



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Odontología

Análisis de la orientación de los túbulos dentinarios en relación a las fallas adhesivas y cohesivas que presenta la unión de resinas compuestas con la superficie dentinaria.

Trabajo escrito

Que como parte de los requisitos para
obtener el Diploma de
Especialidad en Rehabilitación Bucal

Presenta
Luz Alejandra Jiménez Valdez

Dirigido por:
Dra. Rosa María Sánchez Ayala

Querétaro, Qro. a 02 de Agosto 2022



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Odontología
Especialidad en Rehabilitación Bucal

Análisis de la orientación de los túbulos dentinarios en relación a las fallas adhesivas y cohesivas que presenta la unión de resinas compuestas con la superficie dentinaria.

Trabajo escrito

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de
Especialidad en Rehabilitación Bucal

Presenta

Luz Alejandra Jiménez Valdez

Dirigido por:

Dra. Rosa María Sánchez Ayala

C.D.E.P. Rosa María Sánchez Ayala
Presidente

L.O.E.R.B. Abel Tavares De La Cruz
Secretario

D. en E. Santiago Andaracua García
Vocal

E.O.R. Jose Antonio Guerrero Guzman
Suplente

Dr. Daniel Alejandro Montalván Aguilar
Suplente

Centro Universitario, Querétaro, Qro.
Agosto 2022

DEDICATORIA

A mamá y papá, por ser los pilares que me ayudaron en todo momento a soñar,
luchar y alcanzar este sueño, que hoy se convierte en un logro más.
Sin ustedes esto no hubiera sido posible.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por haberme permitido iniciar y terminar este camino con salud y sabiduría para poder enfrentar la vida lejos de casa.

A mi familia, por el apoyo incondicional y la confianza que depositaron en mí en todo momento, sin importar las dificultades que implica la distancia. Por haberme enseñado las bases necesarias para enfrentar cualquier reto que se presente. Gracias por esas palabras de aliento y de amor que lograron aligerar cualquier momento difícil y por compartir conmigo esos momentos de felicidad en cada paso recorrido por este camino.

A todos mis docentes por haber transmitido todos sus conocimientos y haberme dado una base integral científica y humanista durante toda la especialidad en especial a la Dra. Rosa María Sánchez Ayala, Dr. José Antonio Guerrero y Dr. Rubén Domínguez Pérez por haberme apoyado incondicionalmente durante estos dos años.

A la Facultad de Ciencias Naturales de la Universidad Autónoma de Querétaro, en especial al Dr. Rodrigo Correa por todo su apoyo en el desarrollo de mi investigación y su disposición en orientarme. A la M. En C. Ana Lucía Tovar Álvarez por su ayuda en la utilización de los equipos que fueron cruciales en este proyecto.

A la Universidad Autónoma de Querétaro por haber abierto sus puertas y convertirse en mi casa de estudios y desarrollo profesional.

RESUMEN

La unión adhesiva es indispensable para retener y sellar las restauraciones de resina compuesta. Aunque los sistemas adhesivos han mejorado, se continúa buscando una adhesión duradera y conseguir una interfase cerrada con un sellado perfecto a la superficie dentinaria. **Objetivo:** Determinar si la orientación de los túbulos dentinarios tiene relación con las fallas adhesivas y cohesivas que presenta la unión de la resina compuesta con la superficie dentinaria. **Material y métodos:** Se examinó la orientación de los túbulos dentinarios de 40 órganos dentarios extraídos, a los cuales se les colocó resina Filtek TM Z350 3M en una cavidad de 2mm de profundidad en caras vestibulares, utilizando técnica de grabado selectivo y adhesivo Single Bond Universal 3M. Los especímenes se dividieron en Grupo A (fallas adhesivas) y Grupo B (fallas cohesivas) luego de ser sometidos a fuerzas de cizallamiento. **Resultados:** Gracias a la utilización del microscopio electrónico de barrido, se obtuvo como resultado que la gran mayoría de los túbulos dentinarios contenían restos de material adherido en su interior, lo cual nos indica que la falla no ocurrió en el proceso adhesivo, si no en la resistencia del material de obturación como tal. **Conclusiones:** La orientación oblicua de los túbulos dentinarios en sentido al área de colocación de la resina compuesta, facilita la adhesión del material en los túbulos dentinarios favoreciendo la formación de los tags de resina. Sin embargo, se considera que el número de muestras del estudio fue limitado para definir si la orientación de los túbulos dentinarios representa un factor determinante en la presencia de fallas adhesivas y cohesivas de la resina compuesta.

Palabras clave: Túbulos dentinarios, fallas adhesivas, fallas cohesivas, microscopio electrónico de barrido, tags de resina.

ABSTRACT

Introduction: Adhesive bonding is a basic requirement for retaining and sealing composite resin restorations. Although the adhesive systems have improved, the search continues for a durable adhesion and to achieve a closed interface with a perfect seal to the dentin surface. **Objective:** To determine if the orientation of the dentin tubules is related to the adhesive and cohesive failures that the union of the composite resin with the dentin surface presents. **Material and methods:** The orientation of the dentin tubules of 40 extracted dental organs was examined, to which Filtek TM Z350 3M resin was placed in a 2mm deep cavity on the buccal surfaces, using selective etching technique and Single Bond Universal adhesive. 3M. The specimens were divided into Group A (which represents adhesive failures) and Group B (representing cohesive failures) after being subjected to shear forces. **Results:** Thanks to the use of the scanning electron microscope, it was obtained as a result that the vast majority of the dentin tubules contained remains of material adhered to their interior, which indicates that the failure did not occur in the adhesive process, but rather in the strength of the sealing material as such. **Conclusions:** It is observed that the oblique orientation of the dentin tubules in the direction of the placement area of the composite resin, facilitates the adhesion of the material in the dentin tubules, favoring the formation of the resin labels. However, it is considered that the number of samples in the study was limited to define whether the orientation of the dentin tubules represents a determining factor in the presence of adhesive and cohesive failures of the composite resin.

Keywords: Dentin tubules, adhesive failures, cohesive failures, scanning electron microscope, resin tags.

ÍNDICE

	Página
Dedicatoria	I
Agradecimiento	II
Resumen	III
Abstract	IV
Índice	V
Índice de cuadros	VII
I. Introducción	1
II. Antecedentes	3
III. Fundamentación teórica	6
IV. Hipótesis	18
IV.1. Hipótesis de trabajo	
IV.2. Hipótesis nula	
V. Objetivos.	19
V.1. Objetivo general	
V.2. Objetivo específico	
VI. Material y métodos	20
VI.1. Tipo de Investigación	
VI.2. Población	
VI.3. Muestra y tipo de muestra	
VI.3.1. Criterios de inclusión	

VI.3.2. Criterios de exclusión	
VI.3.3. Criterios de eliminación	
VI.4. Técnicas e instrumentos	
VI.4.1. Definición de variable y unidades de medida	
VI.5. Procedimiento	
VI.5.1. Análisis estadístico	
VI.5.2. Consideraciones éticas	
VII. Resultados	30
VIII. Discusión	32
IX. Conclusiones	34
X. Propuestas	35
XI. Bibliografía	36

Abreviaturas y siglas

SEM.- Microscopio de Barrido
BisGMA.- Bisfenol – A – Glicidilmetacrilato
TEGDMA.- Trietilenglicol Dimetacrilato
GPDM.- Dimetacrilato de ácido glicerofosfórico
UDMA.- Dimetacrilato de Uretano
Si-OH.- Molécula bifuncional de Grupos Silanos
C=C.- Grupos Metacrilatos
MPS.- Y – metacril-oxipropiltrimetoxi-silano
µm.- Micrómetro
Nm.- Nanómetro
MPA.- Megapascales
MMP.- Metaloproteinasas de Matriz

I. Introducción

La dentina es un tejido avascular que forma la mayor parte del diente. Es un material compuesto, resistente y dócil, con un 70% de contenido mineral (hidroxiapatita principalmente cristalina con algo de carbonato de calcio) y 20% de matriz orgánica (colágeno tipo I, glucosaminoglicanos y fosfoproteínas). Su característica conspicua es el patrón regular de túbulos dentinarios microscópicos, con variaciones en su diámetro, que se extienden desde la superficie pulpar a la unión esmalte-dentina (Berkovitz, 2009).

