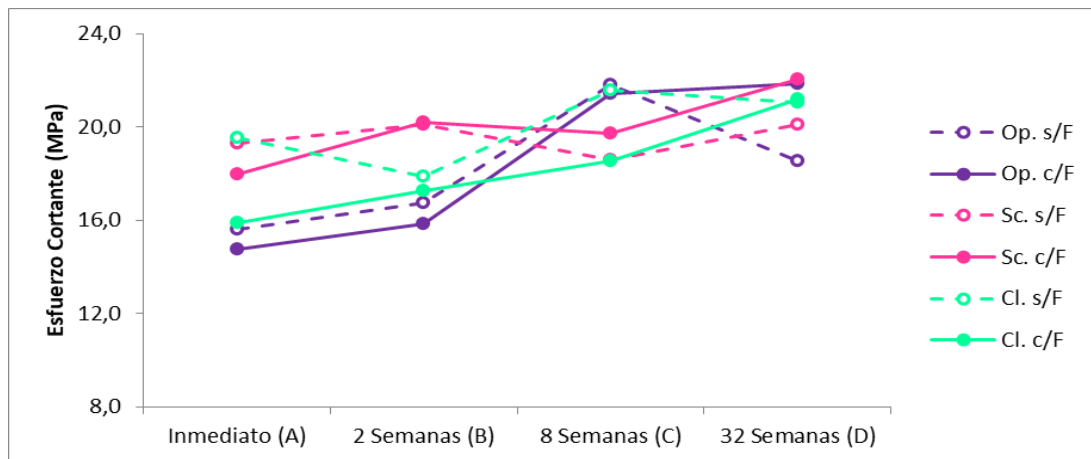


Figura 37. Esfuerzo cortante promedio según adhesivo, resina fluida y etapa.

En función de los resultados expuestos, se segmentó el análisis de los factores adhesivo y capa de resina fluida. Se consideraron dos períodos: temprano (etapas A y B) y tardío (etapas C y D).

a. Período de 0 a 2 semanas: etapas A y B.

En la figura 38, se muestran las distribuciones de valores de esfuerzo cortante según adhesivo con y sin el agregado de una capa de resina fluida. Se tuvieron en cuenta todos los valores correspondientes a las primeras dos etapas del estudio (etapas A y B).

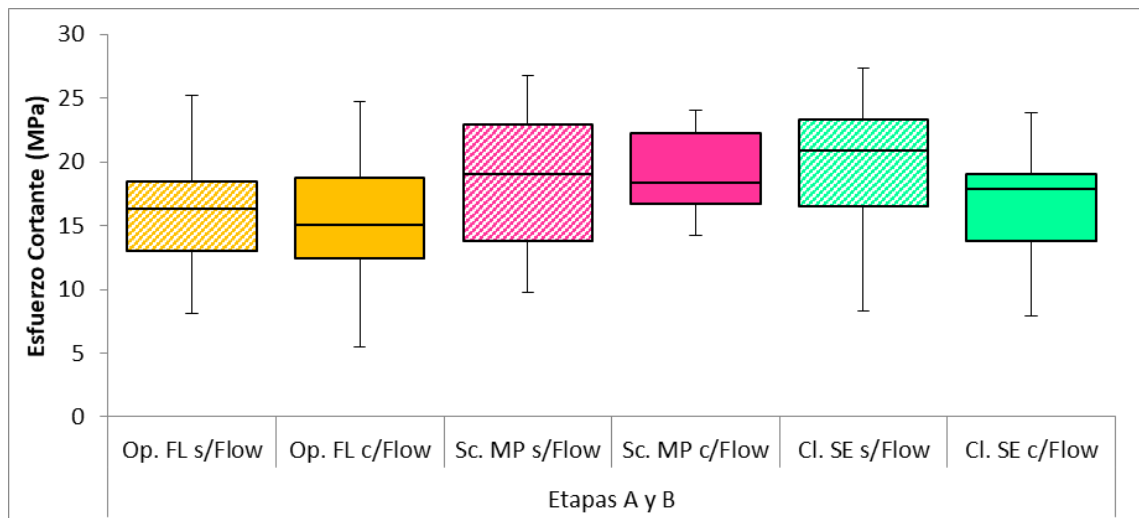


Figura 38. Distribuciones de valores de esfuerzo cortante según adhesivo y resina fluida. 0 y 2 semanas.

Se analizaron conjuntamente los datos de esfuerzo cortante correspondientes a los momentos de cementado (etapa) de 0 y 2 semanas. No se verificaron diferencias estadísticamente significativas entre estas. El análisis se llevó a cabo mediante ANOVA de dos vías o factores (adhesivo y capa de resina fluida). Únicamente, resultó significativo el efecto del factor adhesivo ($p=0,004$; $p<0,05$). Tabla 4.

Tabla 4. Pruebas de los efectos intersujetos. Etapas A y B.

Origen del efecto	F	p
Adhesivo	5,737	4E-03
Resina fluida	1,948	0,17
Adhesivo * Resina fluida	0,283	0,75

ANOVA de 2 vías: adhesivo y resina fluida. Factor adhesivo $p<0,05$.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Debido a esta situación se desarrolló un contraste múltiple entre **adhesivos** mediante test *post hoc* de Scheffé. Tablas 5 y 6. Solo resultaron significativas las diferencias entre Optibond FL y Scotchbond Multipropósito. El adhesivo Clearfil SE Bond registró valores intermedios.

Tabla 5. Contraste múltiple entre adhesivos (test de Scheffé).

(I)Adhesivo	(J)Adhesivo	Diferencia de medias (I-J)	<i>p</i>
Optibond FL	Scotchbond MP.	-3,64	4E-03
Optibond FL	Clearfil SE Bond	-1,90	0,21
Scotchbond MP.	Clearfil SE Bond	1,73	0,28

Diferencias de medias de esfuerzo cortante (MPa). Solo resultaron significativas (**p<0,05**) entre los adhesivos Optibond FL y Scotchbond Multipropósito.

Tabla 6. Resumen del contraste múltiple entre adhesivos (test de Scheffé).

Adhesivo	n	Subconjunto	
		1	2
Optibond FL	40	15,74	
Clearfil SE Bond	40	17,65	17,65
Scotchbond MP.	40		19,38
<i>p</i>		0,21	0,28

Se muestran las medias de valores de esfuerzo cortante (MPa). Se conformaron 2 subconjuntos homogéneos (columna 1 y 2).

b. Período de 8 a 32 semanas: etapas C y D.

En la figura 39, se muestran las distribuciones de valores de esfuerzo cortante según adhesivo con y sin el agregado de una capa de resina fluida. Se consideraron todos los valores correspondientes a las etapas de 8 y 32 semanas (etapas C y D).

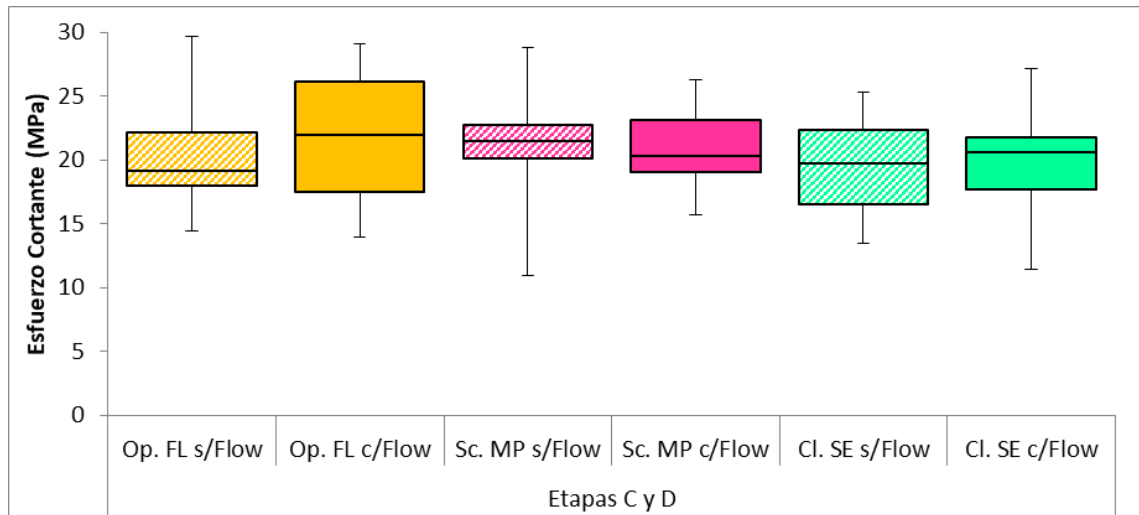


Figura 39. Distribuciones de valores de esfuerzo cortante según adhesivo y resina fluida. 8 y 32 semanas.

Se analizaron conjuntamente los datos de esfuerzo cortante correspondientes a los momentos de cementado (etapa) de 8 y 32 semanas, sin diferencias estadísticamente significativas entre ellas. El análisis se llevó a cabo mediante ANOVA de dos vías o factores (adhesivo y capa de resina fluida). Ninguno de los efectos de los factores resultó significativo ($p > 0,05$). Tabla 7.

Tabla 7. Pruebas de los efectos inter-sujetos. Etapas C y D.

Origen del efecto	F	<i>p</i>
Adhesivo	0,443	0,64
Resina fluida	0,589	0,45
Adhesivo * Resina fluida	2,045	0,13

ANOVA de 2 vías: adhesivo y resina fluida. Sin diferencias significativas entre sujetos ($p > 0,05$).

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Luego, se realizaron contrastes múltiples entre adhesivos mediante test *post hoc* de Scheffé (tablas 8 y 9) para cuantificar la magnitud de las diferencias entre estos, aunque en todos los casos no resultaron significativas ($p > 0,05$). Nuevamente, las mayores diferencias se observaron entre Optibond FL y Scotchbond Multipropósito, mientras que Clearfil SE Bond registró valores intermedios. En este período, el agregado de la capa de resina fluida mostró una ligera ventaja, particularmente a las 32 semanas, pero no pudo verificarse un efecto estadísticamente significativo de este factor ($p > 0,05$).

Tabla 8. Contraste múltiple entre adhesivos (test de Scheffé).

(I)Adhesivo	(J)Adhesivo	Diferencia de medias (I-J)	<i>p</i>
Optibond FL	Scotchbond MP.	0,79	0,65
Optibond FL	Clearfil SE Bond	0,32	0,93
Scotchbond MP.	Clearfil SE Bond	-0,47	0,86

Se muestran las diferencias entre medias de esfuerzo cortante (MPa) y los niveles de significación de las diferencias. Sin resultados estadísticamente significativos entre ellos ($p > 0,05$).

Tabla 9. Resumen del contraste múltiple entre adhesivos (test de Scheffé).

Adhesivo	N	Subconjunto
		1
Scotchbond MP.	40	20,11
Clearfil SE Bond	40	20,59
Optibond FL	40	20,91
<i>P</i>		0,65

Se muestran las medias de valores de esfuerzo cortante (MPa). Los 3 sistemas adhesivos conformaron un único subconjunto homogéneo ($p > 0,05$).

*Análisis por adhesivo

Se evaluó el efecto de la aplicación de una capa de resina fluida y del momento de cementado o etapa sobre la adhesión a la dentina sellada según el tipo de adhesivo utilizado. Los análisis se hicieron utilizando modelos de ANOVA de dos vías (etapa y resina fluida).

a. Optibond FL

El efecto del factor etapa fue determinante dentro de este grupo, pero no así el factor resina fluida. Figura 40.

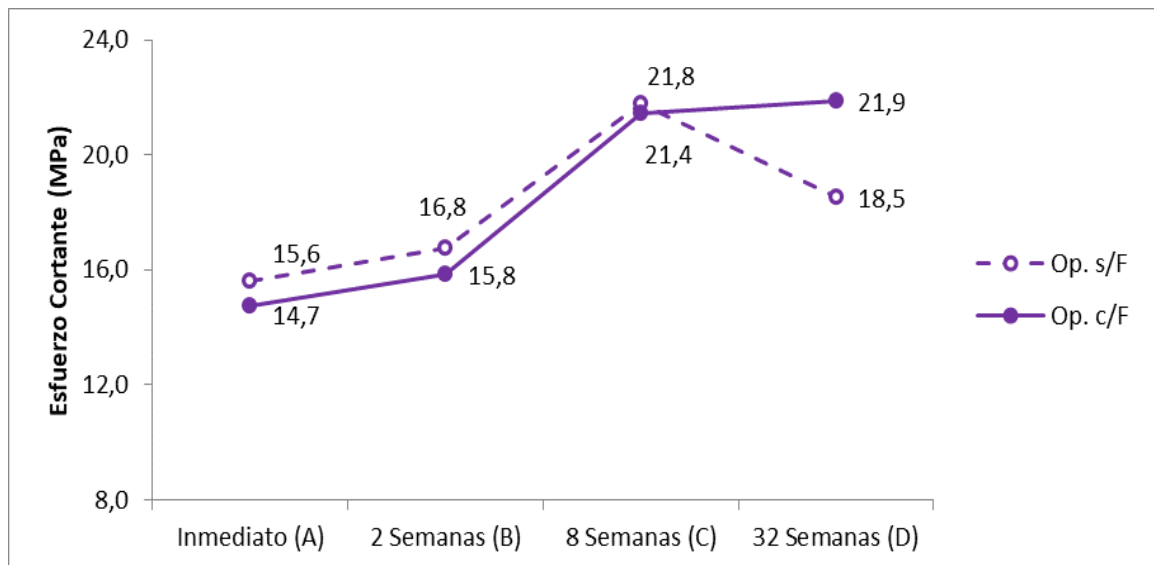


Figura 40. Esfuerzo cortante promedio según resina fluida y etapa. Optibond FL.

En el factor tiempo (etapa) las diferencias de valores adhesivos difirieron significativamente entre etapas ($8E-05$; $p < 0,05$), aunque el factor resina fluida no lo hizo. Tabla 10. El resultado general respecto al uso de esta última volvió a mostrar la tendencia hacia el cruzamiento de valores adhesivos con el tiempo entre probetas con y sin aplicación extra de resina. Esta situación comenzó con una leve desventaja para el grupo con la mencionada capa fluida, aunque con mejores resultados en la última etapa.

Tabla 10. Pruebas de los efectos intersujetos. Adhesivo: Optibond FL

Origen del efecto	F	p
Etapa	8,319	8E-05
R. fluida	0,079	0,78
Etapa * Resina fluida	0,918	0,44

Factor etapa con resultado estadísticamente significativo ($p < 0,05$).

En las tablas 11 y 12, se muestran los resultados de las pruebas de contrastes múltiples entre etapas (test *post hoc* de Scheffé). Se observó que no fueron significativas las diferencias entre la etapa inicial y la de 2 semanas ($p > 0,05$). Esta situación se repitió entre las etapas 8 y 32 semanas ($p > 0,05$). Las mayores brechas se presentaron entre las dos etapas tempranas y las dos tardías ($p < 0,05$).

Tabla 11. Contraste múltiple entre etapas (test de Scheffé).

(I)Etapa	(J)Etapa	Diferencia de medias (I-J)	p
Inmediato (A)	2 semanas (B)	-1,11	0,91
Inmediato (A)	8 semanas (C)	-6,43	1,E-03
Inmediato (A)	32 semanas (D)	-5,01	0,02
2 semanas (B)	8 semanas (C)	-5,32	0,01
2 semanas (B)	32 semanas (D)	-3,90	0,09
8 semanas (C)	32 semanas (D)	1,42	0,83

Diferencias entre medias de esfuerzo cortante (MPa) y niveles de significación $p < 0,05$, entre grupo A y C, A y D, B y C, y B y D. Entre grupos A y B, C y D, sin diferencias estadísticas ($p > 0,05$).

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Tabla 12. Resumen del contraste múltiple entre etapas (test de Scheffé).

Etapa	N	Subconjunto	
		1	2
Inmediato (A)	20	15,19	
2 semanas (B)	20	16,30	
8 semanas (C)	20		21,62
32 semanas (D)	20		20,20
<i>P</i>		0,91	0,83

Medias de valores de esfuerzo cortante (MPa). Los grupos A y B sin diferencias significativas conforman el subconjunto homogéneo 1 ($p > 0,05$). Los grupos C y D sin diferencias estadísticas conforman el subconjunto homogéneo 2 ($p > 0,05$).

b. Scotchbond Multipropósito

En este grupo, los factores tiempo y resina fluida no resultaron significativos en la evaluación ($p > 0,05$). Cabe mencionar el crecimiento de valores de esfuerzo experimentado dentro del subgrupo con aplicación de capa de resina fluida, en particular al comparar los niveles medios registrados en la etapa inicial y última. No sucedió de esta manera en el subgrupo que no utilizó resina fluida, dado que los valores fueron similares en todas las etapas. Figura 41.

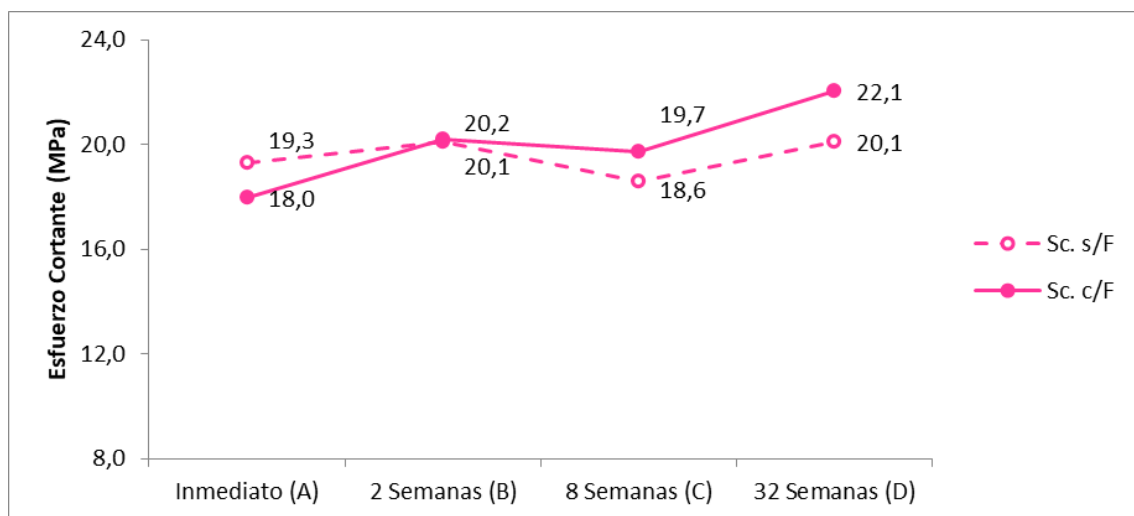


Figura 41. Esfuerzo cortante promedio según resina fluida y etapa. Scotchbond Multipropósito.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Ninguno de los efectos de los factores etapa de cementado y presencia de resina fluida resultaron significativos al evaluar este material adhesivo. Tabla 13.

Tabla 13. Pruebas de los efectos intersujetos. Adhesivo: Scotchbond Multipropósito.

Origen del efecto	F	p
Etapa	1,636	0,19
R. fluida	0,292	0,59
Etapa * R. fluida	0,708	0,55

Prueba de efectos entre sujetos: $p > 0,05$.

En las tablas 14 y 15, se muestran los resultados de las pruebas de contrastes múltiples entre etapas (test *post hoc* de Scheffé). Se constató que no fueron significativas ($p > 0,05$).

Tabla 14. Contraste múltiple entre etapas (test de Scheffé).

(I)Etapa	(J)Etapa	Diferencia de medias (I-J)	p
Inmediato (A)	2 semanas (B)	-1,50	0,67
Inmediato (A)	8 semanas (C)	-0,52	0,98
Inmediato (A)	32 semanas (D)	-2,45	0,25
2 semanas (B)	8 semanas (C)	0,99	0,88
2 semanas (B)	32 semanas (D)	-0,95	0,89
8 semanas (C)	32 semanas (D)	-1,93	0,46

Diferencias entre medias de esfuerzo cortante (MPa) sin resultados estadísticamente significativos entre ellos. La mayor diferencia se observó entre el grupo A y D ($p > 0,05$).

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Tabla 15. Resumen del contraste múltiple entre etapas (test de Scheffé)

Etapa	N	Subconjunto
		1
Inmediato (A)	20	18,63
8 semanas (C)	20	19,14
2 semanas (B)	20	20,13
32 semanas (D)	20	21,08
<i>P</i>		0,19

Los resultados no arrojan diferencias entre etapas ($p > 0,05$).

c. Clearfil SE Bond

Las muestras evaluadas en el grupo perteneciente a este sistema adhesivo mostraron diferencias significativas entre etapas. Se evidenció, sobre todo, en el grupo que utilizó resina fluida. Figura 42.

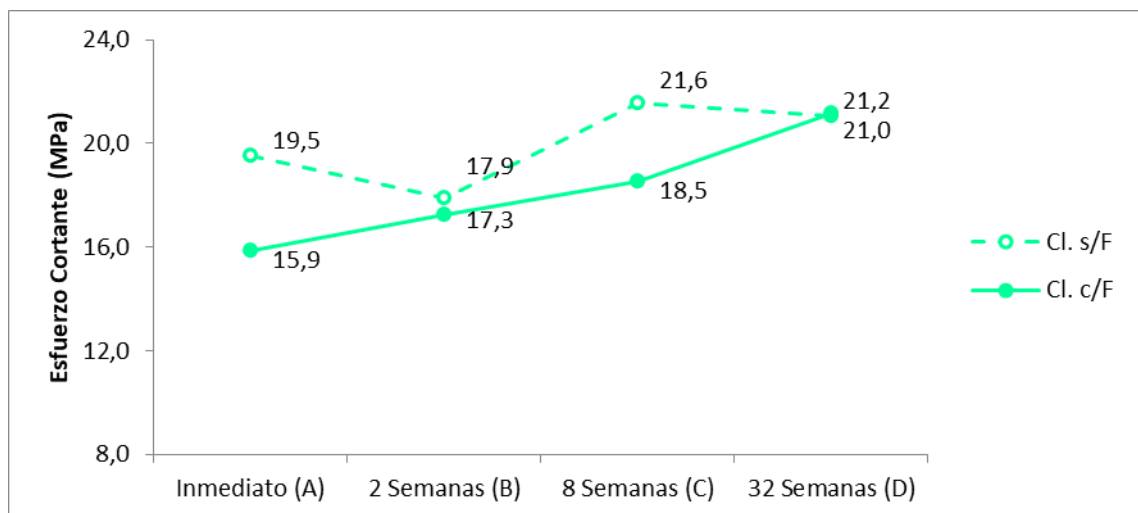


Figura 42. Esfuerzo cortante promedio según resina fluida y etapa. Clearfil SE Bond

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

En la tabla 16, se observa la incidencia del factor tiempo (etapa) que, sobre este sistema, resultó significativo. Las diferencias de valores adhesivos difirieron notablemente entre etapas ($p=0,03$; $p<0,05$), algo que particularmente se apreció en el subgrupo que usó resina fluida. El efecto de este factor no llegó a ser significativo. Sin embargo, se destacó, nuevamente, la tendencia hacia el mejor desempeño en las probetas sin resina fluida durante las etapas iniciales que se extendieron hasta las 8 semanas. A las 32 semanas, los valores medios de esfuerzo cortante, con y sin resina fluida, fueron similares e incluso algo mayores al utilizar la resina.

Tabla 16. Pruebas de los efectos intersujetos. Adhesivo: Clearfil SE Bond

Origen del efecto	F	<i>p</i>
Etapa	3,142	0,03
R. fluida	3,306	0,07
Etapa * R. fluida	0,868	0,46

Resultados estadísticos intersujetos. Factor etapa $p<0,05$.

En las tablas 17 y 18, se muestran los resultados de las pruebas de contrastes múltiples entre etapas (test post hoc de Scheffé). No hubo diferencias significativas ($p>0,05$) entre la etapa inicial y las de 2 y 8 semanas (primer subconjunto homogéneo), y tampoco entre 8 y 32 semanas (segundo subconjunto homogéneo). Se evidencia que la etapa de 8 semanas es común a ambos subconjuntos, por lo que debería considerarse de transición. Las diferencias estadísticas se manifestaron entre las etapas inmediata y 2 semanas con la de 32 ($p<0,05$).

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Tabla 17. Contraste múltiple entre etapas (test de Scheffé).

(I)Etapa	(J)Etapa	Diferencia de medias (I-J)	P
Inmediato (A)	2 semanas (B)	0,14	,923
Inmediato (A)	8 semanas (C)	-2,35	,097
Inmediato (A)	32 semanas (D)	-3,40	,018
2 semanas (B)	8 semanas (C)	-2,48	,080
2 semanas (B)	32 semanas (D)	-3,53	,014
8 semanas (C)	32 semanas (D)	-1,05	,456

Diferencias estadísticas (**p<0,05**) entre grupo A y D, y B y D. Grupos A y B, A y C, B y C, y C y D, sin diferencias estadísticas (**p>0,05**).

Tabla 18. Resumen del contraste múltiple entre etapas (test de Scheffé).

Etapa	N	Subconjunto	
		1	2
Inmediato (A)	20	17,71	
2 semanas (B)	20	17,58	
8 semanas (C)	20	20,06	20,06
32 semanas (D)	20		21,11
P		0,08	0,46

Etapas A, B y C sin diferencias significativas entre ellas, igual situación entre C y D (**p>0,05**). Se conformaron 2 subconjuntos.

***Descripción y análisis estadístico de los tipos de fallas**

Se llevó a cabo un análisis y registro de los tipos de fallas ocurridas en los ensayos en función del adhesivo, de la aplicación de la capa de resina fluida y del momento de cementado o etapa. De manera complementaria, se evaluó si existió correlación entre el tipo de falla y los valores de esfuerzo cortante registrados.

a. Tipos de fallas en general

Para fijar un criterio de categorización de los tipos de fallas observadas, se tuvieron en cuenta las diversas situaciones de separación entre el disco de resina y la superficie dentinaria que se presentaron durante la experiencia. Una vez evaluadas se las tipificó como:

- a. falla adhesiva: tiene lugar entre la interfase y uno de los dos sustratos intervinientes;
- b. falla cohesiva: ocurre en el interior de los materiales adhesivos utilizados;
- c. falla de sustrato: se origina cuando, a causa de la rotura del tejido dentario, se produce el desprendimiento del disco de resina;
- d. falla mixta: resulta de la combinación de 2 o más defectos.

En las figuras 43 y 44 se grafica lo mencionado previamente.

Figura 43. Descripción de fallas.

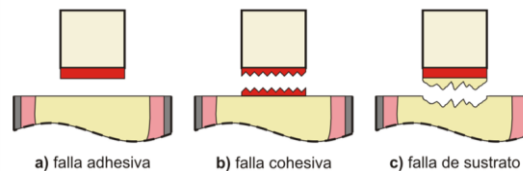
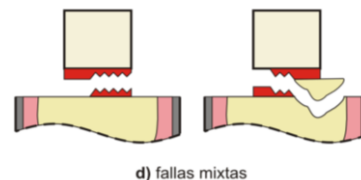


Figura 44. Descripción de fallas mixtas.



La evaluación de las distintas fallas producidas en el área de unión fue realizada mediante el software (Image Pro-Plus v.4.52) a partir de las imágenes de las superficies de ambas partes resultantes de los ensayos en las muestras. En la figura 45A se puede observar la delimitación del área de trabajo. En la figura 45B se aprecia la distribución de los tipos de fallas observados con su correspondiente tipología.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

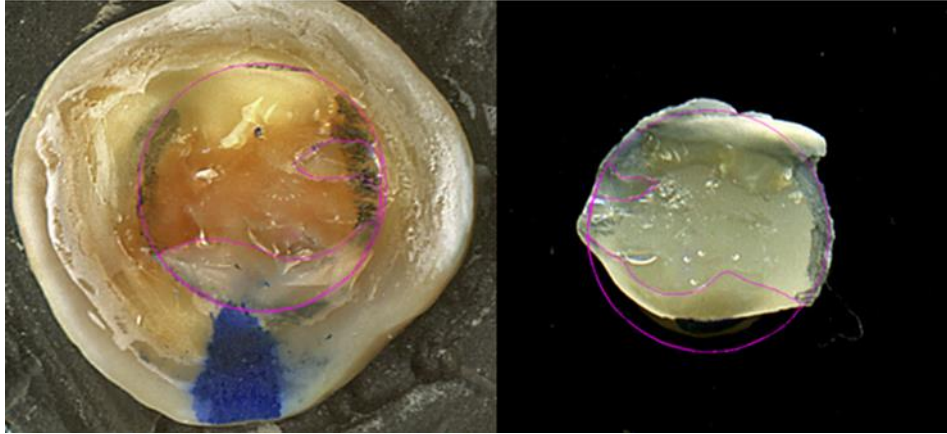


Figura 45A. Medición de áreas con software Image Pro-Plus v 4.52

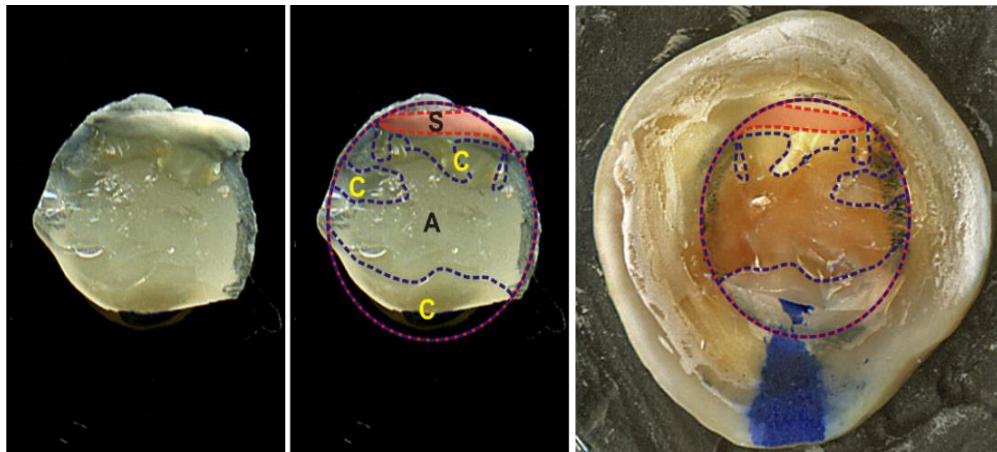


Figura 45B. A: falla adhesiva. C: falla cohesiva. S: falla de sustrato.

Las características superficiales de los tipos de fallas en su mayoría fueron mixtas, aunque los porcentajes de la zona afectada difirieron según las probetas. Esta situación originó la necesidad de categorizarlas y tener en cuenta las diversas configuraciones encontradas.

El criterio utilizado para definir cada una de las variables, finalmente consideradas, se basó fundamentalmente en la similitud de los porcentajes de superficie involucrada en el tipo de falla visualizada y medida.

La falla observada con mayor frecuencia, aunque no en su forma pura, fue de tipo adhesiva (56.7% de las muestras).

Con el objeto de categorizar las distintas situaciones, se establecieron los siguientes grupos en función de criterios establecidos de forma arbitraria producto de

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

las distintas topografías halladas en las probetas. Los grupos se conformaron de la siguiente manera:

-Falla Adhesiva: categoría 1 (n: 131). Cuando la superficie de la muestra presentó este defecto entre el 80% y el 100%. Abarcó las probetas con fallas adhesivas y adhesivas-cohesivas, pero no, aquellas con alguna falla de sustrato. Este grupo representó el 54,6%. Figura 46A.

-Falla Mixta (A-C): categoría 2 (n=37). Se incluyeron todos aquellos casos con porcentajes de fallas adhesivas menores que el 80% de la superficie que no presentaron secuestro de dentina. Comprendió fallas mixtas y adhesivas-cohesivas. Este tipo de defecto se visualizó en un 15.4% de las muestras. Figura 46B.

-Falla Mixta (A-C-S): categoría 3 (n=26). Se ubicaron las muestras a las que, además de la falla mixta adhesiva-cohesiva, se les agregó una falla de sustrato con una extensión $\leq 50\%$ del total de la superficie. Este grupo estuvo presente en un 10.8% del total. Figura 46C.

-Falla de Sustrato: categoría 4 (n=46). Este grupo se conformó por los casos en los que la falla de sustrato superó el 50% de la superficie. Representó el 14,6%. Figura 46D.

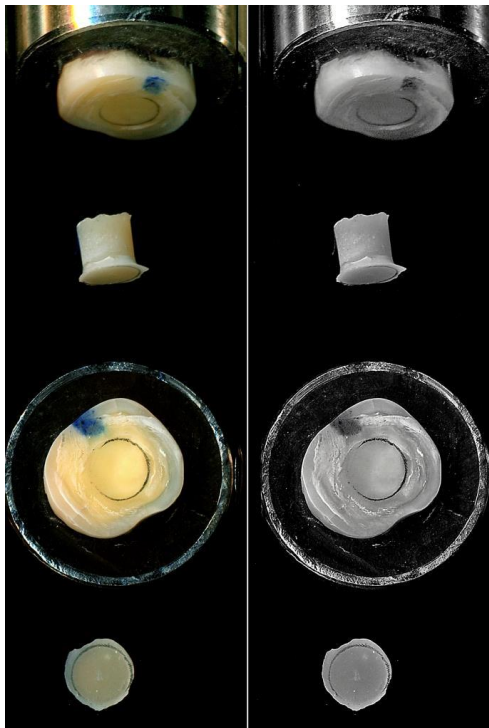


Figura 46A. Falla adhesiva.

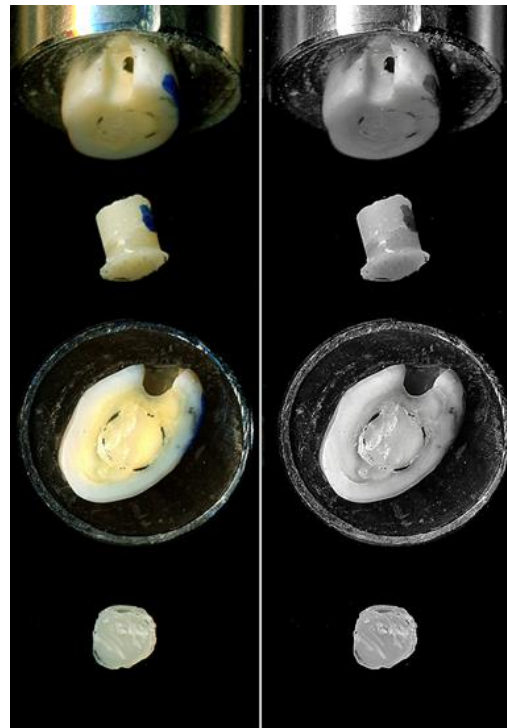


Figura 46B. Falla mixta (porciones de fallas adhesivas < 80% y cohesivas > 20%).

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

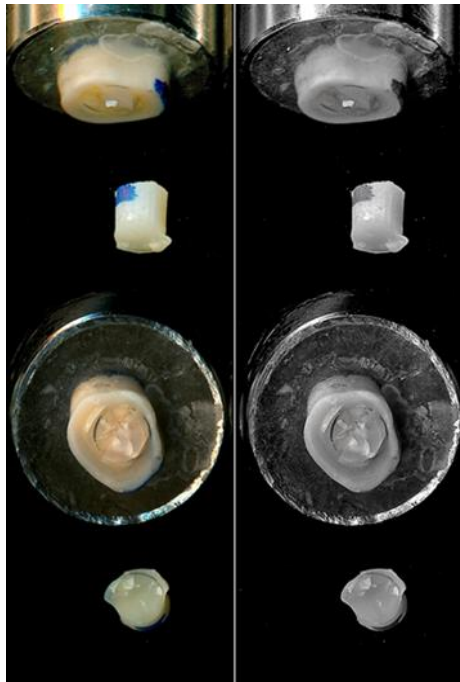


Figura 46C. Falla mixta (porciones de fallas adhesivas, cohesivas y de sustrato < 50%).