En cuanto a su estructura, la dentina está formada por una serie de estructuras llamadas túbulos dentinarios, dentro de los cuales se encuentra la prolongación de los odontoblastos, mientras que el cuerpo de esta célula se encuentra en la capa más superficial de la pulpa dentaria. Además, dentro de la dentina podemos encontrar otros elementos estructurales como son, líquido tisular dentro de los túbulos, y elementos de tejido duro como son la dentina peritubular y la dentina intertubular. Esta estructura tan especial, hace de la dentina un tejido bastante complejo que depende de la pulpa dentaria para su vitalidad, tejido al que se encuentra ligada desde su origen (Esponda, 2008).

Los túbulos que componen la dentina muestran una ramificación lateral y terminal cerca de la unión esmalte-dentina y pueden proyectarse una corta distancia en el esmalte. Cada túbulo encierra un único proceso citoplásmico de un odontoblastos cuyo cuerpo celular se encuentra en una capa pseudoestratificada que recubre la superficie pulpar (Berkovitz,2009).

Dentro de los túbulos dentinarios se alojan las fibrillas de Tomes, las cuales son prolongaciones citoplasmáticas de los odontoblastos que son las células productoras de un medio o substancia de naturaleza colágena que, al

calcificarse, forma la dentina. Estas fibrillas son conductoras nutricionales y sensoriales del tejido dentinario (Esponda, 2008).

La dentina constituye la mayor parte de la estructura dental y sus propiedades son determinantes en casi todos los procedimientos de Odontología Restauradora, ya que a través del tiempo y distintos estudios se ha grado la confección de materiales restauradores que imiten sus propiedades, su comportamiento y una notoria mejoría en la interfase dentina – restauración especialmente en el ámbito adhesivo (Xu *et al.*, 1998).

La adhesión se clasificó en dos categorías, según los mecanismos que se utilicen para lograrla: adhesión mecánica y adhesión química (Bader, 1996).

El éxito de la adhesión entre la resina adhesiva y dentina depende de la penetración del primer y de la resina en la superficie de la dentina, de forma que se cree un sellado micromecánico entre el colágeno de la dentina y la resina, para crear la capa híbrida (Nakabayashi, 1982).

Se estableció que algunos de los componentes estructurales y propiedades de la dentina pueden afectar directamente la adhesión (Marshall *et al.* 1997); como la permeabilidad de la dentina, el fluido pulpar, la dentina esclerótica o cariada (Pashley, 1992).

Un fallo adhesivo es aquel que ocurre entre dos estructuras distintas, es decir en la interfase entre ambas. Mientras que un fallo cohesivo es el que ocurre en el interior de la estructura del material (Usami y Fukushima, 1990)

Algunas investigaciones han vinculado estas afectaciones con distintas posiciones dentinarias, especialmente con la influencia de la orientación del túbulo dentinario (Phrukkanon, 1999).

II. Antecedentes

La dentina ha sido y sigue siendo un reto para la adhesión, como lo demuestran los constantes estudios que se siguen realizando para hacer de su estructura un buen substrato para la técnica adhesiva. El aislamiento incorrecto nos impedirá una correcta adhesión por la contaminación de saliva y de sangre. Algunos adhesivos actuales que son fundamentalmente hidrofílicos parece que no son tan sensibles a la contaminación con saliva, pero no olvidemos que la saliva tiene proteínas y que estas nos van a alterar la energía superficial de la dentina. En cuanto a la contaminación con sangre puede resultar catastrófica (Pradeep et al., 2009).

Kaneshima et al., (1993) estudió las repercusiones de la contaminación con sangre en la resistencia adhesiva y encuentra que en la etapa del grabado no existen repercusiones importantes pues podemos volver a lavar, pero después de colocar el primer la resistencia disminuyó de una manera importante. Cuando la contaminación se produce entre las distintas capas de composite las repercusiones pueden ser muy negativas por la eliminación de la capa inhibida y por las tinciones.

Es importante resaltar, que la formación de la capa híbrida, descrita por Nakabayashi en 1982, es esencial para la adhesión en dentina. El adhesivo debe ser capaz de penetrar a través de ese entramado de fibras de colágeno ocupando todo el espesor de dentina desmineralizada formando un entramado tridimensional, para que la durabilidad de la adhesión sea grande. Según Nakabayashi, la dentina desmineralizada debe ser de aproximadamente 1-2 micras para que se produzca la perfecta difusión del adhesivo (Nakabayashi et al., 1982).

Causton et al. (1999) encontró diferencias en la fuerza de unión del adhesivo en dentina coronaria, siendo más baja en dentina profunda comparada con dentina superficial.

Tanumiharja et al. (1985) utilizando test de microtracción, también concuerda en la heterogeneidad de los valores de adhesión a dentina, demostrando diferencias significativas en la resistencia de unión a dentina oclusal versus dentina del piso pulpar.

Cagidiaco et al. (2000) evalúa la micromorfología de la dentina en términos de orientación y densidad de los túbulos dentinarios e incremento del área de superficie acondicionada, demostrando que el aumento del área de superficie dentinaria intertubular y peritubular es responsable del aumento de la fuerza de unión después del grabado dentinario. Los túbulos dentinarios tienen una dirección, densidad y diámetro que es conocido, y su dirección en las paredes de la cavidad depende de su localización.

Kinney *et al.* (1999) demostró que la dentina peritubular es más dura que la que la dentina intertubular. Si la fuerza que se aplica es paralela a la unión de estos dos componentes se producen fuerzas de cizalla. Por el contrario, si las fuerzas se aplican perpendicular a la orientación de los túbulos, las fuerzas generadas son de tensión. Se creen que las fuerzas de cizalla se propagan más rápidamente, provocando la fractura de la dentina con menor carga aplicada.

Renson et al.(1974) proporciona un análisis de micrografías electrónicas de barrido (SEM) de muestras de dentina que se fracturaron catastróficamente durante las pruebas de flexión y torsión. Sus datos indicaron que la dentina es isotrópica para las propiedades de fractura con respecto a la dirección y ubicación del túbulo. Sin embargo, no estandarizaron las condiciones de prueba sobre las que ocurrieron fracturas, y las condiciones de prueba utilizadas probablemente reflejaron magnitudes de carga que excedieron los límites fisiológicos de la dentina (Garberoglio y Brännström et al., 1976).

El Mowafy y Watts et al. (2001), emplearon medidas basadas en la mecánica de fractura para determinar la tenacidad a la fractura de dentina. Utilizando una orientación paralela al eje largo del túbulo dentinario, los autores informaron un valor medio de tenacidad a la fractura.

Se sabe que los túbulos dentinarios tienen una curvatura compleja en forma de S en la corona. Un examen de dentina grabada, reveló que las superficies de dentina analizadas tenían túbulos dentinarios en ángulos variables. Teniendo en cuenta el amplio grado de variación en la alineación de los túbulos dentinarios dentro de una orientación, Nanako y Dorin et al. (2003) estudiaron la tenacidad a la fractura en paralelo y alineado, y la orientación paralela y transversal. Los resultados del estudio de Nanako y Dorin no mostraron diferencias significativas entre estos dos tipos de orientación paralela.