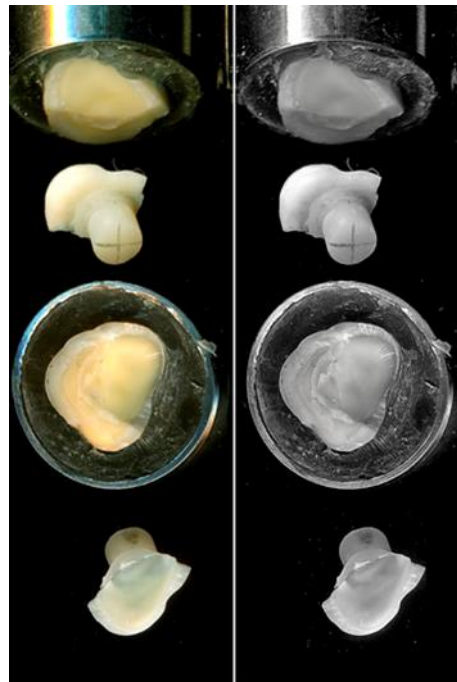


Figura 46D. Falla de sustrato > 50%.

Registrados los diferentes tipos de fallas, se procedió a relacionarlos con:

1. los distintos **sistemas adhesivos** empleados;
2. utilización o no de una capa extra de **resina fluida**;
3. momento de cementado o **etapa**.

1. Análisis de fallas según el adhesivo utilizado

Al considerar la clasificación propuesta se expresan las frecuencias relativas y absolutas de casos según tipo de falla y adhesivo.

Los resultados mencionados se encuentran agrupados en la tabla 19.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

Tabla 19. Tipo de falla según adhesivo. Totalidad de las muestras

ADHESIVO	Tipo de falla				Totalidad de muestras
	Adhesiva (80-100%)	Mixta (A-C)	Mixta (A-C-S)	De sustrato (50-100%)	
Optibond FL	(n = 48) 60,0%	(n = 9) 11,3%	(n = 9) 11,3%	(n = 14) 17,5%	n:80
Scotchbond M.	(n = 35) 48,8%	(n = 12) 10,0%	(n = 10) 21,3%	(n = 23) 20,0%	n:80
ClearFil SE Bond	(n = 48) 61,3%	(n = 16) 18,8%	(n = 7) 10,0%	(n = 9) 10,0%	n:80
Muestras analizadas. (n:240)	(n = 131) 56,7%	(n = 37) 13,3%	(n = 26) 15,4%	(n = 46) 14,6%	240 100%

Tipo de falla según adhesivo y global.

La figura 47 representa las proporciones de cada falla en función del adhesivo aplicado.

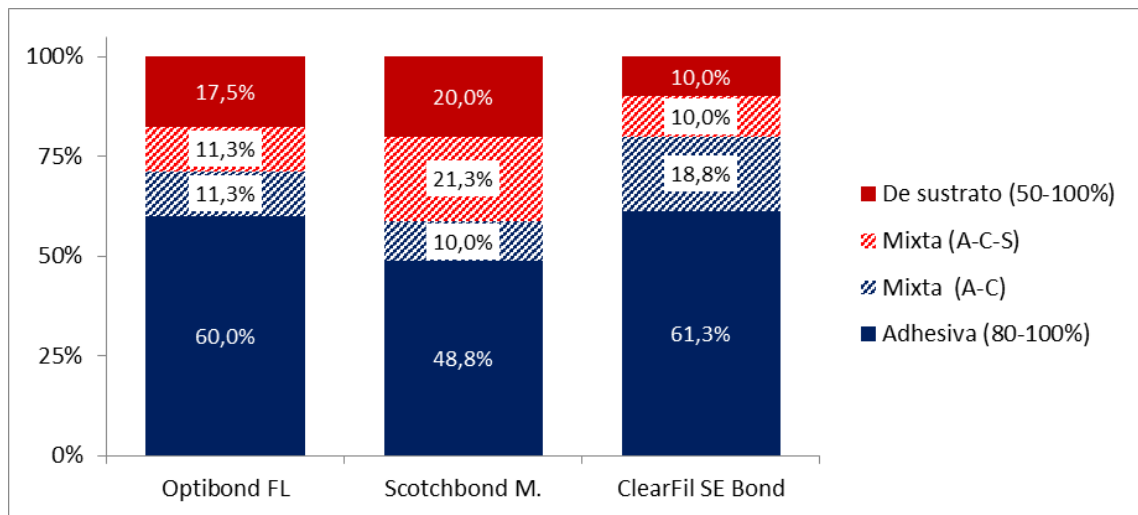


Figura 47. Proporciones de fallas según adhesivos.

Los datos recolectados de esta evaluación parcial sugieren que el adhesivo Scotchbond Multipropósito registró más cantidad de casos con desprendimiento dentinario, pero no resultó significativa la asociación entre adhesivo y tipo de falla (chi2 de Pearson: $p=0,069$; $p>0,05$). Aun así, cabe recordar que este adhesivo, en términos

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

generales, obtuvo un valor medio de esfuerzo cortante por encima del resto. Esto sugiere una posible asociación entre los factores tipo de falla y esfuerzo cortante, e indirectamente con el sistema de adhesión mencionado.

2. Análisis de fallas según el uso o no de resina fluida

En la tabla 20, se expresan las frecuencias relativas y absolutas de casos según tipo de falla con el uso de resina fluida.

Tabla 20. Tipo de falla según agregado de resina fluida.

CAPA	Tipo de falla			
	Adhesiva (80-100%)	Mixta (A-C)	Mixta (A-C-S)	De sustrato (50-100%)
Sin Flow	(n = 73) 60,8%	(n = 11) 9,2%	(n = 9) 7,5%	(n = 27) 22,5%
Con Flow	(n = 58) 48,3%	(n = 26) 21,7%	(n = 17) 14,2%	(n = 19) 15,8%

Porcentajes fallas con y sin resina fluida.

Los porcentajes de los diferentes tipos de fallas registrados están expresados en la figura 48.

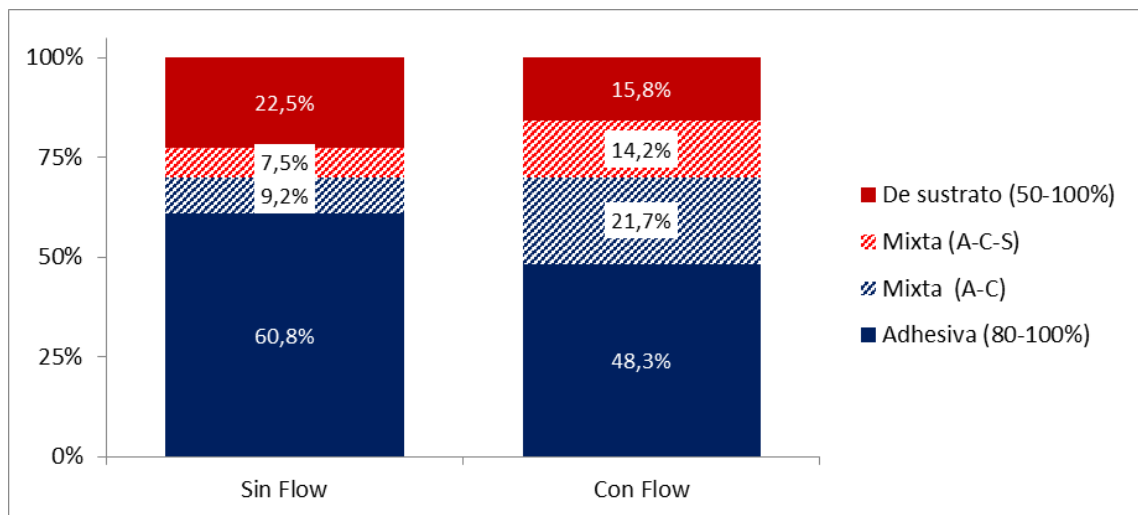


Figura 48. Proporciones de tipo de falla según uso de resina fluida.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

El análisis de los datos expresados permite elaborar algunas conclusiones:

- La frecuencia de fallas mixtas fue más elevada dentro del grupo con resina fluida.
- La frecuencia de fallas adhesivas fue mayor en los adhesivos sin capa fluida. En este caso, resultó significativa la asociación entre la resina fluida y el tipo de falla (χ^2 de Pearson: $p=0,009$; $p<0,05$).

Lo que se verificó es que el uso de una capa adicional de resina fluida incrementó el número de fallas mixtas, algunas con desprendimiento de dentina y otras sin afectar la misma.

3. Análisis de fallas según etapa

En la tabla 21, se expresan las frecuencias relativas y absolutas de los tipos de fallas según la etapa.

Tabla 21. Tipo de fallas según etapa.

ETAPA	Tipo de falla			
	Adhesiva (80-100%)	Mixta (A-C)	Mixta (A-C-S)	De sustrato (50-100%)
Inmediato (A)	(n = 33) 55,0%	(n = 11) 18,3%	(n = 5) 8,3%	(n = 11) 18,3%
2 semanas (B)	(n = 30) 50,0%	(n = 6) 10,0%	(n = 10) 16,7%	(n = 14) 23,3%
8 semanas (C)	(n = 27) 45,0%	(n = 12) 20,0%	(n = 7) 11,7%	(n = 14) 23,3%
32 semanas (D)	(n = 41) 68,3%	(n = 8) 13,3%	(n = 4) 6,7%	(n = 7) 11,7%

Fallas con relación a las diferentes etapas.

En la figura 49 se expresan los porcentajes de fallas según la etapa.

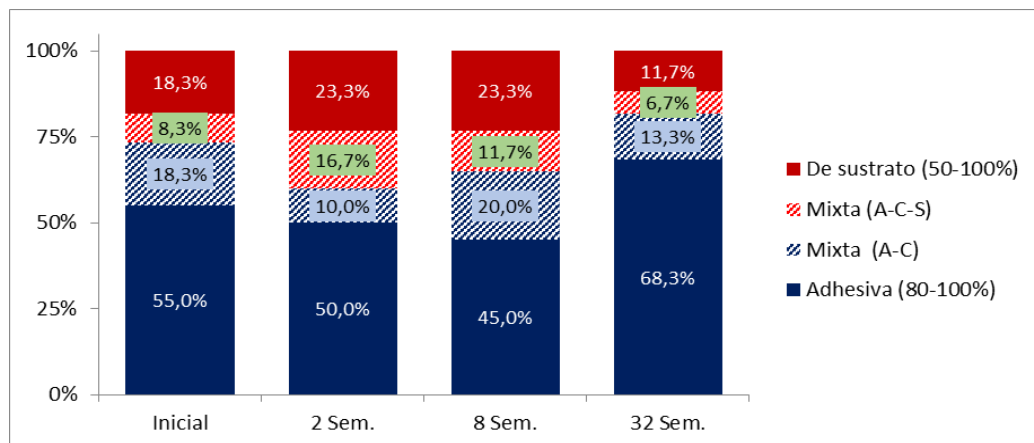


Figura 49. Porcentajes de fallas según etapa.

Con base en los resultados expuestos, se puede afirmar que la frecuencia de fallas de tipo adhesiva fue decreciendo entre las primeras tres etapas, pero a las 32 semanas los casos de fallas adhesivas fueron más frecuentes que en etapas previas. Aun así, la asociación entre tiempo transcurrido y tipo de falla no resultó significativa (chi2 de Pearson: $p=0,220$; $p>0,05$).

* Relación entre tipo de falla y resistencia adhesiva

Se sospecha que existe un grado de correlación entre el tipo de falla y el esfuerzo cortante, ya que este es menor en fallas adhesivas, intermedio en mixtas y mayor en las fallas de sustrato. Para determinar si existe correlación entre estos factores, resultó de utilidad calcular el “índice de falla” asignando coeficientes multiplicativos a los porcentajes de tipo de falla de cada ensayo: 1 a porciones de fallas adhesivas, 2 a porciones de fallas cohesivas y 3 a porciones de fallas de sustrato. Figura 50.

$$\text{índice de Falla} = 1 \cdot (\% \text{ área } A) + 2 \cdot (\% \text{ área } C) + 3 \cdot (\% \text{ área } S)$$

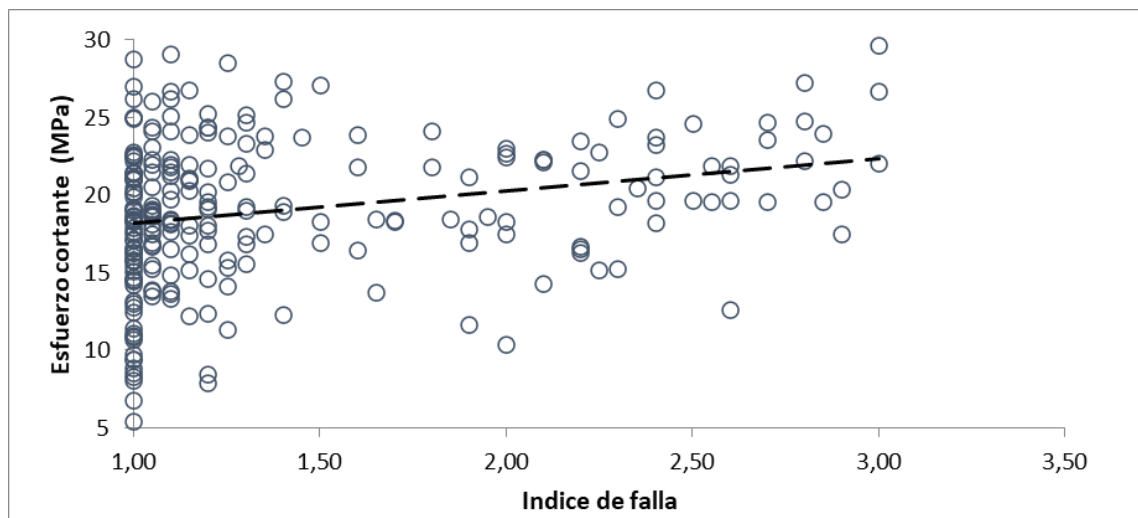


Figura 50. Esfuerzo cortante en función del índice de falla.

Se verificó una relación directa estadísticamente significativa entre los valores de esfuerzo cortante y el índice de falla (Corr. de Pearson: 0,256; $p=6E-05$; $p<0,05$). A mayores índices de falla (mayores porciones de dentina secuestrada), mayor esfuerzo cortante. Figura 51.

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

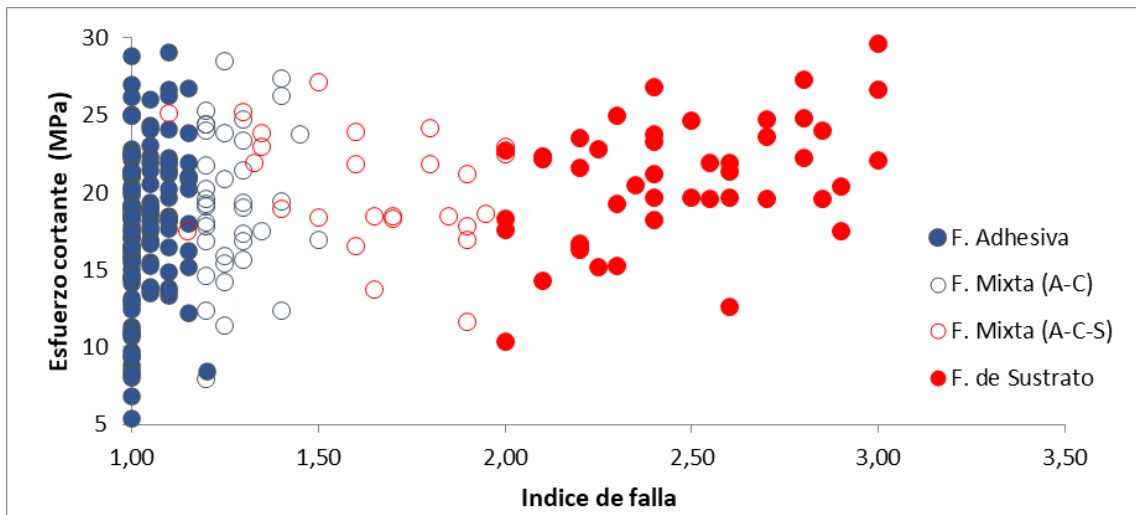


Figura 51. Esfuerzo cortante en función del índice de falla agrupado según tipo de falla.

-DISCUSIÓN

Las preparaciones dentales para restauraciones indirectas involucran el esmalte y, en la mayoría de los casos, la dentina.

Los beneficios biológicos determinados por el sellado del tejido dentinario están respaldados por múltiples estudios ^{83,84,91,92,94,96}.

Pashley *et al* ²³ plantearon la aplicación de sistemas adhesivos para sellar la dentina expuesta posterior al tallado en preparaciones para coronas totales. El principal objetivo de esta maniobra era disminuir la filtración bacteriana que se producía a través de los túbulos dentinarios.

Paul *et al* ⁸⁹ sugirieron la colocación de agentes adhesivos el día del tallado con el fin de proteger el tejido dentinario y mejorar los valores de adhesión al evitar la contaminación de esta superficie con restos de cemento temporal. A esta técnica la llamaron *dual bonding technique*.

Magne *et al* ^{47,83,84} expusieron los beneficios de aplicar sistemas adhesivos una vez finalizada la preparación dentaria. A partir de ese momento, la protección del tejido dentinario expuesto se citó con el nombre de sellado dentinario inmediato, independientemente de los adhesivos empleados para ese fin ^{85,87,88,90,95,96,210,216,217,219,222,224,227,229,230}.

Otros autores utilizaron un nombre diferente para describir el procedimiento de sellado dentinario con el agregado de una capa de resina fluida y lo llamaron *resin coating* ⁹¹⁻⁹⁴.

Dillenburg *et al* ¹⁴⁹ llamaron dentina prehibridizada al tejido dentinario sellado.

Nikaido *et al* ⁹², al describir el procedimiento de *resin coating* y citar las técnicas mencionadas anteriormente, afirmaron “se cree que estas ideas comparten un concepto similar” ⁹².

Independientemente de los materiales que se utilizan, se supone que los beneficios que se obtienen al realizar estas técnicas son los mismos. Por este motivo, se considera adecuada la denominación de sellado dentinario inmediato a todas aquellas maniobras englobadas en los principios de protección dentinaria posterior al tallado para preparaciones indirectas.

Análisis comparativo entre sistemas adhesivos.

En el presente trabajo, la respuesta de los sistemas de adhesión fue diferente en función del tiempo transcurrido entre el momento del sellado de la dentina y el día del cementado.

Las mayores diferencias se observaron entre Optibond FL y Scotchbond Multipropósito, aunque solo fueron estadísticamente significativas al evaluar los grupos

de cementado inmediato y aquellos con una demora de 2 semanas respecto al momento en que se efectuó el sellado dentinario. Clearfil SE Bond registró valores intermedios, sin diferencias con los dos sistemas mencionados anteriormente.

El incremento en los valores de adhesión, al emplear Optibond FL, no fue significativo al comparar cementado inmediato y el que se realizó a las dos semanas. Sin embargo, sí lo fue respecto a los demás momentos de la experiencia ($p < 0,05$).

El mayor grado de adhesión con el uso de este material se registró en las muestras de la semana 8. En las de la 32 sufrió una ligera disminución, aunque no fue significativa.

Scotchbond Multipropósito no exhibió diferencias estadísticas entre las cuatro etapas. No obstante, la de cementado inmediato y la de 32 semanas mostraron valores con marcadas diferencias, pero estas no resultaron significativas.

Para Clearfil SE Bond el valor de adhesión descendió en la segunda semana respecto al cementado inmediato. El más alto se registró al realizar el procedimiento a las 32 semanas de efectuado el sellado de la dentina. Se observaron diferencias estadísticas entre los grupos inmediato y 2 semanas en relación con el de 32 semanas ($p < 0,05$).

Magne *et al*⁸⁴ documentaron un incremento en los valores de adhesión al distanciar el tiempo de cementado y el momento en que se realizó el sellado dentinario. Este fenómeno no había sido expresado en investigaciones previas.

Estos autores informaron un comportamiento similar al obtenido en este trabajo para Optibond FL. En su publicación, este adhesivo registró sus valores más altos en la semana 7, con una reducción no significativa en la semana 12. En ese momento dieron por finalizado su estudio.

En el caso de Clearfil SE Bond, el rendimiento adhesivo reportado por sus autores fue diferente al de este estudio, ya que su máximo valor se registró en la semana 2, con un descenso en la 7 y uno más marcado en la 12. Sin embargo, no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los 3 grupos ($p > 0,05$).

Van den Breemer *et al*²²² publicaron resultados concordantes con la presente investigación al aplicar los adhesivos Optibond FL y Clearfil SE Bond sobre la dentina para su sellado y almacenar las muestras durante 2 semanas. Sus hallazgos no exhibieron resultados estadísticamente significativos entre ambos sistemas ($p > 0,05$).

De Carvalho *et al*⁹⁰ utilizaron los tres sistemas de adhesión descritos en esta investigación para sellar la dentina y evaluaron su rendimiento al cabo de 2 semanas. Sus resultados coinciden parcialmente con este estudio. Los autores publicaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) al comparar Scotchbond Multipropósito y Clearfil SE Bond con Optibond FL, con valores adhesivos más

elevados para este último. Al igual que en el presente estudio, entre los dos primeros sistemas mencionados no se evidenciaron diferencias estadísticas ($p>0,05$).

En la metodología de aplicación de los sistemas utilizados por los autores, podría encontrarse una explicación de los valores adhesivos referidos.

Sobre Scotchbond Multipropósito y Clearfil SE Bond, antes de su fotopolimerización, emplearon una corriente de aire suave para adelgazar la película. Esta acción no se llevó a cabo sobre Optibond FL. Este protocolo diferenciado entre los sistemas ocasionaría una capa adhesiva más fina en aquellos que recibieron aire.

Particularmente, se trata de los dos sistemas con bajo porcentaje de relleno.

Además, como mecanismo de limpieza anterior al cementado, usaron partículas de óxido de aluminio a una distancia menor, con una presión y tiempo mayores que los utilizados en el presente estudio. Los detalles planteados podrían haber perjudicado el rendimiento de Scotchbond Multipropósito y Clearfil SE Bond, ya que la capa híbrida sería eliminada con mayor facilidad en el paso de limpieza. Esto se traduciría en los resultados publicados.

Ferreira-Filho *et al*³² evaluaron la resistencia adhesiva de Optibond FL y Clearfil SE Bond en muestras con 2 y 13 semanas de sellado dentinario inmediato. Al cotejar ambos adhesivos entre sí, dentro un mismo grupo, no arrojaron resultados estadísticos significativos ($p>0,05$). Estos hallazgos coinciden con los obtenidos en este estudio.

El análisis de cada sistema de adhesión en los distintos momentos del estudio evidenció diferencias estadísticas en Optibond FL, lo que en Clearfil SE Bond no se manifestó. El dato relevante radica en el hecho de que en ambos sistemas el valor adhesivo más alto se registró en la semana 2. Este resultado no coincide con los de la presente investigación.

Algunos detalles del método de almacenamiento de las muestras de esta publicación podrían justificar los resultados obtenidos por estos autores. Ambos grupos, una vez sellada la dentina, se almacenaron en agua por 7 días. Posteriormente, se les cementó una restauración sobre el tejido dentinario sellado y, a partir de este momento, contabilizaron 1 semana y 12 más en cada grupo. En ambos, las probetas permanecieron en un medio acuoso sin ningún elemento de protección temporaria en la primera semana y, una vez cementada la restauración, continuaron almacenadas bajo las mismas condiciones. La metodología de trabajo aplicada en las muestras expondría a los adhesivos al proceso de degradación hidrolítica y/o absorción acuosa. Estos efectos serían más visibles en el grupo de 13 semanas, lo que justificaría los resultados exhibidos¹⁷⁰.

***Agregado de una capa extra de resina fluida.**

El agregado de la capa de resina fluida sugirió una desventaja cuando el cementado fue inmediato, aunque esta situación inicial se revirtió en las etapas subsiguientes para los distintos adhesivos utilizados.

Scotchbond Multipropósito, en la lectura de 8 semanas, mostró un leve descenso en comparación con la etapa anterior. El valor máximo se reveló en las muestras cementadas en la semana 32.

Clearfil SE Bond, cuando se complementó con resina fluida, registró valores que se incrementaron en razón directa con el tiempo transcurrido desde el momento en que se realizó el sellado dentinario. Las diferencias no fueron significativas.

Optibond FL evidenció un crecimiento en los registros adhesivos en las etapas con mayor tiempo de sellado dentinario al aplicarle una capa extra de resina fluida. En el grupo inmediato sus valores de adhesión fueron los más bajos de los tres sistemas utilizados en esta investigación.

Los grupos en los que no se colocó resina fluida no exhibieron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) en comparación con aquellos que recibieron una capa extra. Estos últimos, entre las diferentes etapas, no evidenciaron resultados significativos. Sin embargo, se manifestó de manera clara una tendencia al incremento en los valores adhesivos en las etapas con mayor tiempo de sellado dentinario.

Van den Breemer *et al*²²⁹ utilizaron Optibond FL para sellar la dentina. Una parte de las muestras recibió una capa extra de resina fluida. Los especímenes fueron evaluados a las 4 y 27 semanas.

En coincidencia con este trabajo de investigación, los grupos con resina fluida y diferentes tiempos de sellado no evidenciaron resultados estadísticamente significativos. Además, estos autores al comparar las muestras con y sin resina fluida no encontraron diferencias estadísticas ($p > 0,05$).

De Carvalho *et al*⁹⁰ aplicaron una capa de resina fluida sobre los mismos sistemas de adhesión utilizados en esta investigación.

Los autores hallaron diferencias estadísticas ($p < 0,05$) entre Optibond FL con Scotchbond Multipropósito y Clearfil SE Bond. Optibond FL registró valores adhesivos superiores. Este dato no coincide con la presente investigación.

No publicaron diferencias estadísticas entre Clearfil SE Bond y Scotchbond Multipropósito ($p > 0,05$). Este resultado concuerda con lo expuesto en este trabajo.

Además, brindaron información al comparar los 3 sistemas adhesivos con y sin resina fluida. Los resultados expuestos para Optibond FL son concordantes con la presente investigación. No expresaron diferencias estadísticas entre ambos grupos y

los valores adhesivos más bajos se ubicaron en las muestras con el agregado de resina fluida.

En el caso de Scotchbond Multipropósito y Clearfil SE Bond los resultados difieren con los hallados en este estudio, ya que los autores publicaron diferencias estadísticas entre los grupos con y sin resina fluida ($p < 0,05$). Los grupos que recibieron esta última registraron los valores de adhesión más altos. Este rendimiento estaría asociado al protocolo de aplicación de estos 2 sistemas, que recibieron una corriente de aire por 5 segundos. Este paso traería como consecuencia una capa más delgada de adhesivo. Además, el uso de óxido de aluminio de 50 micrómetros, a 1,5 centímetros, por 5 segundos a 2 bar podría dañar la capa híbrida formada. El empleo de una capa extra de resina fluida remediaría esta situación, lo que mejoraría el comportamiento adhesivo de los sistemas mencionados.

Jayasooriya *et al*⁹¹ emplearon el adhesivo Clearfil SE Bond como agente de sellado en un grupo y en otro, una capa adicional de resina fluida. La diferencia entre ambos grupos fue significativa ($p < 0,05$).

Los datos obtenidos en esta investigación se diferencian de los expuestos por estos autores. En su metodología de aplicación del sistema Clearfil SE Bond se encontraría una posible explicación a los disímiles resultados entre ambos grupos. Luego de aplicar el adhesivo, no cubrieron la superficie con un gel de glicerina protector. La omisión de este paso ocasionaría una reducción en el espesor de la capa híbrida formada según Tsujimoto *et al*²⁰⁴. La resistencia adhesiva podría verse perjudicada por este hecho.

El agregado de una capa extra de resina fluida subsanaría lo mencionado anteriormente y mejoraría su rendimiento en términos de adhesión.

Además, el paso de aplicación del adhesivo se realizó con un *microbrush*. Esta forma de colocarlo generaría una capa de menor espesor.

En la presente investigación, tal como se detalla en el apartado materiales y métodos, se aplicó con un instrumento metálico de punta roma.

Choi *et al*⁸⁷ aplicaron Optibond FL sobre el tejido dentinario y en otro grupo adicionaron una capa de resina fluida. En sus resultados, hallaron diferencias estadísticas entre ambos grupos, con valores más elevados en el grupo con resina fluida. Estos datos no concuerdan con los obtenidos en la presente investigación.

Los autores colocaron el sistema de adhesión según las indicaciones del fabricante, quien sugiere, en el paso de aplicación de este, “adelgazar si es necesario la capa adhesiva con una ligera aplicación de aire”. Esta maniobra no sería necesaria porque el objetivo que se persigue es sellar la dentina con una capa de adhesivo que tenga un espesor conveniente. Otro aspecto para destacar radica en la ausencia de

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

cobertura con gel de glicerina del sistema empleado. Estos detalles mencionados podrían haber ocasionado la conformación de una capa híbrida más delgada y con menores propiedades mecánicas que la que se obtuvo en el grupo con el agregado de la resina fluida.

Sistemas adhesivos con bajo porcentaje de relleno utilizados para el sellado dentinario inmediato son susceptibles de ser eliminados, en forma parcial o total, cuando se aplica un método de limpieza anterior al cementado, como lo expresan Roca *et al*²²⁸. El agregado de una capa extra de resina fluida mejoraría la situación de estos adhesivos. En términos de adhesión los resultados son dispares, pero en ningún caso se expresa un efecto perjudicial al realizarlo.

Stavridakis *et al*²¹⁹ han expresado las ventajas que ofrece la utilización del adhesivo Optibond FL sobre el resto de los adhesivos en relación con los inconvenientes expuestos anteriormente, ya que contiene una carga de relleno del 48% en peso.

***Empleo de restauraciones provisionales y acondicionamiento de la superficie dental antes del cementado.**

Uno de los objetivos planteados en el desarrollo de los estudios *in vitro* radica en reproducir situaciones similares a las que se originan en la práctica clínica.

Para la realización de restauraciones indirectas, la confección de un elemento provisorio es un paso ineludible. Su presencia cumple varias funciones y una de ellas es la protección del tejido dentinario expuesto^{18,21}.

Los materiales empleados en la confección de provisorios son variados, como así también los cementos utilizados para su fijación. Estas situaciones pueden modificar la efectividad de los métodos aplicados para la limpieza de la dentina sellada, además de alterar el resultado de los protocolos adhesivos.

En el presente trabajo, se colocó, sobre el tejido dentinario sellado (2, 8 y 32 semanas), un elemento provisorio de acrílico autopolimerizable fijado con cemento temporal libre de eugenol.

Como paso previo al cementado definitivo, el acondicionamiento de la superficie sellada se realizó mediante un procedimiento de microarenado con óxido de aluminio complementado con la aplicación de ácido fosfórico. Estas maniobras fueron posteriores al retiro de la protección provisional.

Song *et al*²² demostraron la permanencia de restos de cemento temporal con eugenol, sobre un modelo maestro metálico, luego de aplicar como método de limpieza óxido de aluminio de 110 micrómetros a 4,8 bar. Sus resultados expresaron

los valores más bajos para un cemento de ionómero de vidrio modificado con resina en comparación con el de fosfato de zinc ($p < 0,05$).

La persistencia de restos de material de fijación temporal provocaría, a nivel del ionómero de vidrio modificado con resina, una inhibición en la fracción química del mencionado cemento.

Este hallazgo demuestra la importancia de un adecuado método de limpieza sobre la pieza dental con el fin de eliminar los restos de cemento temporal. Estos pueden impedir una correcta interacción entre la superficie dentaria y el cemento de fijación, o inhibir, parcial o totalmente, la reacción química del agente cementante.

Gresnigt *et al*⁸⁰, en los grupos con sellado dentinario inmediato, emplearon como material provisorio una resina bis acrílica. Grabaron con ácido fosfórico el esmalte en los márgenes y colocaron gel de glicerina sobre la dentina sellada. Esta maniobra evitó la unión entre el adhesivo aplicado y el material provisional. No utilizaron cemento temporal, lo que podría permitir el ingreso de agua en la interface provisorio-dentina sellada y contaminar superficialmente esta última. Este efecto adverso parecería no haber ocurrido. Posiblemente, la utilización de Optibond FL más la combinación de piedra pómez y partículas de óxido de aluminio recubiertas con sílice para la limpieza, previa al cementado, habrían actuado positivamente sobre las muestras mencionadas.

Al comparar el grupo con 2 semanas de sellado dentinario con el de cementado demorado, los valores más elevados de resistencia a la fractura de las restauraciones empleadas se manifestaron en el primero.

Falkensammer *et al*²³⁰ obtuvieron resultados similares a los observados en el presente trabajo.

Los autores realizaron restauraciones provisionales en resina bis acrílica y las fijaron con un cemento temporal libre de eugenol. Luego de 1 semana, retiraron los provisionales y evaluaron la influencia de diferentes métodos de acondicionamiento sobre superficies dentinarias selladas con un adhesivo autoacondicionante. Emplearon piedra pómez libre de flúor, aire a presión con partículas de óxido de aluminio recubiertas con sílice, aire a presión con polvo de glicina y aire a presión con polvo de carbonato de calcio.

Los valores más elevados los registraron en el grupo en el que usaron piedra pómez, aunque no presentaron diferencias significativas con aquellas muestras en las que se utilizaron partículas recubiertas con sílice ($p > 0,05$). En estas últimas, semejantes al óxido de aluminio utilizado en el presente trabajo, los resultados fueron similares entre ambas experiencias.

Debido a que los autores emplearon un adhesivo con bajo porcentaje de relleno, el uso de piedra pómez parecería ser menos perjudicial por su efecto poco abrasivo en comparación con los otros tres métodos planteados.

Por otra parte, el sistema de adhesión que utilizaron, en su protocolo, indica la colocación en forma independiente del *primer* y adhesivo. Esto evita la aplicación de aire sobre este último y su posterior adelgazamiento. Además, el recubrimiento con gel de glicerina ayuda a la formación de una capa híbrida sin los efectos perjudiciales de la inhibición por oxígeno ²⁰⁹.

La conjunción de estos factores podría haber influenciado el mejor resultado obtenido por los autores al aplicar piedra pómez.

Dillenburg *et al* ¹⁴⁹, luego de colocar dos adhesivos dentinarios, aplicaron una capa de 2 milímetros de espesor de cemento temporal libre de eugenol. A los 2 días y a los 4 meses, retiraron el cemento con un explorador y aplicaron tres técnicas de limpieza sobre la superficie sellada: partículas de 50 micrómetros a 5,5 bar por 10 segundos a 2 centímetros, ácido fosfórico al 37% por 15 segundos y lavado con spray, y la combinación de ambos en el orden mencionado.

En ninguno de los 2 sistemas adhesivos empleados los resultados arrojaron diferencias estadísticas ($p > 0,05$) entre los distintos grupos, con dentina sellada, correspondientes a un mismo sistema de limpieza.

Existe un contraste parcial entre este dato estadístico y los resultados hallados en el presente estudio para Optibond FL y Clearfil SE Bond ($p < 0,05$). No obstante, al cotejarlo con Scotchbond Multipropósito son coincidentes ($p > 0,05$).

Los autores, al evaluar los diferentes métodos de acondicionamiento empleados, hallaron diferencias estadísticas ($p < 0,05$) entre los grupos. Los valores adhesivos más altos se encontraron en el grupo que recibió el óxido de aluminio más el ácido fosfórico como acondicionamiento. Estos resultados respaldan el método seleccionado en la presente investigación.

Algunas particularidades referidas a la metodología y materiales utilizados por los autores podrían explicar las diferencias parciales en relación con los hallazgos obtenidos en esta investigación.

Los adhesivos mencionados en la publicación corresponden a sistemas de quinta generación y fueron colocados según las instrucciones de sus fabricantes. Entre las 2 capas de adhesivo sugeridas aplicaron aire para evaporar el solvente. Esta maniobra provocaría el adelgazamiento de la capa del adhesivo agravado por la omisión de la colocación de gel de glicerina. Además, el microarenado, con las características mencionadas anteriormente, parecería ser un método agresivo para ser empleado sobre la capa híbrida formada en las condiciones mencionadas.