Es importante conocer si la orientación de los túbulos dentinarios influye con las fallas adhesivas y cohesivas que puede presentar la unión de resinas compuestas al órgano dentario, con la finalidad de que los odontólogos estén mayormente informados sobre las condiciones dentinarias ideales para una restauración de resina y así poder ofrecerle al paciente un tratamiento de mayor durabilidad.

III. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

La Dentina Intertubular está formada por fibras colágenas, glicosaminoglicanos, proteoglicanos, factores de crecimiento y proteínas dentinogénicas, que sostienen a los cristales de hidroxiapatita. El elemento fibrilar está representado por el colágeno dentinario tipo I y tipo III, que, junto a los glicosaminoglicanos y proteoglicanos, participan activamente en los mecanismos de adhesión. Por una parte el colágeno se opone a las fuerzas de compresión y los glicosaminoglicanos y proteoglicanos se oponen a las fuerzas de tensión-deformación que se generen durante la oclusión habitual (Henostroza, 2003).

La dentina peritubular, constituye un anillo hipermineralizado que rodea a los túbulos dentinarios, caracterizándose por una gran presencia de materia inorgánica, representada por los cristales de hidroxiapatita y por carecer elementos fibrilares. Las características estructurales y de su composición sufren importantes modificaciones con la edad, ya que la dentina peritubular aumenta de espesor disminuyendo el diámetro interno de los túbulos por el depósito de minerales, proceso denominado esclerosis fisiológica dentinaria (Henostroza, 2003).

Se cree que las fibrillas de Tomes recorren todo el grosor de la dentina en los dientes recién erupcionados, pero en los dientes de personas de edad avanzada pueden ser retirados parcialmente y ocupan solo el tercio pulpar, mientras que las regiones externas contienen probablemente solo líquido extracelular. El diámetro del túbulo dentinario se estrecha por deposición de dentina peritubular. Esto es diferente de la dentina normal (dentina intertubular) porque está más altamente mineralizada y carece de una matriz colágena. Por lo tanto, la dentina peritubular se puede identificar por microradiografía. Con el tiempo, puede llenar completamente el túbulo, un proceso que da lugar a la dentina translúcida y que comienza en la región apical de la raíz (Berkovitz, 2009).

El diámetro de un túbulo dentinario, varía de 2.5 μm cerca de la pared de la pulpa a 0.8 μm a una distancia de 3.3 mm de distancia. Al mismo tiempo, su

densidad disminuye de aproximadamente 45,000 mm² túbulos a 19,000 mm² túbulos. La densidad también disminuye desde la corona hasta la raíz (Garberoglio y Brännström, 1976) .

Así como el en el esmalte, los prismas irradian del centro a la periferia, los conductillos de la dentina, que son huecos y no calificados como aquellos, tienen la misma disposición en abanico y para llenar el espesor exterior de la dentina se bifurcan y anastomosan como queda dicho (Esponda, 2008).

La característica más llamativa de la dentina son los túbulos dentinarios que comienzan en el borde pulpa-dentina y lo atraviesan directamente (en la raíz) (Pradeep et al., 2009). Los túbulos dentinarios se encuentran orientados con una curva en forma de "S" desde la cavidad pulpar hacia la periferia (Wang et al., 1999).

Debido a su compleja estructura histológica, la adhesión en dentina resulta ser más dificultosa y menos predecible que en el esmalte (Owens, 2006).

En el año 2005, la adhesión se define como la propiedad de permanecer en estrecha proximidad, como la resultante de la atracción física de las moléculas a una sustancia o la atracción molecular existente entre las superficies de los cuerpos en contacto, esto según el Glossary of Prostodontics.

En 1985, Israelachvili comparte otro concepto de adhesión, y lo define como el acoplamiento micromecánico o la unión de materiales restauradores a la dentina, en particular compuestos dentales, a través de una capa de resina adhesiva intermedia. Corresponde al conjunto de fuerzas o mecanismos que mantienen unido el adhesivo con el sustrato sobre el que se ha aplicado, el término de adhesión hace referencia a una fina capa (capa límite) existente entre el sustrato y el propio adhesivo.

La adhesión mecánica corresponde a la unión que se realiza entre dos superficies a través de una retención entre las partes a unir, las cuales se

mantienen en contacto en base a la penetración de una de ellas o de un adhesivo en las irregularidades que presenta la superficie de la otra, impidiéndose la separación al quedar ambas partes trabadas (Bader, 1996).

Dentro de la adhesión mecánica encontramos la Macromecánica, que es aquella en que las partes quedan trabadas en función de la morfología macroscópica de ellas y la adhesión Micromecánica la cual, es la unión entre dos superficies, a través de una trabazón entre las partes a unir o por la generación de tensión entre las mismas, pero a diferencia de la anterior, las partes se traban en función de su morfología microscópica. Este importante mecanismo es utilizado por las resinas compuestas, en el cual se unen tanto a esmalte como a dentina y esto ocurre cuando la resina compuesta, a través de su sistema adhesivo, se infiltra por las porosidades dejadas por el grabado ácido en la superficie del esmalte y dentina formando lo que se conoce como capa híbrida (Barrancos, 2006). Podemos lograr la adhesión mecánica por efectos geométricos que se encuentran en directa relación con las irregularidades que presentan las superficies a contactar: porosidades, rugosidades y retenciones, de tipo macro y/o microscópicas, para producir la traba necesaria para mantener unidas las superficies (Bader, 1996).

En cuanto a adhesión química encontramos que, es un conjunto de reacciones que se pueden producir al entrar en contacto dos superficies generándose así uniones de tipo química que determinarían una continuidad en todo el conjunto. Las partes se mantienen unidas por la presencia de enlaces químicos que pueden ser primarios y secundarios. Los enlaces químicos primarios pueden ser iónicos o covalentes (Bader, 1996). Las uniones químicas secundarias, son de tipo intermoleculares que corresponden a interacciones electrostáticas de Van der Waals, fuerzas polares, puentes de hidrógeno, quelación y fuerzas de dispersión de London (Phillips, 2004).

El barro dentinario, se produce durante la preparación cavitaria, y está constituido por una mezcla de fibras colagenas, fragmentos de cristales de hidroxiapatita, bacterias, materia orgánica e inorgánica. Esta capa tiene un grosor

de 0,5 a 5 μm , variando en función del tipo de sustrato y del instrumental de corte utilizado; se adhiere firmemente mediante atracción electroestática (Henostroza, 2003) a la dentina de las paredes cavitarias, ocluyendo los túbulos dentinarios, actuando como una verdadera “barrera de difusión” (Barrancos, 2006), que debería ser disuelta, modificada, impregnada o permeabilizada, para que los monómeros contenidos en los diversos sistemas adhesivos, puedan contactar directamente la superficie dentinaria posibilitándose de este modo, un enlace efectivo entre el diente y el material restaurador (Perdigao, 1995).

Los materiales de restauración compuestos son combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta, obteniéndose propiedades superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual (Pereira, 2008).

Las resinas compuestas dentales, son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de rellenos inorgánicos. Para unir las partículas de relleno a la matriz plástica de resina, el relleno es recubierto con silano, un agente de conexión o acoplamiento. Otros aditivos se incluyen en la formulación para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y mejorar la opacidad radiográfica (Pereira, 2008).