Los valores adhesivos más altos se vincularon con la técnica de limpieza mixta expuesta. Por lo mencionado en el apartado anterior, sería posible pensar que ocurriera una pérdida, parcial o total, de la capa híbrida al aplicarle óxido de aluminio. Sin embargo, el ácido fosfórico remediaría esta situación al volver a grabar la dentina en conjunto con una capa adhesiva extra, que fue fotopolimerizada de manera previa a la colocación de la restauración.

En este proceso se volvería a formar la capa híbrida dañada o eliminada. Esto podría explicar el rendimiento similar entre los grupos de 2 semanas y 4 meses.

El empleo de ácido fosfórico, como único método de limpieza, arrojó resultados adhesivos inferiores. La mayoría de las fallas se localizaron en la parte superior de la capa híbrida (60,4% en ambos sistemas). Se podría pensar que el ácido fosfórico no eliminó totalmente los restos de cemento temporal y estos actuaron como una barrera que impidió la acción de los diferentes componentes en el proceso adhesivo.

El uso de óxido de aluminio solamente exhibió el mayor porcentaje de fallas en la unión de la parte inferior de la capa híbrida con la dentina. Esto afianza la hipótesis presentada sobre la posible eliminación de esta al aplicar el óxido de aluminio en las condiciones expuestas por los autores.

Dalby *et al*²¹⁰, posterior al tallado, sellaron la dentina con sistemas adhesivos de cuarta y sexta generación. Inmediatamente, fijaron las restauraciones definitivas de cerámica y luego almacenaron las muestras hasta el día de su evaluación. En esta metodología utilizada por los autores, no fue necesario el proceso de limpieza de la dentina sellada. Esto facilitaría el procedimiento de cementado, ya que no se encuentran sustancias contaminantes a nivel superficial.

Los tiempos de sellado dentinario son comparables con los grupos inmediato y 2 semanas del presente trabajo.

Los resultados expuestos por los autores concuerdan con los obtenidos en esta investigación. Entre los sistemas adhesivos empleados no se encontraron diferencias estadísticas ($p > 0,05$) en los períodos estipulados.

Leesungbok *et al*⁹⁵, tras el sellado dentinario, almacenaron las muestras en agua destilada sin ningún tipo de protección provisional por 14 días. Conformaron diferentes grupos: 1, 2, 7 y 14 días. No revelaron diferencias estadísticas ($p > 0,05$) entre ellos. Esto coincide con los registrados en los grupos inmediato y 2 semanas del presente trabajo.

Los resultados adhesivos manifestados por los autores mostraron valores ligeramente superiores en el grupo de 2 días. Algunos factores pudieron influir en esta afirmación. La absorción acuosa podría haber actuado negativamente sobre los grupos con cementado más diferido, además de facilitar los mecanismos para un

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

posible proceso de degradación hidrolítica en la capa híbrida, según fue señalado en otro trabajo ¹⁷⁰.

Otro detalle que merece atención es que no realizaron ningún tipo de acondicionamiento o limpieza sobre la superficie dentinaria sellada. Esta, como consecuencia del método de almacenamiento, podría haberse contaminado y provocar rendimientos adhesivos más bajos en aquellos grupos en los que se realizó un cementado diferido con respecto al día del sellado.

Es aconsejable la colocación de un elemento provisorio una vez realizada la preparación dental. Su permanencia hasta el día del cementado de la restauración definitiva, según lo publicado por otros investigadores, es de suma importancia para evitar la contaminación dentinaria ¹⁸.

***Material restaurador empleado.**

En el presente trabajo, se utilizaron discos de composite polimerizados previamente. Estos fueron acondicionados y cementados sobre el tejido dentinario sellado una vez cumplidos los plazos de almacenamiento de cada grupo.

Es importante la correcta elección del material restaurador. Este, al ser cementado sobre el sistema aplicado en dentina, debería lograr una fuerza de unión superior a la buscada entre esta y el adhesivo. De esta manera, se podría evaluar de forma adecuada la resistencia adhesiva de los sistemas empleados para sellar el tejido dentinario.

Van den Breemer *et al* ²²², como material restaurador, emplearon tubos de plástico de 3 milímetros de diámetro y 5 milímetros de alto que rellenaron con un cemento dual.

Los autores publicaron valores similares a los obtenidos en esta investigación para Optibond FL. Sin embargo, para Clearfil SE Bond los registros adhesivos fueron inferiores.

Entre ambos trabajos existen algunas diferencias que podrían haber influenciado los resultados. Si bien el método de limpieza es similar, el protocolo empleado por los autores difiere. Las partículas son de óxido de aluminio recubiertas con sílice, aplicadas a 1 centímetro, a 2 bar y con una angulación de 45 grados, sin especificar el tiempo de aplicación.

Además, como material restaurador mencionaron un cemento de curado dual. En la tabla descriptiva de los productos empleados, solamente figura la utilización de la pasta base de este cemento. Este detalle sobre su uso lo transforma en un material dependiente de la luz en un 100%. Los tubos que usaron tenían un diámetro de 3 milímetros, lo que supone una fotopolimerización completa al aplicar luz de ambos

lados, pero las propiedades del cemento pueden ser modificadas al usar solo una de las dos partes que lo componen. Aunque la restauración es un medio para recibir y transmitir la fuerza de cizalla, una posible alteración en sus propiedades mecánicas podría traer como consecuencia una variación en las fuerzas aplicadas a la capa adhesiva.

Rigos *et al*²⁹ emplearon discos de zirconia de 1,8 milímetros de diámetro y 2 de alto. El material seleccionado no se encuadra dentro de aquellos sustratos adheribles, lo que podría perjudicar su unión adhesiva con los productos empleados para el sellado de la dentina. Esto no permitiría evaluar correctamente la resistencia adhesiva de estos últimos con el tejido dental²⁶.

Sus autores expresaron “de acuerdo con nuestro conocimiento, ningún estudio investigó la fuerza de unión de la zirconia a la dentina humana”²⁹.

Los resultados publicados no manifestaron inconvenientes adhesivos entre la zirconia y la dentina sellada. Los valores obtenidos en el grupo con sellado inmediato fueron superiores a aquellos registrados con la técnica convencional de cementado independientemente de los métodos de acondicionamiento aplicados a la zirconia.

Van den Breemer *et al*²²⁹ utilizaron, como material restaurador, un composite fotopolimerizado en forma directa sobre la dentina sellada. Para su aplicación emplearon un molde de silicona transparente. En sus resultados no exhibieron fallas relacionadas con una unión defectuosa entre el material restaurador y el adhesivo aplicado sobre el tejido dentinario.

En el presente estudio, el cementado de discos indirectos, en ninguna de las muestras (n:240), reveló fallas adhesivas que pudieran perjudicar el método de medición de resistencia de los adhesivos aplicados.

***Cemento de fijación.**

Las restauraciones indirectas fijadas sobre los adhesivos dentinarios, como se mencionó anteriormente, fueron variadas en cuanto a la técnica de construcción y en su composición. En cada una de ellas fue necesario un protocolo adhesivo específico inherente a su estructura. Para su fijación se emplearon diferentes cementos²⁶.

En el presente estudio se utilizó un cemento autoadhesivo de curado dual.

Duarte *et al*²²⁷ adhirieron *inlays* de cerómero con un cemento de curado dual sobre el tejido dentinario sellado con dos sistemas adhesivos. A los 7 días de almacenamiento, publicaron diferencias estadísticas ($p < 0,05$) entre ambos adhesivos. Los valores más elevados se encontraron en las muestras a las que se les aplicó un adhesivo de grabado total. Sus resultados no coinciden con el presente estudio.

Algunos detalles podrían sustentar las diferencias entre ambas investigaciones. Los autores observaron los valores adhesivos más bajos en las muestras en las que aplicaron un adhesivo autoacondicionante de un solo paso. En este grupo, luego de retirar el provisorio, no realizaron ningún mecanismo de limpieza, colocaron directamente una capa del *primer*-adhesivo y se fotopolimerizó. A nivel superficial presentó una capa inhibida como resultado de su contacto con el oxígeno. Si bien su presencia es necesaria para lograr una unión química con el cemento, existe un aspecto para tener en cuenta en el adhesivo simplificado autoacondicionante empleado en este grupo: su grado de acidez (pH: 1,2).

La capa superficial, una vez fotopolimerizada, podría presentar este mismo pH por la inhibición que provoca el oxígeno ²⁰⁶.

Esta capa podría impedir, parcial o totalmente, la reacción química de los adhesivos duales como el que se utilizó en el estudio. Quizás, en este aspecto podría encontrarse la explicación de su bajo rendimiento en valores adhesivos ²⁰⁷.

En el grupo que empleó el sistema de grabado total se acondicionó la superficie con piedra pómez y agua. Luego, se aplicó una capa de adhesivo extra y se fotopolimerizó previa al cementado. Superficialmente, el adhesivo no presentó el inconveniente planteado anteriormente. Este agregado podría haber actuado como coadyuvante de la capa híbrida formada el día del sellado dentinario, lo que aumentaría su espesor o sellaría imperfecciones.

La generación a la que pertenecen los adhesivos, el método de aplicación y el mecanismo de limpieza utilizados son posiblemente algunos factores que habrían influenciado los resultados disímiles entre ambos trabajos.

Rigos *et al* ²⁹ fijaron discos de zirconia con un cemento de resina de polimerización dual que contiene MDP y otro de compómero adhesivo de curado dual.

Sus resultados sugieren el uso de Panavia F 2.0. El MDP logra un enlace químico a la zirconia acondicionada. De esta forma, se obtiene una unión efectiva entre el sustrato dentinario sellado y el material restaurador. Esto permite aplicar las fuerzas en los ensayos para evaluar la adhesión en dentina.

***Método de evaluación de las muestras.**

Al momento de analizar y comparar lo realizado con diferentes publicaciones, es necesario mencionar las técnicas de aplicación de fuerzas sobre las muestras, ya que los valores que se reportan en tales artículos difieren según la utilización de fuerzas de tracción o cizalla.

Para la realización del presente estudio, se empleó una máquina de ensayos mediante la cual se aplicó una fuerza de corte o cizalla. Esta ofrece, entre sus

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

ventajas, la facilidad en la preparación de las muestras y un método de prueba relativamente sencillo.

Algunos autores emplearon una fuerza de tracción en sus trabajos de investigación ^{22,32,83,84,86,90,149,227}.

Otros investigadores utilizaron como mecanismo de evaluación una fuerza de cizalla ^{210,222}.

En algunas publicaciones, se adicionó el protocolo de ciclaje térmico sobre los adhesivos empleados ^{95,222,227}.

***Observación y clasificación de las fallas**

El disco de composite adherido a la superficie dentinaria sellada sirvió como elemento transmisor de la fuerza aplicada. La ruptura, a nivel adhesivo, se produjo en diferentes zonas según las muestras.

Las superficies de las áreas de desprendimiento fueron analizadas y sus características, tipificadas de acuerdo con un criterio propio dado que la bibliografía registraba falta de uniformidad al respecto.

La evaluación de las distintas fallas producidas en el área de unión fue realizada mediante el software (Image Pro-Plus v.4.52) a partir de las imágenes de las superficies de ambas partes resultantes de los ensayos en las muestras.

Esta clasificación representó una forma clara de interpretación y facilitó la conformación de los grupos. Estos se organizaron de la siguiente manera: falla adhesiva (categoría 1), falla mixta A-C (categoría 2), falla mixta A-C-S (categoría 3) y falla de sustrato (categoría 4).

En los 3 sistemas empleados, las fallas adhesivas predominaron frente a las otras variables cuando no se utilizó resina fluida. Las fallas mixtas A-C, mixtas A-C-S y de sustrato se presentaron con porcentajes similares.

En los grupos en los que se utilizó resina fluida, las fallas de carácter adhesivo se redujeron porcentualmente. Las fallas mixtas se incrementaron, algunas con desprendimiento de dentina y otras que no la afectaron.

En ningún caso, las áreas de ruptura afectaron la adhesión al disco de composite utilizado para llevar a cabo la experiencia.

Scotchbond Multipropósito fue el adhesivo con mayor número de fallas de sustrato. Este sistema parecería estar asociado a una mayor resistencia a su desprendimiento de la dentina.

Magne *et al* ⁸⁴ describieron las fallas observadas con microscopio óptico y las encuadraron en 3 grupos: interfacial (fallas adhesivas y mixtas), sustrato de dentina y sustrato de resina.

Hironaka *et al*⁸⁵ observaron las fallas con microscopio óptico y las agruparon como: fracturas adhesivas entre el cemento y la dentina, fallas mixtas, fracturas cohesivas en la capa adhesiva, fracturas cohesivas en el cemento, fracturas cohesivas en dentina y fracturas cohesivas en la capa de resina fluida.

Leesungbok *et al*⁹⁵, con un microscopio electrónico de barrido, describieron 2 tipos: interfacial y de sustrato.

Dillenburg *et al*¹⁴⁹ observaron las fallas con microscopio electrónico de barrido y las presentaron como: interfacial (cohesivas en la base o parte superior de la capa híbrida, o cohesivas en el adhesivo), cohesivas en dentina, cohesivas en el composite y mixtas.

Dalby *et al*²¹⁰ analizaron las superficies con un aumento de 100X y las fotografiaron. Utilizaron la siguiente clasificación: adhesivas en la interface cerámica-cemento, adhesivas en la interface adhesivo-cemento, cohesivas en el cemento y mixtas cuando presentaba cualquier combinación de las tres anteriores.

Van den Breemer *et al*²²² emplearon un microscopio óptico de 24X y las ordenaron de la siguiente forma: D (fallas en dentina), DI (interface dentina- capa adhesiva), IC (interface cemento-capa adhesiva) y C (fracturas en la capa de cemento).

Duarte *et al*²²⁷ analizaron los defectos con un microscopio estereoscópico de 40X y las clasificaron como: adhesivas, cohesivas y mixtas.

Van den Breemer *et al*²²⁹ registraron con un estereomicroscopio de una magnificación de 50X las fallas. Las tipificaron como: fallas en dentina, interface del adhesivo-dentina, en la resina adhesiva, en la interface adhesivo-composite y en el composite.

Ferreira-Filho *et al*³² analizaron los defectos con un estereomicroscopio y las agruparon de la siguiente manera: CD (cohesiva en dentina), AD (adhesiva entre el cemento de resina y la dentina sellada o no sellada), MI (mixta), ADR (adhesiva entre la restauración indirecta y el cemento de resina) y CR (cohesiva en el composite).

***Método aplicado para el cementado de las restauraciones.**

En la presente investigación, en la etapa de cementado se utilizó el dispositivo tal como se describe en el apartado materiales y métodos. La fuerza de 600 gramos aplicada en la misma posición en todos los discos de composite tenía como objetivo generar un espesor de película de cemento similar en todas las probetas procesadas.

Este procedimiento de cementado de restauraciones indirectas debería realizarse bajo protocolos estandarizados. De esta manera, se evitaría la incorporación de variables que podrían afectar el resultado en las distintas muestras.

Chasqueira *et al*¹⁹⁷ aplicaron distintos sistemas adhesivos sobre la dentina expuesta y en forma inmediata confeccionaron restauraciones directas sobre ellos. Este protocolo evitó la utilización de un cemento de fijación. Como efecto adverso, se podría señalar que no es posible colocar un elemento provisorio durante el período de almacenamiento de las muestras. Como se mencionó anteriormente, esto ocasionaría efectos perjudiciales sobre los adhesivos.

Otros autores, sobre el tejido dentinario sellado, confeccionaron restauraciones directas en forma diferida al día de aplicación de los adhesivos. Esta metodología elude el uso de un cemento como medio de fijación de las restauraciones^{83,84,149,222}.

Algunos investigadores emplearon un dispositivo a través del cual aplicaron una carga de 6 Newton sobre las restauraciones indirectas. Esto permitió remover el exceso de cemento y comenzar la fotopolimerización bajo las condiciones mencionadas. Esta situación les brindaría a todas las muestras un espesor similar en la capa de cemento^{27,28}.

Bagis *et al*²¹⁵, en la etapa de cementado, aplicaron sobre las restauraciones una presión de 40 gramos por milímetro cuadrado. Esta se mantuvo durante el retiro de los excesos de cemento y en la posterior etapa de fotopolimerización. Los autores no brindaron especificaciones sobre el diseño del dispositivo que se empleó en la etapa de fijación.

Giannini *et al*²²⁰ cementaron discos de resina bajo una presión de 500 gramos. La metodología de aplicación no fue informada por los autores. Tampoco especificaron si, durante la etapa de activación lumínica del cemento, se mantuvieron las muestras bajo la fuerza compresiva mencionada.

Ribeiro *et al*²¹ fijaron las restauraciones bajo una fuerza de 5 Newton por un lapso de 5 minutos. En la publicación no precisaron qué maniobras realizaron bajo esta presión.

Ferreira-Filho *et al*³², en su publicación, informaron la aplicación de una “presión digital adecuada” para cementar discos de composite sobre el tejido dentinario sellado. El mecanismo seleccionado no parecería ser el más adecuado para estandarizar todas las muestras, ya que el método de presión es susceptible de sufrir modificaciones según la fuerza del operador. Esto podría generar espesores de cemento diferentes e introducir otra variable que sería difícil de ponderar en los resultados.

Reboul *et al*⁸⁶ cementaron restauraciones indirectas de cerámica en forma diferida “bajo una presión constante”. Esto permitió el retiro del excedente de cemento y se lo fotopolimerizó. Los autores no indicaron cuál fue el mecanismo con el que aplicaron la presión ni la fuerza que utilizaron.

-CONCLUSIONES

De acuerdo con los resultados obtenidos en este estudio y con las limitaciones que surgen de este, por tratarse de un trabajo *in vitro*, es posible elaborar las siguientes conclusiones:

1. Cuando el cementado se realiza en forma temprana, respecto al sellado dentinario inmediato, el uso de adhesivos con bajo porcentaje de relleno logra un grado de adhesión superior que aquel con mayor carga. Cuando el cementado se realiza en forma tardía los distintos sistemas tienen un rendimiento similar.
2. La utilización de una capa de resina fluida genera menores valores de adhesión cuando el cementado es inmediato al sellado dentinario, pero los mejora cuando se lo realiza en forma diferida ya que supera a los del cementado sin esta.
3. En la medida en que el cementado es más alejado con respecto al momento del sellado dentinario inmediato, mayor es la resistencia adhesiva.
4. Las fallas de adhesión en general son de carácter adhesivo y mixto, aunque el incremento de la resistencia adhesiva puede ocasionar fallas de sustrato dentinario.