Dentro de los componentes de las resinas compuestas encontramos:

- 1.- Matriz resinosa, la cual esta constituida por monómeros de dimetacrilato alifáticos u aromáticos. El monómero base más utilizado durante los últimos 30 años ha sido el Bis-GMA (Bisfenol-A- Glicidil Metacrilato). Comparado con el metilmetacrilato, el Bis-GMA tiene mayor peso molecular lo que implica que su contracción durante la polimerización es mucho menor, además presenta menor volatilidad y menor difusividad en los tejidos (Anseth et al., 1996). Sin embargo, su alto peso molecular es una característica limitante, ya que aumenta su viscosidad, pegajosidad y conlleva a una reología indeseable que comprometen las características de manipulación. Además, en condiciones comunes de polimerización, el grado de conversión del Bis-GMA es bajo (Bayne, 2000). Para

superar estas deficiencias, se añaden monómeros de baja viscosidad tales como el TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato). Actualmente el sistema Bis-GMA/TEGDMA es uno de los más usados en las resinas compuestas (Bayne, 2000). En general este sistema muestra resultados clínicos relativamente satisfactorios, pero aún hay propiedades que necesitan mejorarse, como la resistencia a la abrasión. Otro monómero ampliamente utilizado, acompañado o no de Bis-GMA, es el UDMA (dimetacrilato de uretano), su ventaja es que posee menos viscosidad y mayor flexibilidad, lo que mejora la resistencia de la resina (Combe y Burke, 2000).

2.- Partículas de Relleno que proporcionan estabilidad dimensional a la matriz resinosa y mejoran sus propiedades. La adición de estas partículas a la matriz reduce la contracción de polimerización, la sorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica, proporcionando un aumento de la resistencia a la tracción, a la compresión y a la abrasión, aumentando el módulo de elasticidad (Rigidez).

Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido) (Combe y Burke, 2000).

3.- Agente de conexión o acoplamiento, Bowen demostró que las propiedades óptimas del material, dependían de la formación de una unión fuerte entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. La unión de estas dos fases se logra recubriendo las partículas de relleno con un agente de acoplamiento que tiene características tanto de relleno como de matriz. El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro (Bowen, 1963). Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es el silano (Sarkar NK, 1999).

El silano que se utiliza con mayor frecuencia es el γ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS), éste es una molécula bipolar que se une a las partículas

de relleno cuando son hidrolizados a través de puentes de hidrógeno y a su vez, posee grupos metacrilatos, los cuales forman uniones covalentes con la resina durante el proceso de polimerización ofreciendo una adecuada interfase resina / partícula de relleno (Sarkar NK, 1999).

4.- Sistema iniciador de polimerización, según Yearn (1985), en las resinas auto-curadas el estímulo proviene de la mezcla de dos pastas, una de las cuales tiene un activador químico (amina terciaria aromática como el dihidroxietil-p-toluidina) y la otra un iniciador (peróxido de benzoílo). En el caso de los sistemas foto-curados, la energía de la luz visible provee el estímulo que activa un iniciador en la resina (canforoquinonas, lucerinas u otras diquetonas). Es necesaria que la resina sea expuesta a una fuente de luz con la adecuada longitud de onda entre 420 y 500 nanómetros en el espectro de luz visible.

5.- Pigmentos que permiten obtener el color semejante de los dientes.

6.- Inhibidores de la polimerización, los cuales alargan la vida de almacenamiento y aumentan el tiempo de trabajo.

Actualmente se pueden reunir las resinas compuestas en cinco categorías principales:

1.- Resinas de macrorelleno o convencionales, las cuales tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 50 μm . Este tipo de resinas fue muy utilizada, sin embargo, sus desventajas justifican su desuso. Su desempeño clínico es deficiente y el acabado superficial es pobre, visto que hay un desgaste preferencial de matriz resinosa, propiciando la prominencia de grandes partículas de relleno las cuales son más resistentes. Además, la rugosidad influencia el poco brillo superficial y produce una mayor susceptibilidad a la pigmentación (Bayne y Taylor, 1999). Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario (Phillips et al., 1973). El relleno de cuarzo tiene buena estética y durabilidad pero carece de radiopacidad y produce un alto

desgaste al diente antagonista. El vidrio de estroncio o bario son radiopacos pero desafortunadamente son menos estables que el cuarzo (Tveit y Espelid, 1986).

2.- Resinas de microrelleno, que contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partícula entre 0.01 y 0.05 μm . (Lang, 1992). Clínicamente estas resinas se comportan mejor en la región anterior, donde las ondas y la tensión masticatoria son relativamente pequeñas, proporcionan un alto pulimento y brillo superficial, confiriendo alta estética a la restauración (Bayne, 2000). Entre tanto, cuando se aplican en la región posterior muestran algunas desventajas, debido a sus inferiores propiedades mecánicas y físicas, ya que, presentan mayor porcentaje de sorción acuosa, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad (Miyasaka, 1996).

3.- Resinas híbridas, las cuales se denominan así por estar reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje en peso de 60% o más, con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 μm , incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 μm . Corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la Odontología (Lang, 1992). Los aspectos que caracterizan a estos materiales son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y texturización, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, fórmulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia (Braga, 2005).

4.- Híbridos Modernos, las cuales tienen un alto porcentaje de relleno de partículas sub-micrométricas (más del 60% en volumen). Su tamaño de partícula reducida (desde 0.4 μm a 1.0 μm), unido al porcentaje de relleno provee una óptima resistencia al desgaste y otras propiedades mecánicas adecuadas. Sin embargo, estas resinas son difíciles de pulir y el brillo superficial se pierde con rapidez (Dietschi, 1994).

5.- Resinas de Nanorelleno, son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01µm), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm. El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas. Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior (Bayne, 2000).

Durante las últimas cuatro décadas, la evolución de las técnicas adhesivas ha transformado el ámbito de la práctica odontológica (Mante et al., 2013). La exhaustiva investigación y avance en el desarrollo de los productos, han mejorado continuamente el arsenal de adhesivos disponibles para el dentista ampliando así la gama de productos y sus aplicaciones (Mangani et al., 2007).

En la primera generación de adhesivos, fue a finales de los años sesenta aproximadamente. Aunque su fuerza de adhesión al esmalte era alta, su adhesión a la dentina era débil, típicamente no más alta que 2 MPa. La adhesión era lograda por medio de la quelación del agente adhesivo al componente de calcio de la dentina; aunque la penetración tubular ocurría, contribuía poco en la retención de la restauración. Era común observar el desprendimiento en la interface de la dentina varios meses después (Phillips et al., 1973). Estos agentes adhesivos eran recomendados principalmente para cavidades clase III y clase V pequeñas y retentivas (Lambrecht, 1987). Así mismo, la sensibilidad postoperatoria era común cuando se utilizaban estos agentes adhesivos en restauraciones oclusales posteriores.

A principios de los años ochenta fue desarrollada una segunda generación distinta de adhesivos. Estos productos intentaron usar el barrillo dentinario como un sustrato adhesivo (Clauson, 1984). Esta capa era adherida a la dentina subyacente al insignificante nivel de 2-3 MPa. La capacidad de adhesión de esta

generación a la dentina era débil (2-8 MPa), lo cual evidenció que la forma de retención mecánica en la preparación de las cavidades era aún requerida. Además, en restauraciones con márgenes que se encontraban en dentina se observó microfiltración, y las restauraciones oclusales posteriores exhibían con mayor probabilidad una sensibilidad postoperatoria significativa. La estabilidad a largo plazo de los adhesivos de segunda generación fue problemática, y para las restauraciones el índice de retención era tan bajo como del 70% (Lambrecht, 1987).

A finales de los años ochenta fueron introducidos los sistemas de dos componentes: primer/adhesivo. La notable mejoría que estos agentes adhesivos demostraron haber justificado su clasificación como adhesivos de tercera generación (Wayne, 1991). Los adhesivos de la tercera generación fueron la primera generación que se adhirieron no sólo a la estructura dental, sino que también lo hicieron a los metales y a las cerámicas dentales. El inconveniente con este tipo de adhesión era su longevidad. Diversos estudios demostraron que la retención adhesiva de estos materiales empezaba a disminuir después de 3 años de estar en boca. Sin embargo, a pesar de los elevados niveles de sensibilidad postoperatoria, la demanda de los pacientes por tener restauraciones del color del diente natural convenció a algunos dentistas a ofrecer de manera rutinaria obturaciones posteriores con resina (Christensen, 1994).

A principios de los años noventa, los agentes adhesivos de cuarta generación revolucionaron la odontología. Tanto su gran fuerza de adhesión a la dentina (17-25 MPa) como la disminución de la sensibilidad postoperatoria en las restauraciones posteriores, motivó a muchos dentistas a empezar el cambio de amalgama a obturaciones posteriores de resina directa.

Esta generación se caracteriza por el proceso de hibridación en la interface e dentina y resina. La hibridación es el remplazo de la hidroxiapatita y el agua de la superficie de la dentina por resina. Esta resina combinada con las fibras de colágeno restantes constituye la capa híbrida. La hibridación incluye a ambos:

los túbulos dentinales y la dentina intratubular mejorando así dramáticamente la fuerza de adhesión a la dentina (Barkmeier y Latta, 1991).

El grabado total y la adhesión de la dentina húmeda son conceptos que fueron creados por Fusayama y Nakabayashi en Japón en los ochenta, asimismo, presentados en Norte América y popularizados por Betollotti, son distintivos innovadores de los adhesivos de cuarta generación (Pashley, 1992).

Esto conllevó al desarrollo y a la gran popularidad de la quinta generación de los adhesivos dentales. Materiales que se adhieren bien al esmalte, a la dentina, a la cerámica y al metal, siendo su cualidad más importante que se caractericen por un solo componente: una sola botella, por lo que no hay que hacer mezcla, lo que reduce las posibilidades de error. La fuerza de adhesión a la dentina se encuentra en el rango de 20-25+ MPa, siendo así apto para todos los procedimientos dentales (excepto en la combinación con cementos resinosos y composites que sean autocurables). Hoy en día los agentes adhesivos de la quinta generación, son los adhesivos más populares por ser fáciles de utilizar y predecibles (Freedman y Goldstep, 1997).

Se ha procurado eliminar el paso de grabado, o incluirlo químicamente en alguno de los otros pasos. Los adhesivos de sexta generación no requieren grabado, por lo menos en la superficie dentinal. Aunque esta generación no es aceptada universalmente, hay un número de adhesivos dentales, introducidos desde el año 2000, los cuales han sido diseñados específicamente para eliminar el paso de grabado. Estos productos tienen un líquido acondicionador de dentina en uno de sus componentes; el tratamiento ácido de la dentina es auto limitado, y los derivados del grabado se incorporan a la interface dental-restaurativa permanentemente. Los investigadores han planteado algunas preguntas acerca de la calidad de la adhesión luego del deterioro en boca. Interesantemente, la adhesión a la dentina (18-23 MPa) se mantiene fuerte con el tiempo, mientras que la duda se da con respecto a la adhesión al esmalte sin grabado y preparación (Freedman, 1985).

Los adhesivos de la séptima generación (los cuales no es necesario mezclar, son autograbadores y de una sola botella) representan la fórmula más actual de los adhesivos dentales en el mercado. La inseguridad que se genera al mezclar se ha eliminado, y por consiguiente, todo el resto del proceso técnicamente sensible. El paso de grabado también ha sido eliminado, logrando así la imprimación y adhesión de la superficie dental simultáneamente y por tanto, el procedimiento adhesivo se simplifica en una alta medida. Un sistema real de un solo paso y una sola botella para el grabado y el adhesivo de ambas superficies, la del esmalte y la de la dentina, está disponible para el dentista. Entre sus cualidades está una excelente fuerza de adhesión a la dentina (18-35 MPa) y una adhesión similar tanto al esmalte preparado como al esmalte intacto. Además, este mismo puede ser usado efectivamente para las restauraciones de resina directa e indirecta y se adhiere satisfactoriamente a la cerámica y al metal. Pero lo más importante de todo, es que es un producto de un solo componente y viene en una sola botella (Freedman, 1985).

En un estudio, Kramer y McLean (1952) estuvieron entre los primeros en utilizar el dimetacrilato de ácido glicerofosfórico (GPDM) para unirse a la dentina. Demostraron manchas alteradas de la superficie del tejido durante el examen histológico del área que se conoce actualmente como la capa híbrida. Esto fue seguido por el trabajo de Buonocore y colaboradores, que grabaron dentina con ácido clorhídrico al 7% y luego aplicaron resina de unión GPDM. Estos intentos no tuvieron éxito debido a las limitaciones en las formulaciones de monómeros adhesivos y una falta general de conocimiento de la dentina como sustrato de unión.

En los últimos 40 años, al mismo tiempo que se ha expandido el conocimiento en esta área, se han logrado avances importantes tanto en las formulaciones de monómeros adhesivos como en el pretratamiento de la dentina para mejorar la penetración de la resina en la matriz tisular (Eick, 1995).

Actualmente, la unión a la dentina se logra disolviendo parcialmente la superficie de la dentina e infiltrando las porosidades producidas con resina (Van Meerbeek, et al, 2003). Esto da como resultado una malla de colágeno filtrada con resina, comúnmente denominada capa híbrida. Las enzimas endógenas principalmente las metaloproteinasas de matriz (MMP), liberadas y activadas por procedimientos adhesivos, pueden proporcionar a la dentina una baja actividad colagenolítica. Estas enzimas pueden hidrolizar las fibras de colágeno que forman la capa híbrida y comprometer la efectividad de la unión a largo plazo.

Para los adhesivos de grabado y enjuague en dos pasos, se demostró que la clorhexidina y la galardina mejoran hasta cierto punto la durabilidad del enlace.

Los adhesivos de grabado y enjuague tratan la dentina de manera agresiva y desmineralizan completamente la superficie hasta una profundidad de 5 micras.

Los adhesivos suaves de autograbado desmineralizan la dentina solo parcialmente y a una profundidad de <1 micras, probablemente liberando una menor cantidad de enzimas y al mismo tiempo exponiendo menos colágeno vulnerable a la hidrólisis (Eick, 1995).

Los fracasos en la adhesión se van a traducir en fallos a distintos niveles de las distintas interfases. La localización de este fallo tiene importancia por dos motivos principalmente:

- Para la investigación, para saber la resistencia adhesiva a uno u otro nivel.
- Por su importancia biológica, pues el fallo adhesivo según al nivel que sea tendrá repercusiones clínicas como la microfiltración, caries marginal y sensibilidad postoperatoria (Jiménez, 1996).

En algunos estudios se ha encontrado que la dentina se fractura más fácilmente ortogonal a los túbulos dentinarios que paralela a ellos (Jud et al.,

2016). La resistencia a la tracción final también se ha investigado (Sano et al., 1994). De acuerdo con las propiedades de fractura, se ha encontrado que es la más alta ortogonal a los túbulos (52.9 ± 4 MPa) y la más baja paralela a ellos (42 ± 5.7 MPa). La resistencia al corte medida en la región central de la corona arrojó un resultado similar (Watanabe, 1996). Las propiedades mecánicas varían con la ubicación dentro de la dentina: se encontró que la resistencia a la tracción en la corona era mayor que en la raíz (Mannocci et al. 2004) debido a la diferencia en la densidad tubular (Inoue, 2002), aunque diferentes minerales las composiciones también juegan un papel importante (Miguez, 2004).