APORTES A LA ODONTOLOGÍA

El empleo de adhesivos para el sellado de la dentina expuesta posterior a una preparación es una indicación desde el punto de vista biológico.

La utilización de un sistema con alto porcentaje de relleno se plantea como una necesidad para esta técnica por las ventajas que este ofrece en la formación de una capa híbrida de mayor espesor en comparación con la que obtienen sus pares con bajo porcentaje.

Además, al momento de aplicar sobre el adhesivo un protocolo de limpieza, como es el microarenado, el riesgo de eliminar la capa adherida es bajo por su espesor. Este varía según el instrumento utilizado para aplicar el adhesivo, experiencia del operador y diferentes áreas de la pieza dental. El sistema Optibond FL es el producto de elección cuando se contemplan los aspectos mencionados.

Existen en el mercado otros sistemas adhesivos con bajo porcentaje de relleno que también pueden emplearse para sellar el tejido dentinario. Se indica la adición de una capa de resina fluida para asegurar la formación de una capa híbrida de mayor espesor con el fin de evitar cualquier daño durante las maniobras de limpieza. Este planteo es muy difundido y la técnica es utilizada por colegas. Con base en el presente trabajo se puede indicar la utilización de sistemas de adhesión con alto o bajo porcentaje de relleno para sellar el tejido dentinario en restauraciones indirectas. A todos ellos se les puede adicionar una capa de composite fluido. Esta maniobra adicional estará sujeta al momento en que se planea realizar el cementado definitivo.

El incremento en los valores adhesivos con el paso del tiempo y su efectividad como agente sellador de la superficie dentinaria no difieren. Su empleo en la práctica clínica, bajo los lineamientos planteados, está sustentado por los resultados obtenidos.

La elección del sistema adhesivo en función del tiempo que permanecerá la dentina sellada es un factor importante para considerar.

Scotchbond Multipropósito y Clearfil SE Bond se aconsejarían cuando las restauraciones indirectas se realizarán dentro de los 15 días. En esta etapa Optibond FL no sería una opción aconsejada. A partir de las 8 semanas cualquiera de los 3 sistemas es idóneo.

La adición de una capa de resina fluida sobre los adhesivos puede utilizarse cuando el protocolo de limpieza de la superficie sellada será agresivo, originado por el tamaño de las partículas, la presión, distancia, tiempo de aplicación o por el empleo de métodos mecánicos. Esta capa adicional impediría originar un daño en la capa adhesiva. Si bien el planteo es cierto, la aplicación de la capa fluida no estaría indicada

para aquellas restauraciones que se fijarán en forma temprana. En etapas tardías su presencia mejora los valores de adhesión.

Las practicas odontológicas tienden a optimizar los tiempos clínicos del profesional y del paciente.

La tecnología CAD-CAM, ya instalada en nuestra profesión, ha beneficiado numerosos aspectos, tanto en la etapa de laboratorio como en la práctica clínica, al mejorar el flujo de trabajo. El tiempo que requiere la realización de una restauración indirecta ha disminuido considerablemente al implementar esta metodología.

Por otra parte, colegas han incorporado una fresadora en el propio consultorio con el objetivo de reducir los tiempos de ejecución de los trabajos y también como herramienta de *marketing*. Esta modalidad, conocida como *chairside*, permite el tallado y colocación de la restauración final en la misma cita.

Con base en el presente trabajo, en aquellas preparaciones mínimamente invasivas sobre tejido dentinario, que solo dependen de los principios adhesivos para su retención y estabilidad, sería una buena práctica dejar la dentina sellada y postergar la fijación adhesiva de la restauración final en los tiempos establecidos según los resultados estadísticos expuestos anteriormente.

El comportamiento de los 3 sistemas utilizados en esta investigación, en las 2 etapas con mayor tiempo de sellado, (8 y 32 semanas) fue similar a pesar de tratarse de productos con características diferentes en su composición química y protocolo de aplicación. Los beneficios de implementar la técnica de sellado dentinario inmediato van más allá de los materiales empleados cuando son utilizados de manera adecuada para conseguir los resultados buscados. El conocimiento de su estructura química y metodología de aplicación permite lograr el fin que se persigue.

-BIBLIOGRAFÍA

1. Eshleman J, Sarrett D. How the development of the high-speed turbine handpiece changed the practice of dentistry. 1953. *The Journal of the American Dental Association*. 2013; 144(5): p. 474-77.
2. Shillingburg H, Hobo S, Whitset L, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentos esenciales en prótesis fija*. Tercera ed. Barcelona: Quintessence SL; 2000.
3. Davis G, Tayeb R, Seymour K, Cherukara G. Quantification of residual dentine thickness following crown preparation. *Journal of dentistry*. 2012; 40(7): p. 571-6.
4. Dahl B. Dentine/pulp reactions to full crown preparation procedures. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1977; 4(3): p. 247-54.
5. Gumus H, Kocaagaoglu H, Aslan T, Albayrak H, Sagsen B. Prevalence of pulp exposures during tooth preparation for fixed prosthetics. *European Journal of Prosthodontics*. 2014; 2(2): p. 48-52.
6. Johar O. Incidence of Accidental Pulp Exposure During Tooth Preparation by Undergraduate Students for Fixed Partial Dentures. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2019; 20(2): p. 258-262.
7. Brännström M, Linden L, Astrom A. The hydrodynamics of the dental tubule and of pulp fluid. A discussion of its significance in relation to dentinal sensitivity. *Caries Research*. 1967; 1(4): p. 310-17.
8. Hu J, Zhu Q. Effect of immediate dentin sealing on preventive treatment for postcementation hypersensitivity. *The International Journal of Prosthodontics*. 2010; 23(1): p. 49-52.
9. Christensen G. Avoiding pulpal death during fixed prosthodontic procedures. *The Journal of the American Dental Association*. 2002; 133(11): p. 1563-4.
10. Christensen G. How to kill a tooth. *Journal of American Dental Association*. 2005; 136(12): p. 1711-3.
11. Gonzalez G, Wier D, Helm F, Marshall S, Walker L, Stoffer W. Incidence of endodontic treatment in teeth with full crown. *Journal of dental research*. 1991; 70(1. Supplement): p. 446.
12. Jackson C, Skidmore A, Rice R. Pulpal evaluation of teeth restored with fixed prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992; 67(3): p. 323-5.
13. Lockard M. A retrospective study of pulpal response in vital adult teeth prepared for complete coverage restorations at ultrahigh speed using only air coolant. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002; 88(5): p. 473-8.
14. Cheung G, Lai S, Ng R. Fate of vital pulps beneath a metal-ceramic crown or a bridge retainer. *International Endodontic Journal*. 2005; 38(8): p. 521-30.

15. Ferro K, Driscoll C, Freilich M, Guckes A, Knoernschild K, McGarry T. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017; 117(5S): p. e1-e105.
16. Seelbach P, Finger W, Ferger P, Balkenhol M. Temperature rise on dentin caused by temporary crown and fixed partial denture materials: influencing factors. *Journal of Dentistry*. 2010; 38(12): p. 964-73.
17. Farah R. Effect of simulated pulpal blood flow rate on the rise in pulp chamber temperature during direct fabrication of exothermic provisional restorations. *International Endodontic Journal*. 2017; 50(11): p. 1097-103.
18. Astudillo-Rubio D, Delgado-Gaete A, Bellot-Arcís C, Montiel-Company J, Pascual-Moscardó A, Almerich-Silla J. Mechanical properties of provisional dental materials: A systematic review and meta-analysis. *PloS One*. 2018; 13(2): p. 1-19.
19. Singh R, Tripathi A, Dhiman R, Kumar D. Intrapulpal thermal changes during direct provisionalization using various autopolymerizing resins: Ex-vivo study. *Medical journal Armed Forces India*. 2015; 71(Supplement 2): p. 313-20.
20. Watanabe E, Yamashita A, Imai M, Yatani H, Suzuki K. Temporary cement remnants as an adhesion inhibiting factor in the interface between resin cements and bovine dentin. *The International journal of prosthodontics*. 1997; 10(5): p. 440-52.
21. Ribeiro J, Coelho P, Janal M, Silva N, Monteiro A, Fernandes C. The influence of temporary cements on dental adhesive systems for luting cementation. *Journal of dentistry*. 2011; 39(3): p. 255-62.
22. Song M, An H, Park E. Effect of Temporary Cement Cleaning Methods on the Retention of Crowns. *Journal of Prosthodontics*. 2019; 28(1): p. 210-15.
23. Pashley E, Comer R, Simpson M, Horner J, Pashley D, Caughman W. Dentin permeability: sealing the dentin in crown preparations. *Operative dentistry*. 1992; 17(1): p. 13-20.
24. Magne P. Adhesion, biomaterials, and CAD/CAM. *International Dentistry South Africa*. 2019; 8(6): p. 6-18.
25. 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; 8(1): p. 1-17.
26. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *The Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*. 2018; 6(9): p. 1742-55.
27. Magne P, Schlichting L, Maia H, Baratieri L. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010; 104(3): p. 149-57.

28. Goldberg J, Güth J, Magne P. Accelerated Fatigue Resistance of Thick CAD/CAM Composite Resin Overlays Bonded with Light- and Dual-polymerizing Luting Resins. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2016; 18(4): p. 341-8.
29. Rigos A, Dandoulaki C, Kontonasaki E, Kokoti M, Papadopoulou L, Koidis P. Effect of Immediate Dentin Sealing on the Bond Strength of Monolithic Zirconia to Human Dentin. *Operative Dentistry*. 2019; 44(4): p. E167-E179.
30. Giannini M, O dA. Adhesive Ceramic Restorations: A Conservative Journey in Fixed Prosthodontics. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2020; 22(4): p. 432-34.
31. Emsermann I, Eggmann F, Krastl G, Weiger R, Amato J. Influence of Pretreatment Methods on the Adhesion of Composite and Polymer Infiltrated Ceramic CAD-CAM Blocks. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2019; 21(5): p. 433-43.
32. Ferreira-Filho R, Ely C, Amaral R, Rodrigues J, Roulet J, Cassoni A, et al. Effect of Different Adhesive Systems Used for Immediate Dentin Sealing on Bond Strength of a Self-Adhesive Resin Cement to Dentin. *Operative dentistry. Supplement*. 2018; 43(4): p. 391-97.
33. Swift E, Perdigao J, Heymann H. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence International*. 1995; 26(2): p. 95-110.
34. Xie Z, Swain M, Hoffman M. Structural integrity of enamel: experimental and modeling. *Journal of dental research*. 2009; 88(6): p. 529-33.
35. Gómez de Ferraris ME, Campos Muñoz A, Sanchez Quevedo MdC, Carda Batalla MdC. *Histología, embriología e Ingeniería tisular buco dental*. Tercera ed. Buenos Aires: Medica Panamericana; 2009.
36. Abramovich A. *Hitología y embriología dentaria*. Segunda ed. Buenos Aires: Medoca Panamericana; 1999.
37. Garrofe A, Martucci D, Picca M. Adhesión a tejidos dentarios. *ResearchGate*. 2014; 29(67): p. 5-13.
38. Buonocore M. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*. 1955; 34(6): p. 849-53.
39. Senawongse P, Sattabanasuk V, Shimada Y, Otsuki M, Tagami J. Bond strengths of current adhesive systems on intact and ground enamel. *Journal of Esthetic and restorative dentistry*. 2004; 16(2): p. 107-15.
40. Barkmeier W, Erickson R, Kimmes N, Latta M, Wilwerding T. Effect of Enamel Etching Time on Roughness and Bond Strength. *Journal Operative Dentistry*. 2009; 34(2): p. 217-22.
41. Silverstone L, Saxton C, Dogon I, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries research*. 1975; 9(5): p. 373-87.

42. Galil K, Wright G. Acid etching patterns on buccal surfaces of permanent teeth. *Pediatric dentistry*. 1979; 1(4): p. 230-4.
43. Hobson R, Rugg-Gunn A, Booth T. Acid-etch patterns on the buccal surface of human permanent teeth. *Archives of Oral Biology*. 2002; 47(5): p. 407-12.
44. Tjäderhane L, Carrilho M, Breschi L, Tay F, Pashley D. Dentin basic structure and composition-an overview. *Endodontic Topics*. 2012; 20(1): p. 3-29.
45. Pashley D. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1996; 7(2): p. 104-33.
46. Zaslansky P, Zabler S, Fratzl P. 3D variations in human crown dentin tubule orientation: a phase-contrast microtomography study. *Dental Materials*. 2010; 26(1): p. 1-10.
47. Magne P, Belser , U. Restauraciones de Porcelana Adherida en los Dientes Anteriores: Método Biomimético. Primera ed. Barcelona: Quintessence, S.L.; 2004.
48. Gallagher R, Demos S, Balooch M, Marshall Jr G, Marshall S. Optical spectroscopy and imaging of the dentin–enamel junction in human third molars. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2003; 64(2): p. 372-7.
49. Zaslansky P, Friesem A, Weiner S. Structure and mechanical properties of the soft zone separating bulk dentin and enamel in crowns of human teeth: insight into tooth function. *Journal Of Structural Biology*. 2006; 153(2): p. 188-99.
50. Linde A, Goldberg M. Dentinogenesis. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*. 1993; 4(5): p. 679-728.
51. Romagnoli P, Mancini G, Galeotti F, Francini E, Pierleoni P. The crown odontoblasts of rat molars from primary dentinogenesis to complete eruption. *Journal of Dental Research*. 1990; 69(12): p. 1857-62.
52. Taintor J, Biesterfeld R, Langeland K. Irritational or reparative dentin. A challenge of nomenclature. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1981; 51(4): p. 442-9.
53. Lopes G, Vieira L, Araújo E, Bruggmann T, Zucco J, Oliveira G. Effect of dentin age and acid etching time on dentin bonding. *The journal of adhesive dentistry*. 2011; 13(2): p. 139-45.
54. Jadesada P. Degradation of Resin-Dentin Bonded Interface: A Review. *Journal of International Dental and Medical Research*. 2018; 11(2): p. 537-42.
55. Mazzoni A, Tjäderhane L, Checchi V, Di Lenarda R, Salo T, Tay F, et al. Role of dentin MMPs in caries progression and bond stability. *Journal of dental research*. 2015; 94(2): p. 241-51.
56. Tani C, Finger W. Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *The journal of adhesive dentistry*. 2002; 4(4): p. 283-9.

57. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Operative Dentistry*. 2003; 28(5): p. 647-60.
58. Pioch T, García-Godoy F, Duschner H, Koch M, Staehle H, Dörfer C. Effect of cavity preparation instruments (oscillating or rotating) on the composite-dentin interface in primary teeth. *Dental Materials*. 2003; 19(4): p. 259-63.
59. Eick J, Wilko R, Anderson C, Sorensen S. Scanning Electron Microscopy of Cut Tooth Surfaces and Identification of Debris by Use of the Electron Microprobe. *Journal of Dental Research*. 1970; 49(6): p. 1359-68.
60. Brännström M, Johnson G. Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: A scanning electron microscopic investigation. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1974; 31(4): p. 422-30.
61. Gwinneti J. Smear Layer: Morphological Considerations. *Operative Dentistry*. 1984; 9: p. 2-12.
62. Pashley D. Smear layer: Physiological Considerations. *Operative Dentistry*. 1984; 9: p. 13-29.
63. Sattabanasuk V, Vachiramon V, Qian F, SR A. Resin-dentin bond strength as related to different surface preparation methods. *Journal of dentistry*. 2007; 35(6): p. 467-75.
64. Pashley D, Tao L, Boyd L, King G, Horner J. Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Archives of Oral Biology*. 1988; 33(4): p. 265-70.
65. Eldarrat A, High A, Kale G. In vitro analysis of 'smear layer' on human dentine using ac-impedance spectroscopy. *Journal of dentistry*. 2004; 32(7): p. 547-54.
66. Van Landuyt K, De Munck J, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding to Dentin: Smear Layer and the Process of Hybridization. In Schröder G, editor. *Dental Hard Tissues and Bonding*. Berlin: Springer; 2005. p. 89-122.
67. McLean J. The pioneers of enamel and dentin bonding. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 1999; 1(3): p. 185-7.
68. McLean J, Kramer I. A clinical and pathological evaluation of a sulphinic acid-activated resin for use in restorative dentistry. *British dental journal*. 1952; 93: p. 255-69.
69. Buonocore M, Matsui A, Gwinnett A. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Archives of oral biology*. 1968; 13(1): p. 61-70.
70. Buonocore M, Brudevold F, Wileman W. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *Journal of Dental Research*. 1956; 35(6): p. 846-51.

71. Retief D. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *Journal of Dental Research*. 1973; 52(2): p. 333-41.
72. Buonocore M. Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*. 1963; 67(3): p. 382-91.
73. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1982; 16(3): p. 265-73.
74. Fusayama T. Factors and prevention of pulp irritation by adhesive composite resin restorations. *Quintessence International*. 1987; 18(9): p. 633-41.
75. Fusayama T, NM, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *Journal of dental research*. 1979; 58(4): p. 1364-70.
76. Pashley D, Tay F, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho R, Carrilho M. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental materials*. 2011; 27(1): p. 1-16.
77. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the art of self-etch adhesives. *Dental materials*. 2011; 27(1): p. 17-28.
78. Salz U, Mücke A, Zimmermann J, Tay F, Pashley D. pKa value and buffering capacity of acidic monomers commonly used in self-etching primers. *The journal of adhesive dentistry*. 2006; 8(3): p. 143-50.
79. Moncada G, Fonseca R, de Olivera O, Fernandez E, J M, Vildósola P. The Role of 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate in the paradigm of change to adhesive systems integrated to dentin. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral*. 2014; 7(3): p. 194-99.
80. Gresnigt M, Cune S, de Roos J, Özcan M. Effect of immediate and delayed dentin sealing on the fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate laminate veneers. *Dental Materials*. 2016; 32(4): p. 73-81.
81. Swift E. Immediate dentin sealing for indirect bonded restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2009; 21(1): p. 62-7.
82. Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2005; 17(3): p. 144-54.
83. Magne P, Kim T, Cascione D, Donovan T. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005; 94(6): p. 511-9.
84. Magne P, So W, Cascione D. Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007; 98(3): p. 166-74.
85. Hironaka N, Ubaldini A, Sato F, Giannini M, Terada R, Pascotto R. Influence of immediate dentin sealing and interim cementation on the adhesion of indirect restorations with dual-polymerizing resin cement. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018; 119(4): p. 678.e1-678.e8.