Renson et al.(1974) proporcionaron análisis de microscopía electrónica de barrido de muestras de dentina que se fracturaron catastróficamente durante las pruebas de flexión y torsión. Sus datos indican que la dentina es isotrópica para las propiedades de fractura con respecto a la dirección y ubicación del túbulo. Sin embargo, no estandarizaron las condiciones de prueba sobre las que ocurrieron fracturas, y las condiciones de prueba utilizadas probablemente reflejaron magnitudes de carga que excedieron los límites fisiológicos de la dentina.

IV. HIPÓTESIS

IV.1 HIPÓTESIS DE TRABAJO

La orientación de los túbulos dentinarios tiene relación con el tipo de fallas que presenta la unión de resinas compuestas con la superficie dentinaria.

IV.2 HIPÓTESIS NULA

La orientación de los túbulos dentinarios no tiene relación con el tipo de fallas que presenta la unión de resinas compuestas con la superficie dentinaria.

V. OBJETIVOS

V.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar si la orientación de los túbulos dentinarios tiene relación con las fallas adhesivas y cohesivas que presenta la unión de la resina compuesta con la superficie dentinaria.

V.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

-Colocar resina compuesta en 40 órganos dentales postextracción y someterlos a una fuerza de cizallamiento con la maquina universal que provoque su fractura.

- Determinar el porcentaje de fallas adhesivas o cohesivas en dientes sometidos a una fuerza de cizallamiento con la maquina universal

- Examinar mediante el microscopio electrónico de barrido, la orientación de los túbulos dentinarios de 40 especímenes que presenten una falla adhesiva o cohesiva entre la unión de la resina compuesta y la superficie dentinaria.

-Determinar si la falla adhesiva o cohesiva tiene relación con la orientación de los túbulos dentinarios de los especímenes.

VI. MATERIALES Y MÉTODOS

VI.1 DISEÑO

Experimental *in vitro*.

VI.2 POBLACIÓN

Molares, premolares e incisivos sanos, extraídos en un período de 6 meses en la Clínica Odontológica “Benjamín Moreno Pérez” de la Universidad Autónoma de Querétaro.

VI.3 TAMAÑO DE LA MUESTRA

40 órganos dentales extraídos.

VI.3.1 CRITERIOS DE SELECCIÓN

Criterios de Inclusión

1. Órganos extraídos por tratamientos de ortodoncia, enfermedad periodontal, extracción selectiva por uso protésico, trauma oclusal y extracción odontológica preventiva.
2. Órganos que presenten corona clínica completa (4 paredes axiales)
3. Órganos con vitalidad pulpar.
4. Órganos dentales con dentina sana.

Criterios de exclusión

1. Órganos con tratamiento de conductos, fisuras o fracturas.
2. Órganos con presencia de fluorosis.
3. Órganos dentales con afección dentinaria.
4. Órganos con amelogénesis imperfecta.
5. Órganos que cuenten con restauraciones dentales previas en la superficie a tratar.
6. Órganos extraídos y no colocados en suero fisiológico.

7. Cuando la fractura se encuentre en el material (resina compuesta) y no en el órgano dental.

Criterios de Eliminación

- Órganos dentales que presenten fracturas y fisuras en caras axiales durante los procedimientos, así como los que obtuvieron valores fuera del promedio general.
- Todas aquellas muestras que sufran daño durante el procedimiento que impidan la medición de las variables.

VI.3.2 VARIABLES ESTUDIADAS

Variable independiente

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	TIPO DE VARIABLE	ESCALA DE MEDICIÓN	UNIDAD DE MEDIDA
Orientación de túbulos dentinarios	Conductos que recorren la dentina desde la pulpa a la region más interna del esmalte.	Mediante la observación de la orientación de los túbulos dentinarios tomando como referencia el lugar donde se encuentra la falla.	Cualitativa	Contínua	-Túbulos en sentido horizontal a la falla. -Túbulos en sentido oblicuos a la falla.

					-Túbulos en sentido vertical a la falla.
--	--	--	--	--	--

Variable dependiente

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	TIPO DE VARIABLE	ESCALA DE MEDICIÓN	UNIDAD DE MEDIDA
Relación entre la orientación de los túbulos y el tipo de falla	Forma mediante la cual la orientación de los túbulos dentinarios tiene conexión con el tipo de falla de la resina compuesta.	Mediante la observación tubular. Siendo una relación alta si el túbulo se encuentra de forma horizontal con respecto a la falla. Siendo moderada si el túbulo se encuentra de forma oblicua con respecto a la falla. Siendo baja si el túbulo se encuentra de forma vertical con respecto a la falla.	Cualitativa	Continúa	-Alta -Moderada -Baja

--	--	--	--	--	--

2.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Está comprobado que la adhesión de la resina a los órganos dentales puede presentar fallas cuando no se cuenta con una unión íntima del material al diente ó si las superficies no están limpias o se encuentran contaminadas.

Existen estudios que hablan sobre fallas adhesivas y cohesivas de la resina compuesta relacionada con la densidad de los túbulos dentinarios, mas no especifican si la orientación de dichos túbulos es un factor determinante en estas fallas.

¿Existe relación entre la orientación de los túbulos y el tipo de falla que presenta la unión de resinas compuestas con la superficie dentinaria?

VI.5 PROCEDIMIENTO

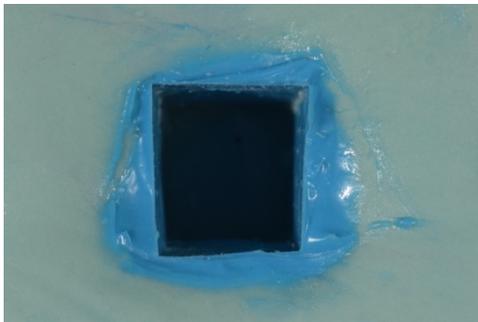
Se tomaron fotografías, mediante las cuales se calculó el porcentaje y tipo de falla que presentó cada espécimen. Se observaron los órganos dentales mediante el microscopio electrónico de barrido para determinar la orientación de los túbulos dentinarios. Las imágenes como resultados se concentraron en tablas.

1.- Se recolectaron 40 órganos dentarios extraídos por tratamientos de ortodoncia, enfermedad periodontal, extracción selectiva por uso protésico, trauma oclusal y extracción odontológica preventiva. El investigador principal estuvo presente cuando se realizaron las extracciones para solicitar la donación y hacer de su conocimiento al paciente sobre esta investigación, explicándole que si decidió donarlos serían utilizados como parte del protocolo únicamente y sin fines de lucro.

2.- Se eliminó cualquier residuo biológico en la corona clínica con una lija de agua de grano fino.

3.- Los órganos dentales se colocaron en un recipiente de vidrio con cloruro de sodio al 0.9% durante el tiempo de recolección y profilaxis de los mismos para su preservación.

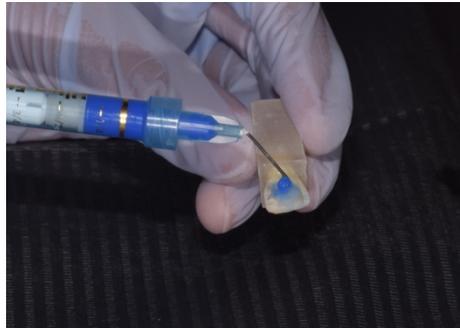
4.- Las piezas fueron colocadas en un molde de acrílico de aproximadamente 2.0 x 1.0 cm dejando accesible la corona clínica.