86. Reboul T, Hoang Thai H, Cetik S, Atash R. Comparison between shear forces applied on the overlay-dental tissue interface using different bonding techniques: An in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2018; 18(3): p. 212-18.
87. Choi Y, Lee EJ, Kim MS. Effect of different immediate dentin sealing techniques on the microtensile bond strength. *Oral Biology Research*. 2017; 41(2): p. 63-8.
88. Van den Breemer C, Özcan M, Cune M, van der Giezen R, Kerdijk W, Gresnigt M. Effect of immediate dentine sealing on the fracture strength of lithium disilicate and multiphase resin composite inlay restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017; 72: p. 102-09.
89. Paul S, Schaerer P. The dual bonding technique: a modified method to improve adhesive luting procedures. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 1997; 17(6): p. 536-45.
90. De Carvalho M, Lazari-Carvalho P, Polonial I, de Souza J, Magne P. Significance of immediate dentin sealing and flowable resin coating reinforcement for unfilled/lightly filled adhesive systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2021; 33(1): p. 1-11.
91. Jayasooriya P, Pereira P, Nikaido T, Tagami J. Efficacy of a resin coating on bond strengths of resin cement to dentin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003; 15(2): p. 105-13.
92. Nikaido T, Tagami J, Yatani H, Ohkubo C, Nihei T, Koizumi H, et al. Concept and clinical application of the resin-coating technique for indirect restorations. *Journal of dental materials*. 2018; 37(2): p. 192-96.
93. Nikaido T, Inoue G, Takagaki T, Takahashi R, Sadr A. Resin Coating Technique for Protection of Pulp and Increasing Bonding in Indirect Restoration. *Current Oral Health Reports*. 2015; 2(2).
94. Kitasako Y, Tagami J, Burrow M, Nikaido T. Effect of resin-coating technique on dentin tensile bond strengths over 3 years. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2002; 14(2): p. 115-22.
95. Leesungbok R, Lee S, Park S, Lee S, Lee D, Im B, et al. The effect of IDS (immediate dentin sealing) on dentin bond strength under various thermocycling periods. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2015; 7(3): p. 224-32.
96. Qanungo A, Aras M, Chitre V, Mysore A, Amin B, Daswani S. Immediate dentin sealing for indirect bonded restorations. *Journal of Prosthodontic Research*. 2016; 60(4): p. 240-9.
97. Breschi L, Mazzoni A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials*. 2008; 24(1): p. 90-101.

98. Simon J, Ragain J. Dental adhesives: essential Components to successful conservative dentistry. *Compendium of continuing education in Dentistry*. 2018; 39(9): p. 646-7.
99. Perdigão J, Duarte S, Lopes M. Advances in dentin adhesion. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2003; 24(8 Supplement): p. 10-16.
100. Wang Y, Spencer P. Effect of acid etching time and technique on interfacial characteristics of the adhesive-dentin bond using differential staining. *European Journal Of Oral Sciences*. 2004; 112(3): p. 293-9.
101. Kanca J. Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *The Journal of the American Dental Association*. 1992; 123(9): p. 35-43.
102. Gupta A, Tavane P, Gupta P, Tejolatha B, Lakhani A, Tiwari R, et al. Evaluation of Microleakage with Total Etch, Self Etch and Universal Adhesive Systems in Class V Restorations: An In vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2017; 11(4): p. 53-6.
103. Santini A, Milia E, Miletic V. A review of SEM and TEM studies on the hybridisation of dentine. *Microscopy: Science, Technology, Applications and Education*. 2011; 1: p. 256-268.
104. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *Journal of esthetic dentistry*. 1991; 3(4): p. 133-8.
105. Perdigão J, Ceballos L, Giráldez I, Baracco B, Fuentes M. Effect of a Hydrophobic Bonding Resin on the 36-month Performance of a Universal Adhesive-A Randomized Clinical Trial. 2019; 24(2): p. 765-76.
106. Olivera S, Pugach M, Hilton J, Watanabe L, Marshall S, Marshall Jr G. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dental Materials*. 2003; 19(8): p. 758-67.
107. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosà M, Breschi L, et al. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of dentistry*. 2014; 42(5): p. 603-12.
108. Giannini M, Makishi P, Ayres A, Vermelho P, Fronza B, Nikaido Tea. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Brazilian dental journal*. 2015; 26(1): p. 3-10.
109. Peumans M, De Munck J, Mine A, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions. A systematic review. *Dental Materials*. 2014; 30(10): p. 1089-103.
110. Van Meerbeek B, Yoshihara K. Clinical Recipe for Durable Dental Bonding: Why and How? *The journal of adhesive dentistry*. 2014; 16(1): p. 94.

111. Rotta M, Bresciani P, Moura S, Grande R, Hilgert L, Baratieri L, et al. Effects of Phosphoric Acid Pretreatment and Substitution of Bonding Resin on Bonding Effectiveness of Self-Etching Systems to Enamel. *The journal of adhesive Dentistry*. 2007; 9(6): p. 537-45.
112. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Van Meerbeek B. Thirteen-year Randomized Controlled Clinical Trial of a Two-Step Self-Etch Adhesive in Non-Carious Cervical Lesions. *Dental Materials*. 2015; 31(3): p. 308-14.
113. Cardoso G, Nakanishi L, Isolan C, Jardim P, Moraes R. Bond Stability of Universal Adhesives Applied To Dentin Using Etch-And-Rinse or Self-Etch Strategies. *Brazilian Dental Journal*. 2019; 30(5): p. 467-75.
114. Cruz J, Sousa B, Coito C, Lopes M, Vargas M, Cavalheiro A. Microtensile bond strength to dentin and enamel of self-etch vs. etch-and-rinse modes of universal adhesives. *American journal of dentistry*. 2019; 32(4): p. 174-82.
115. Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, Maruo Y, Makita Y, Okihara T, et al. Effectiveness and Stability of Silane Coupling Agent Incorporated in 'Universal' Adhesives. *Dental Materials*. 2016; 32(10): p. 1218-25.
116. Yao C, Yu J, e Wang Y, Tang C, Huang C. Acidic pH Weakens the Bonding Effectiveness of Silane Contained in Universal Adhesives. *Dental Materials*. 2018; 34(5): p. 809-18.
117. Carrilho E, Cardoso M, Marques Ferreira M, Marto C, Paula A, Coelho A. 10-MDP Based Dental Adhesives: Adhesive Interface Characterization and Adhesive Stability-A Systematic Review. *Materials (Basel)*. 2019; 12(5): p. 790.
118. Ahmed M, De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Yoshihara K, Van Meerbeek B. Do Universal Adhesives Benefit from an Extra Bonding Layer? *Journal of Adhesive Dentistry*. 2019; 21(2): p. 117-32.
119. Yao C, Zhou L, Yang H, Wang Y, Sun H, Guo J, et al. Effect of Silane Pretreatment on the Immediate Bonding of Universal Adhesives to Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing Lithium Disilicate Glass Ceramics. *European Journal of Oral Sciences*. 2017; 125(2): p. 173-80.
120. Ermis R, Ugurlu M, Ahmed M, Van Meerbeek B. Universal Adhesives Benefit from an Extra Hydrophobic Adhesive Layer When Light Cured Beforehand. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2019; 21(2): p. 179-88.
121. Zhang Z, Tian F, Niu L, Ochala K, Chen C, Fu B, et al. Defying Ageing: An Expectation for Dentine Bonding With Universal Adhesives? *Journal of Dentistry*. 2016; 45: p. 45-32.
122. Nagarkar S, Theis-Mahon N, Perdigão J. Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. *Journal of biomedical materials research*. 2019; 107(6): p. 2121-31.

123. Yamauchi K, Tsujimoto A, Jurado C, Shimatani Y, Nagura Y, Takamizawa T, et al. Etch-and-rinse vs self-etch mode for dentin bonding effectiveness of universal adhesives. *Journal of Oral Science*. 2019; 61(4): p. 549-53.
124. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Yoshioka M, Snauwaert J, Abe Y, et al. Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *Journal of Dental Research*. 2001; 80(6): p. 1565-9.
125. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, et al. Evidence of Chemical Bonding at Biomaterial-Hard Tissue Interfaces. *Journal of Dental Research*. 2000; 79(2): p. 709-14.
126. 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. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2020; 22(1): p. 7-34.
127. Bowen R. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *Journal of Dental Research*. 1956; 44(5): p. 903-5.
128. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *The Journal of the American Dental Association*. 2000; 131(Suplemento 1): p. 20S-25S.
129. Tao L, Pashely D, Boyd L. Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. *Dental Materials*. 1988; 4(4): p. 208-16.
130. Retief D, Austin J, Fatti L. Pulpal response to phosphoric acid. *Journal of Oral Pathology*. 1974; 3(3): p. 114-22.
131. Pignata S, Vola J. Importancia de la interfaz dentina-adhesivo en la longevidad de las restauraciones adheridas. El papel de los nuevos agentes reticuladores. *Revista de Operatoria dental y biomateriales*. Uruguay. 2015; 4(1): p. 34-42.
132. Van Landuyt K, 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): p. 3757-85.
133. Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H, et al. Effect of fracture strength of primer-adhesive mixture on bonding effectiveness. *Dental Materials*. 2005; 5(21): p. 413-20.
134. Reis A, Giannini M, Pereira P. Influence of Water-Storage Time on the Sorption and Solubility Behavior of Current Adhesives and Primer/Adhesive Mixtures. *Operative Dentistry*. 2007; 32(1): p. 53-9.
135. Cuevas-Suárez C, da Rosa W, Lund R, da Silva A, Piva E. Bonding Performance of Universal Adhesives: An Updated Systematic Review and Meta-Analysis. *The Journal of adhesive dentistry*. 2019; 21(1): p. 7-26.

136. Yaseen S, Subba Reddy V. Comparative evaluation of shear bond strength of two self-etching adhesives (sixth and seventh generation) on dentin of primary and permanent teeth: an in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2009; 27(1): p. 33-8.
137. Ageel F, Alqahtani M. Effects of the Contents of Various Solvents in One-step Self-etch Adhesives on Shear Bond Strengths to Enamel and Dentin. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2019; 20(11): p. 1260-68.
138. Jacker-Guhr S, Sander J, Luehrs A. How "Universal" is Adhesion? Shear Bond Strength of Multi-mode Adhesives to Enamel and Dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2019; 21(1): p. 87-95.
139. Henostroza G. Adhesion en Odontología Restauradora. Segunda ed. Henostroza G, editor. Madrid: Ripano Edotorial Médica; 2010.
140. Pashley D, Tay F, Carvalho R, Rueggeberg F, Agee K, Carrilho M, et al. From Dry Bonding to Water-Wet Bonding to Ethanol-Wet Bonding. A Review of the Interactions Between Dentin Matrix and Solvated Resins Using a Macromodel of the Hybrid Layer. *American Journal of Dentistry*. 2007; 20(1): p. 7-20.
141. Finger W, Balkenhol M. Rewetting Strategies for Bonding to Dry Dentin With an Acetone-Based Adhesive. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2000; 2(1): p. 51-6.
142. Maciel K, Carvalho R, Ringle R, Preston C, Russell C, Pashley D. The Effects of Acetone, Ethanol, HEMA, and Air on the Stiffness of Human Decalcified Dentin Matrix. *Journal Of Dental Research*. 1996; 75(11): p. 1851-8.
143. Pashley E, Zhang Y, Lockwood P, Rueggeberg F, Pashley D. Effects of HEMA on Water Evaporation From water-HEMA Mixtures. *Dental Materials*. 1998; 14(1): p. 6-10.
144. Lee Y, Pinzon L, O'Keefe K, Powers J. Effect of filler addition on the bonding parameters of dentin bonding adhesives bonded to human dentin. *American Journal of Dentistry*. 2006; 19(1): p. 23-7.
145. Conde M, Zanchi C, Rodrigues-Junior S, Carreño N, Ogliari F, Piva E. Nanofiller loading level: Influence on selected properties of an adhesive resin. *Journal of Dentistry*. 2009; 37(5): p. 331-5.
146. Chen L, Yu Q, Wang Y, Li H. BisGMA/TEGDMA Dental Composite Containing High Aspect-Ratio Hydroxyapatite Nanofibers. *Dental Materials*. 2011; 27(11): p. 1187-95.
147. Lohbauer U, Wagner A, Belli R, Stoetzel C, Hilpert A, Kurland H, et al. Zirconia nanoparticles prepared by laser vaporization as fillers for dental adhesives. *Acta Biomaterialia*. 2010; 6(12): p. 4539-46.
148. Frankenberger R, Lopes M, Perdigão J, Ambrose W, Rosa B. The use of flowable composites as filled adhesives. 2002; 18(3): p. 227-38.

149. Dillenburg A, Soares C, Paranhos M, Spohr A, Loguercio A, Burnett Jr L. Microtensile Bond Strength of Prehybridized Dentin: Storage Time and Surface Treatment Effects. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2009; 11(3): p. 231-7.
150. Tjäderhane L, Nascimento F, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol I, Geraldeli S, et al. Optimizing dentin bond durability: strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer. *Dental Materials*. 2013; 29(10): p. 999-1011.
151. Palasuk J. Degradation of Resin-Dentin Bonded Interface: A Review. *Journal of International Dental and Medical Research*. 2018; 11(2): p. 537-42.
152. Kidd E. Microleakage: A Review. *Journal of Dentistry*. 1976; 4(5): p. 199-206.
153. Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. Microporous Dentin Zone Beneath Resin-Impregnated Layer. *Operative Dentistry*. 1994; 19(2): p. 59-64.
154. Lee T, Cho B, Son H. The Nanoleakage Patterns of Different Dentin Adhesive Systems. *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*. 2003; 28(2): p. 169-77.
155. Betancourt D, Baldion P, Castellanos J. Resin-Dentin Bonding Interface: Mechanisms of Degradation and Strategies for Stabilization of the Hybrid Layer. *International Journal of Biomaterials*. 2019; 2019: p. 1-11.
156. Tay F, Pashley D, Yoshiyama M. Two Modes of Nanoleakage Expression in Single-step Adhesives. *Journal of dental research*. 2002; 81(7): p. 472-6.
157. Tay F, Pashley D, Suh B, Carvalho R, Itthagarun A. Single-step Adhesives Are Permeable Membranes. *Journal of Dentistry*. 2002; 30(7-8): p. 371-82.
158. Tay F, Pashley D, Suh B, Carvalho R, Miller M. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. *American journal of dentistry*. 2004; 17(4): p. 271-8.
159. Tay F, Pashley D, Garcia-Godoy F, Yiu C. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *American journal of dentistry*. 2004; 17(5): p. 315-22.
160. Breschi L, Prati C, Gobbi P, Pashley D, Mazzotti G, Teti G, et al. Immunohistochemical Analysis of Collagen Fibrils Within the Hybrid Layer: A FEISEM Study. *Operative dentistry*. 2004; 29(5): p. 538-46.
161. Tay F, King N, Chan K, Pashley D. How Can Nanoleakage Occur in Self-etching Adhesive Systems That Demineralize and Infiltrate Simultaneously? *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2002; 4(4): p. 255-69.
162. Sabatini C, Pashley D. Mechanisms Regulating the Degradation of Dentin Matrices by Endogenous Dentin Proteases and their Role in Dental Adhesion. A Review. *American journal of dentistry*. 2015; 27(4): p. 203-14.
163. Birkedal-Hansen H, Moore W, Bodden M, Windsor L, Birkedal-Hansen B, DeCarlo A, et al. Matrix Metalloproteinases: A Review. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*. 1993; 4(2): p. 197-250.

164. Breschi L, Maravic T, Ribeiro Cunha S, Comba A, Cadenaro M, Tjäderhane L, et al. Dentin bonding systems: From dentin collagen structure to bond preservation and clinical applications. 2017; 34(1): p. 78-96.
165. Mazzoni A, Pashley D, Tay F, Gobbi P, Orsini G, Ruggeri Jr A, et al. Immunohistochemical identification of MMP-2 and MMP-9 in human dentin: Correlative FEI-SEM/TEM analysis. Journal of Biomedical Materials Research Part A. 2009; 88(3): p. 697-703.
166. Apolonio F, Mazzoni A, Angeloni V, Scaffa P, Santi F, Saboia V, et al. Effect of a one-step self-etch adhesive on endogenous dentin matrix metalloproteinases. European Journal of Oral Sciences. 2017; 125(2): p. 168-72.
167. Mazzoni A, Nascimento F, Carrilho M, Tersariol I, Papa V, Tjäderhane L, et al. MMP Activity in the Hybrid Layer Detected with in situ Zymography. Journal Of Dental Research. 2012; 91(5): p. 467-72.
168. Nishitani Y, Yoshiyama M, Wadgaonkar B, Breschi L, Mannello F, Mazzoni A, et al. Activation of gelatinolytic/collagenolytic activity in dentin by self-etching adhesives. European Journal of Oral Sciences. 2006; 114(2): p. 160-6.
169. Tjäderhane L, Buzalaf M, Carrilho M, Chaussain C. Matrix Metalloproteinases and Other Matrix Proteinases in Relation to Cariology: The Era of 'Dentin Degradomics'. Caries research. 2015; 49(3): p. 193-208.
170. Ferracane J. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. Dental Materials. 2006; 22(3): p. 211-22.
171. Gregson K, Jack Windsor L, Platt J. Biodegradation of a dental resin material by fibroblast conditioned media. Dental Materials. 2009; 25(11): p. 1358-62.
172. Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H, et al. Effect of Evaporation of Primer Components on Ultimate Tensile Strengths of Primer-Adhesive Mixture. Dental Materials. 2005; 21(11): p. 1051-8.
173. Malacarne-Zanon J, Pashley D, Agee K, Foulger S, Correa Alves M, Breschi L, et al. Effects of ethanol addition on the water sorption/solubility and percent conversion of comonomers in model dental adhesives. Dental Materials. 2009; 25(10): p. 1275-84.
174. Demarco F, Corrêa M, Cenci M, Moraes R, Opdam N. Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. Dental Materials. 2012; 28(1): p. 87-101.
175. Zhou W, Liu S, Zhou X, Hannig M, Rupf S, Feng J, et al. Modifying Adhesive Materials to Improve the Longevity of Resinous Restorations. International Journal of Molecular Sciences. 2019; 20(3): p. 723.
176. Chen M, Zhang Y, Driver M, Caruso A, Yu Q, Wang Y. Surface modification of several dental substrates by nonthermal, atmospheric plasma brush. Dental Materials. 2013; 29(8): p. 871-80.

177. Han G, Kim J, Chung S, Chung B, Kim C, Seo D, et al. Effects of non-thermal atmospheric pressure pulsed plasma on the adhesion and durability of resin composite to dentin. *European Journal of Oral Sciences*. 2014; 122(6): p. 417-23.
178. Chen M, Zhang Y, Yao X, Li H, Yu Q, Wang Y. Effect of a non-thermal, atmospheric-pressure, plasma brush on conversion of model self-etch adhesive formulations compared to conventional photo-polymerization. *Dental Materials*. 2012; 28(12): p. 1232-9.
179. Liu Y, Liu Q, Yu Q, Wang Y. Nonthermal Atmospheric Plasmas in Dental Restoration. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 2016; 95(5): p. 496-505.
180. Ayres A, Pongprueksa P, De Munck J, Gré C, Nascimento F, Giannini M, et al. Mini-interfacial Fracture Toughness of a Multimode Adhesive Bonded to Plasma-treated Dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2017; 19(5): p. 409-16.
181. Kim Y, Mai S, Mazzoni A, Liu Y, Tezvergil-Mutluay A, Takahashi K, et al. Biomimetic remineralization as a progressive dehydration mechanism of collagen matrices – implications in the aging of resin-dentin bonds. *Acta Biomaterialia*. 2010; 6(9): p. 3729-39.
182. Ayar M. A review of ethanol wet-bonding: Principles and techniques. *European Journal of Dentistry*. 2016; 10(1): p. 155-9.
183. Barros T, Figueira de Araújo J, Braga E, Rodrigues P, Loretto S, Silva e Souza Júnior M. Ethanol-Wet Bonding Technique: 18-month Clinical Evaluation. *International Journal of Odontostomatology*. 2016; 10(2): p. 267-76.
184. Sadek F, Castellan C, Braga R, Mai S, Tjäderhane L, Pashley D, et al. One-year stability of resin–dentin bonds created with a hydrophobic ethanol-wet bonding technique. *Dental Materials*. 2010; 26(4): p. 380-6.
185. Maravić T, Comba A, Cunha S, Angeloni V, Cadenaro M, Visinitini E, et al. Long-term bond strength and endogenous enzymatic activity of a chlorhexidine-containing commercially available adhesive. *Journal of Dentistry*. 2019; 84: p60-6.
186. Breschi L, Maravic T, Comba A, Cunha S, Loguercio A, Reis A, et al. Chlorhexidine preserves the hybrid layer in vitro after 10-years aging. *Dental Materials*. 2020; 36.
187. Fernandes G, Strazzi-Sahyon H, Suzuki T, Briso A, Dos Santos P. Influence of Chlorhexidine Gluconate on the Immediate Bond Strength of a Universal Adhesive System on Dentine Subjected to Different Bonding Protocols: An In Vitro Pilot Study. *Oral Health and Preventive Dentistry*. 2020; 18(1): p. 71-6.
188. Mohammadi Z, Abbott P. Antimicrobial substantivity of root canal irrigants and medicaments: A review. *Australian Endodontic Journal*. 2009; 35(3): p. 131-9.
189. De Munck J, Mine A, Van den Steen P, Van Landuyt K, Poitevin A, Opdenakker G, et al. Enzymatic degradation of adhesive–dentin interfaces produced by mild self-etch adhesives. *European Journal of Oral Sciences*. 2010; 118(5): p. 494-501.

190. Zhou J, Tan J, Chen L, Li D, Tan Y. The incorporation of chlorhexidine in a two-step self-etching adhesive preserves dentin bond in vitro. *Journal of Dentistry*. 2009; 37(10): p. 807-12.
191. Brackett M, Tay F, Brackett W, Dib A, Dipp F, Mai S, et al. In Vivo Chlorhexidine Stabilization of Hybrid Layers of an Acetone-based Dentin Adhesive. *Operative Dentistry*. 2009; 34(4): p. 379-83.
192. Tezvergil-Mutluay A, Agee K, Uchiyama T, Imazato S, Mutluay M, Cadenaro M, et al. The Inhibitory Effects of Quaternary Ammonium Methacrylates on Soluble and Matrix-bound MMPs. *Biomaterials & Bioengineering*. 2011; 90(4): p. 535-40.
193. Parise Gré C, Pedrollo Lise D, Ayres A, De Munck J, Tezvergil-Mutluay A, Seseogullari-Dirihan R, et al. Do collagen cross-linkers improve dentin's bonding receptiveness? *Dental Materials*. 2018; 34(11): p. 1679-89.
194. Chiang Y, Chen Y, Chuang S, Wu C, Wei P, Han C, et al. Riboflavin-ultraviolet-A-induced collagen cross-linking treatments in improving dentin bonding. *Dental Materials*. 2013; 29(6): p. 682-92.
195. Xiong J, Shen L, Jiang Q, Kishen A. Effect of Crosslinked Chitosan Nanoparticles on the Bonding Quality of Fiber Posts in Root Canals. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2020; 22(3): p. 321-30.
196. Lührs A, Pongprueksa P, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dental Materials*. 2014; 30(3): p. 281-91.
197. Chasqueira A, Arantes-Oliveira S, Portugal J. Bonding Performance of Simplified Dental Adhesives with Three Application Protocols: An 18-month In Vitro Study. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2020; 22(3): p. 255-64.
198. Perdigão J, Ceballos L, Giráldez I, Baracco B, Fuentes M. Effect of a hydrophobic bonding resin on the 36-month performance of a universal adhesive—a randomized clinical trial. *Clinical Oral Investigations*. 2020; 24(2): p. 765-76.
199. Ahmed M, Yao C, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. Extra Bonding Layer Compensates Universal Adhesive's Thin Film Thickness. *Journal Of Adhesive Dentistry*. 2020; 22(5): p. 483-501.
200. Yoshihara K, Hayakawa S, Nagaoka N, Okihara T, Yoshida Y, Van Meerbeek B. Etching Efficacy of Self-Etching Functional Monomers. *Biomaterials & Bioengineering*. 2018; 97(9): p. 1010-16.
201. Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Okihara T, Yoshida Y, Van Meerbeek B. Chemical interaction of glycerophosphate dimethacrylate (GPDM) With Hydroxyapatite and Dentin. *Dental Materials*. 2018; 34(7): p. 1072-81.
202. Faria-e-Silva A, Lima A, Moraes R, Piva E, Martins L. Degree of Conversion of Etch-And-Rinse and Self-Etch Adhesives Light-Cured Using QTH or LED. *Operative Dentistry*. 2010; 35(6): p. 649-54.

203. Suh B. Oxygen-inhibited Layer in Adhesion Dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2004; 16(5): p. 316-23.
204. Gauthier M, Stangel I, Ellis T, Zhu X. Oxygen Inhibition in Dental Resins. *Journal of Dental Research*. 2005; 84(8): p. 725-9.
205. El-Askary F, Fawzy A, Elmohsen H. Tensile Bond Strength of Immediately Repaired Anterior Microfine Hybrid Restorative Composite Using Nontrimmed Hourglass Specimens. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2009; 11(1): p. 41-7.
206. Tsujimoto A, Barkmeier W, Takamizawa T, Latta M, Miyazaki M. Influence of the Oxygen-inhibited Layer on Bonding Performance of Dental Adhesive Systems: Surface Free Energy Perspectives. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2016; 18(1): p. 51-8.
207. Shawkat E, Shortall A, Addison O, Palin W. Oxygen Inhibition and Incremental Layer Bond Strengths of Resin Composites. *Dental Materials*. 2009; 25(11): p. 1338-46.
208. Yamaji A, Tsujimoto A, Asaoka T, Matsuyoshi S, Tsuchiya K, Takamizawa T, et al. Effect of Oxygen Inhibition in Two-Step Self-Etch Systems on Surface Free Energy and Dentin Bond Strength With a Chemically Cured Resin Composite. *Journal of Oral Science*. 2014; 56(3): p. 201-7.
209. Suh B, Feng L, Pashley D, Tay F. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2003; 5(4): p. 267-82.
210. Dalby R, Ellakwa A, Millar B, Martin F. Influence of immediate dentin sealing on the shear bond strength of pressed ceramic luted to dentin with self-etch resin cement. *International journal of dentistry*. 2012; 2012: p. 1-7.
211. Abu-Nawareg M, Zidan A, Zhou J, Agee K, Chiba A, Tagami J, et al. Adhesive sealing of dentin surfaces in vitro: A review. *American Journal of Dentistry*. 2015; 28(6): p. 321-32.
212. Koch T, Peutzfeldt A, Malinovskii V, Flury S, Häner R, Lussi A. Temporary zinc oxide-eugenol cement: eugenol quantity in dentin and bond strength of resin composite. *European Journal of Oral Sciences*. 2013; 121(4): p. 363-9.
213. Peutzfeldt A, Asmussen E. Influence of Eugenol-containing Temporary Cement on Bonding of Self-etching Adhesives to Dentin. *The journal of adhesive dentistry*. 2006; 8(1): p. 31-4.
214. Travassos Pinto K, Stanislawczuk R, Dourado Loguercio A, Miranda Grande R, Bauer J. Effect of exposure time of zinc oxide eugenol restoration on microtensile bond strength of adhesives to dentin. *Revista Portuguesa de Estomatologia Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*. 2014; 55(2): p. 1-6.

215. Bagis B, Bagis Y, Hasanreisoglu U. Bonding Effectiveness of a Self-adhesive Resin-based Luting Cement to Dentin After Provisional Cement Contamination. *The journal of adhesive dentistry*. 2011; 13(6): p. 543-50.
216. Brigagão V, Barreto L, Gonçalves K, Amaral M, Vitti R, Neves C, et al. Effect of interim cement application on bond strength between resin cements and dentin: Immediate and delayed dentin sealing. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017; 117(6): p. 792-98.
217. Ribeiro da Silva C, Santana Gonçalves I, Jacobucci Botelho M, Guiraldo R, Lopes M, Gonini Júnior A. Interactions between resin-based temporary materials and immediate dentin sealing. *Applied Adhesion Science*. 2016; 4(3): p. 2-9.
218. Terata R. Characterization of Enamel and Dentin Surfaces After Removal of Temporary Cement--Study on Removal of Temporary Cement. *Journal of Dental Materials*. 1993 Dec; 1: p. 18-28.
219. Stavridakis M, Krejci I, Magne P. Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured Dentin Bonding Agent and effect of surface cleaning. *Operative dentistry. Supplement*. 2005; 30(6): p. 747-57.
220. Giannini M, Takagaki T, Bacelar-Sá R, Vermelho P, Ambrosano G, Sadr A, et al. Influence of resin coating on bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *Dental Materials Journal*. 2015; 34(6): p. 822-27.
221. Marques Duarte R, de Goes M, Resende Montes M. Effect of time on tensile bond strength of resin cement bonded to dentine and low-viscosity composite. *Journal of Dentistry*. 2006; 34(1): p. 52-61.
222. Van den Breemer C, Özcan C, Pols M, Postema A, Cune M, Gresnigt M. Adhesion of resin cement to dentin: effects of adhesive promoters, immediate dentin sealing strategies, and surface conditioning. *International Journal of Esthetic Dentistry*. 2019; 14(1): p. 52-63.
223. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, et al. Fatigue resistance of dentin/composite interfaces with an additional intermediate elastic layer. *European Journal of Oral Sciences*. 2005; 113(1): p. 77-82.
224. Ghiggi P, Steiger A, Marcondes M, Mota E, Burnett L, Spohr A. Does immediate dentin sealing influence the polymerization of impression materials? *European Journal of Dentistry*. 2014; 8(3): p. 366-72.
225. Magne P, Nielsen B. Interactions between impression materials and immediate dentin sealing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2009; 102(5): p. 298-305.
226. Ashy L, Marghalani H, Silikas N. In Vitro Evaluation of Marginal and Internal Adaptations of Ceramic Inlay Restorations Associated with Immediate vs Delayed Dentin Sealing Techniques. *The International Journal of Prosthodontics*. 2020; 33(1): p. 48-55.

227. Duarte S, de Freitas C, Saad J, Sadan A. The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2009; 102(1): p. 1-9.
228. Rocca G, Rizcalla N, Krejci I, Dietschi D. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *International Journal of Esthetic Dentistry*. 2015; 10(3): p. 392-413.
229. Van den Breemer C, Özcan M, Cune M, Ayres A, Van Meerbeek B, Gresnigt M. Effect of Immediate Dentin Sealing and Surface Conditioning on the Microtensile Bond Strength of Resin-based Composite to Dentin. *Operative Dentistry*. 2019; 44(6): p. 289-98.
230. Falkensammer F, Arnetzl G, Wildburger A, Krall C, Freudenthaler J. Influence of Different Conditioning Methods on Immediate and Delayed Dentin Sealing. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014; 112(2): p. 204-10.
231. Schittly E, Bouter D, Le Goff S, Degrange M, Attal J. Compatibility of five self-etching adhesive systems with two resin luting cements. *The journal of adhesive dentistry*. 2010; 12(2): p. 137-42.
232. Chen L, Suh B. Effect of Hydrophilicity on the Compatibility Between a Dual-Curing Resin Cement and One-Bottle Simplified Adhesives. *The journal of adhesive dentistry*. 2013; 15(4): p. 325-31.
233. 3m/ESPE. www.3m.com.ar/ESPE. [Online].; 2013 [cited 2020 Septiembre 20]. Available from: "https://multimedia.3m.com/mws/media/1359116O/folleto-adhesivo-single-bond-universal.pdf"
<https://multimedia.3m.com/mws/media/1359116O/folleto-adhesivo-single-bond-universal.pdf> .

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

-ANEXOS:

1-

Córdoba, 10 de marzo de 2021

Se deja constancia que en los laboratorios del Área de Biología Odontológica (ABO) de la Facultad de Odontología de la U.N.C., se realizaron tareas correspondientes al trabajo de tesis doctoral del Od. Jorge Ernesto Morgado, titulado "Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada", dirigido por el Prof. Dr. Juan Carlos Albera.

Se llevaron a cabo ensayos mecánicos sobre probetas en el laboratorio de procesamiento de materiales sólidos (PROSOL) y se adquirieron imágenes de alta resolución en el laboratorio de microscopía y procesamiento de imágenes, sobre las cuales se realizaron mediciones de áreas según tipo de falla.

Para ser presentado ante quien corresponda, se extiende la presente constancia.-

Ing. Luis Marcelo Croharé
A.B.O. – F.O. – U.N.C.

2-

"2018, Año del Centenario de la Reforma Universitaria"



Universidad Nacional de Córdoba



FO Facultad de Odontología

SOLICITUD DE PIEZAS DENTARIAS PARA SER UTILIZADAS EN INVESTIGACIÓN

Yo Od. Jorge Ernesto Morgado solicito al Banco de Dientes Humanos la donación de ABO molares sanos que serán utilizados para investigación del trabajo del tesis "Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada" cuyo Proyecto fue aprobado por la Comisión de Investigación respectiva y el Comité Institucional de Ética en Investigación en Salud de ésta Facultad de Odontología. Dejo constancia también que concluida la investigación las piezas dentarias serán devueltos a éste Banco de Dientes para el descarte según el protocolo correspondiente o de ser necesario continuar con la investigación serán almacenados de manera adecuada.

Firma del Investigador

Morgado Jorge E
Aclaración

20856061
DNI

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

3-

"2018, Año del Centenario de la Reforma Universitaria"



Universidad
Nacional
de Córdoba



Reforma
1918 - 2018



FO
Facultad de
Odontología

SOLICITUD DE PIEZAS DENTARIAS PARA SER UTILIZADAS EN INVESTIGACIÓN

Yo Od. Jorge E. Morgado..... solicito al Banco de Dientes Humanos la donación de 25 piezas de sales..... que serán utilizados para investigación del trabajo de tesis Incidence of the use of different adhesive systems, the application of an extra layer of fluid resin and the timing of cementation in the adhesion to the sealed dentin..... cuyo Proyecto fue aprobado por la Comisión de Investigación respectiva y el Comité Institucional de Ética en Investigación en Salud de ésta Facultad de Odontología. Dejo constancia también que concluida la investigación las piezas dentarias serán devueltas a éste Banco de Dientes para el descarte según el protocolo correspondiente o de ser necesario continuar con la investigación serán almacenados de manera adecuada.


 Firma del Investigador


 Aclaración

2018 56001

 DNI

4-



BANCO DE DIENTES HUMANOS

Ordenanza 3/16 del HCD FACULTAD DE ODONTOLOGÍA UNC

Comité Institucional de Ética en Investigaciones en Salud (CIEIS)

DONACION DE DIENTES HUMANOS EXTRAIDOS EN CLÍNICAS O CONSULTORIOS PARTICULARES DE ODONTÓLOGOS

Yo Odontólogo Matrícula Profesional
Número de la Provincia de ejerciendo la profesión en
el consultorio situado en

dono piezas dentarias para el Banco de Dientes Humanos de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba (UNC) expresando que estos dientes fueron extraídos por indicación terapéutica y cuya autorización del paciente para la donación consta en la Historia Clínica con el consentimiento informado respectivo, documentos que se encuentran bajo mi responsabilidad.

Dejo constancia también que he sido adecuadamente informado/a que estos dientes humanos serán utilizados con fines académicos y de investigación con las garantías en orden al almacenamiento, ordenación y protección de la Ley Nacional 25.326 de Habeas Data.

En la Ciudad de Córdoba, a..... días del mes de de 20.....

.....
Firma del Odontólogo

.....
Aclaración

.....
DNI

Incidencia de la utilización de diferentes sistemas adhesivos, la aplicación de una capa extra de resina fluida y el momento de cementado en la adhesión a la dentina sellada