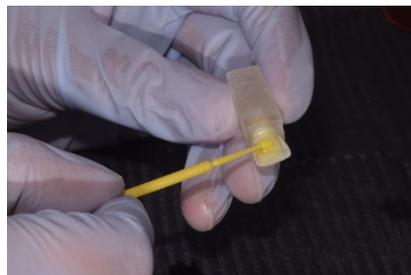
5.- Se realizó un tallado de la cara vestibular con una fresa de diamante cilíndrica de punta redondeada (G848) de aproximadamente 1.5 a 2 mm, exponiendo un área suficiente de dentina, realizado con una pieza de alta revolución e irrigación continua. Posteriormente se hizo un bisel con disco de carburo de forma oblicua al tallado vestibular.



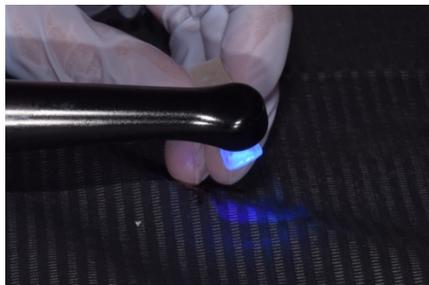
6.- Se les aplicó el gel de ácido ortofosfórico Scotchbond 3M ESPE al 37% frotándolo y dejándolo actuar por 15 segundos con técnica de grabado selectivo y grabado total según su grupo. Se removió con abundante agua a presión por 30 segundos y se secará con filtro absorbente cuidando no sobresecar.



7.- Se aplicó adhesivo Single Bond Universal 3M ESPE con una ligera presión de aire con jeringa triple por cerca de 5 segundos hasta que el solvente sea evaporado.



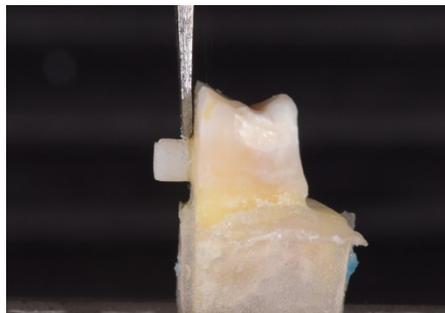
8.- Se fotoactivó el adhesivo con luz de fotocurado por 15 segundos y se continuó con el proceso para realizar la adhesión de la resina compuesta.



9.- Se formó un cilindro de resina compuesta Filtek™ Z350 XT 3M ESPE de 2mm de diámetro con técnica de bloque y se fotoactivó utilizando una lámpara de fotocurado VALO, por un periodo de 20 segundos en dirección frontal, mesial y distal.

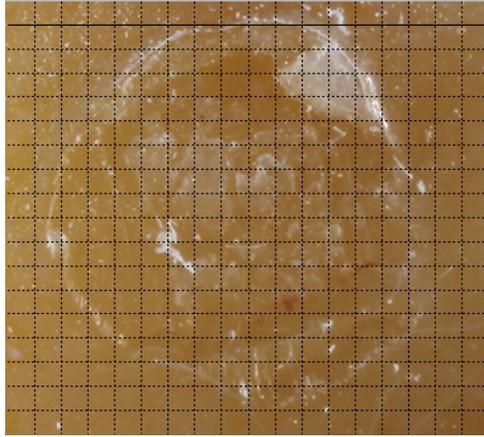


10.- Las 40 piezas fueron sometidas a una fuerza de cizallamiento con la máquina universal tipo Instron ubicada en el laboratorio de la facultad de medicina de la Universidad Autónoma de Querétaro. El procedimiento se realizó a una carga de 5 kN y a una velocidad de 2 cm/minuto, para determinar su resistencia de adhesión.



11.- Una vez que fueron sometidas las piezas a la fuerza de cizallamiento, se tomaron fotografías de cada espécimen con una cámara Canon Eos Rebel T6, Twin Flash Younguno y lente Canon Macro. La configuración de la cámara fue F14, con un tiempo de 1/80, ISO 100, BW Auto y modo manual. La configuración del Twin Flash fue 1/32 +.3 de compensación. Las fotografías se tomaron a una distancia del centro óptico al objeto de 31 cm, con una distancia focal de 1 y 40 cm entre cada flash. Se utilizó un trípode Platinum Plus 5858D a una altura de 80 cm. Las imágenes tuvieron una dimensión de 864 mm de anchura x 768 mm de alto.

12.- Se superpuso un cuadrículado en cada fotografía de 18 x 18 con el cual, se determinó el porcentaje de falla ya sea cohesiva o adhesiva que presente cada espécimen.

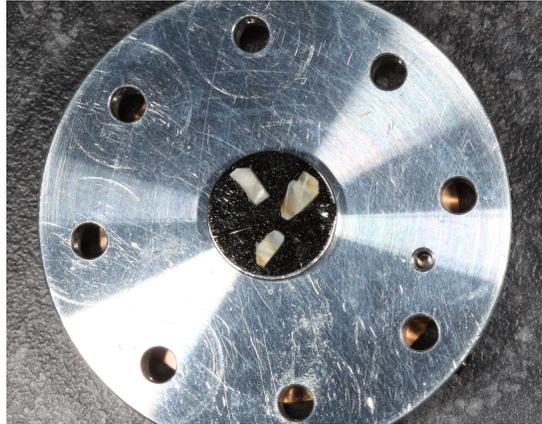


13.- Los especímenes se dividieron en 2 grupos, el grupo A que presentó mayor porcentaje de falla adhesiva y grupo B con mayor porcentaje de falla cohesiva.

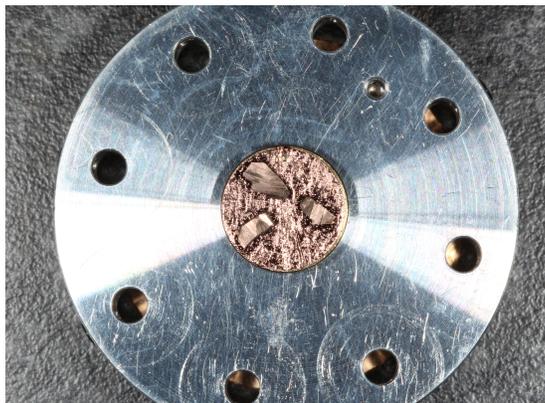
14.- Posteriormente, se seccionaron los especímenes con micromotor y disco de carburundum, utilizando abundante agua como refrigerante.



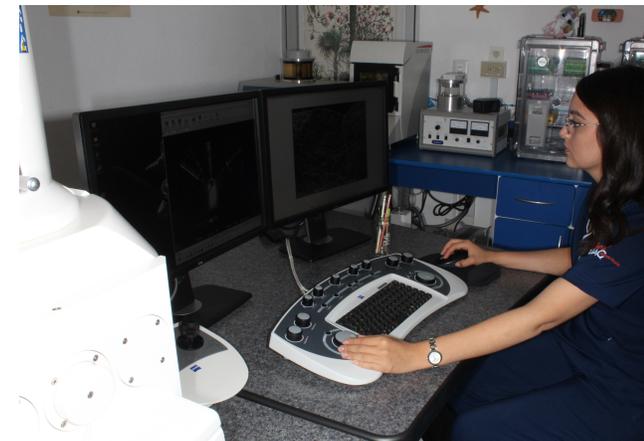
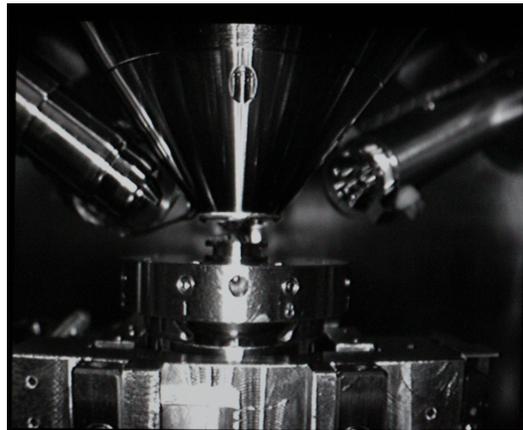
15.- Las muestras se colocaron en una capsula de petri sobre papel filtro, en una estufa de secado a 37°C durante 2 días. La muestra se secó completamente para lograr un correcto vacío en el microscopio, que permite el paso de los electrones dentro de éste sin interferencias.



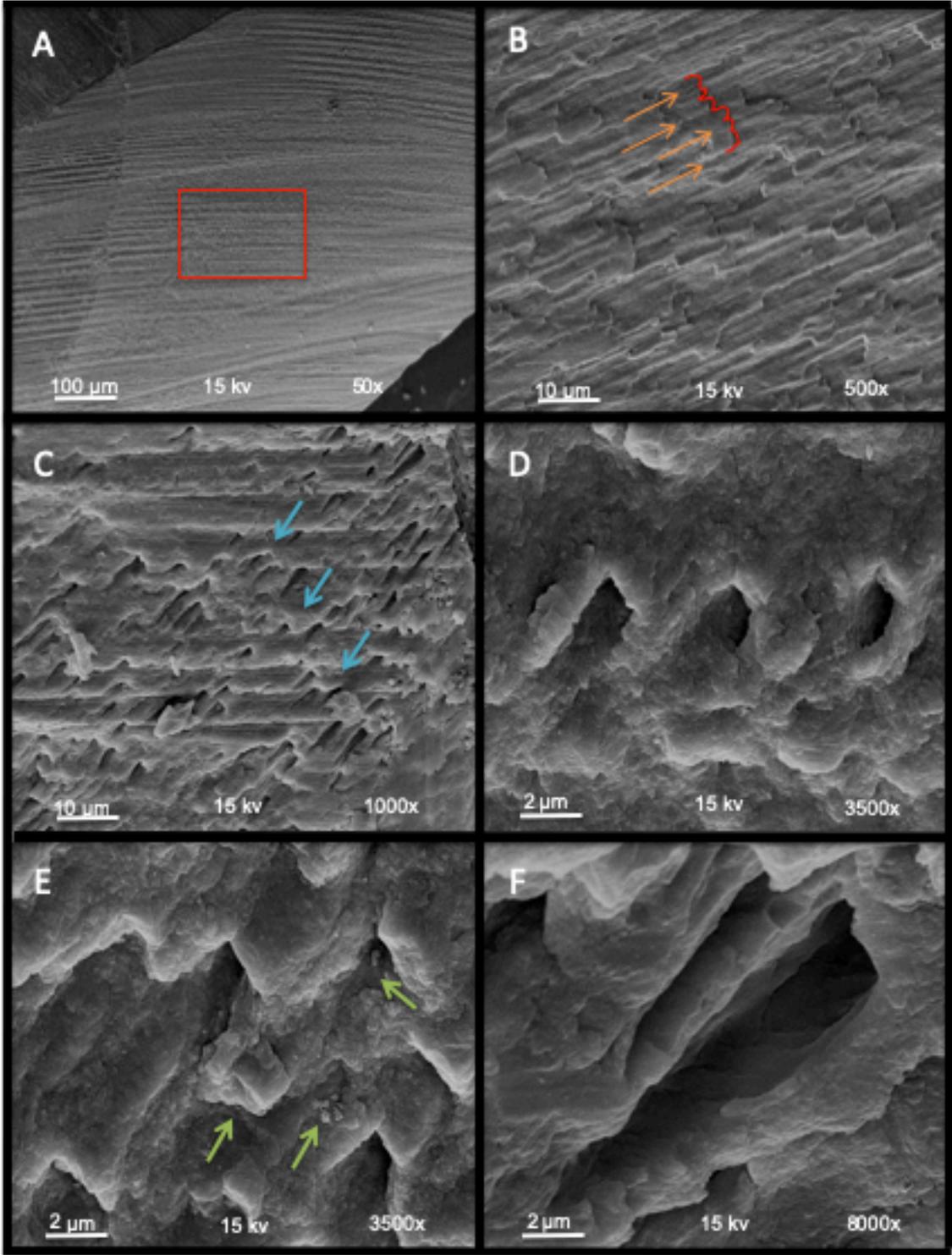
16.- Se recubrieron las muestras con una delgada lámina de oro paladio, para protegerlas y hacerlas conductoras, lo que evita que el haz de electrones que incide sobre su superficie se desvíe, alterando la formación de la imagen.



17.- Se examinó la orientación de los túbulos dentinarios del grupo A y grupo B a través del microscopio electrónico de barrido EVO-50 Carl Zeiss ubicado en la Facultad de Ciencias Naturales de la Universidad Autónoma de Querétaro



VI.5 RESULTADOS



En la figura A se observa un corte sagital biselado de la superficie de un espécimen expuesto a fuerzas de cizallamiento con la máquina universal, imagen tomada de un microscopio electrónico de barrido a $100\mu\text{m}$ con magnificación baja de 50x.

La Imagen B fue obtenida del centro a una magnificación de 500x en la cual se observan los túbulos dentinarios sellados con material, lo que representa una falla cohesiva.

Como se puede apreciar en la imagen C, los túbulos dentinarios orientados de forma oblicua hacia la zona de adhesión de la resina compuesta con un aumento de 1000x, se observan algunos residuos de material de restauración así como algunos túbulos completamente limpios.

Por otra parte, en la imagen D observamos un segmento de túbulos dentinarios orientados verticalmente en sentido a la falla adhesiva.

Se observa material adherido a los túbulos dentinarios a $2\mu\text{m}$ y una magnificación de 3500x en la imagen E.

En la fotografía F, se observa una magnificación (8000x) de un túbulo dentinario libre de material orientado de forma oblicua hacia la zona de adhesión de la resina compuesta.

VIII. DISCUSIÓN

Nanako et, al. 2003 realizó un estudio sobre la tenacidad a la fractura de la resina compuesta en orientación paralela y transversal de los túbulos dentinarios. El estudio no mostró diferencias significativas entre los dos tipos de orientación.

Schupbach et al. (1997), observó la capa híbrida, en distintas orientaciones de túbulos dentinarios. En su estudio observó que las orientaciones de los túbulos tienen un importante efecto en la formación de la capa híbrida. Túbulos orientados perpendicularmente muestran una capa híbrida de casi el doble de espesor que los túbulos orientados paralelamente; además los “tags de resina” se encuentran ausentes en lo túbulos orientados paralelamente. Este estudio, ocupó la técnica adhesiva de grabado y lavado. Schupbach et al. (1997) muestra que la fuerza adhesiva no depende sólo del espesor de la capa híbrida; sino también depende de que la mayor parte de dentina desmineralizada, pueda ser imprimada por monómeros de resina. Por otro lado, en cortes dentinarios, donde se exponen los túbulos en forma paralela a su eje mayor (que podría ser la cara axial de una preparación biológica), se expone mayor cantidad de dentina intertubular que en un corte perpendicular de un túbulo dentinario (que podría corresponder a la pared pulpar de una preparación biológica).

Considerando que la dentina intertubular contiene el principal sustrato para la adhesión en dentina, que es la malla de colágeno, se podría inferir que en las situaciones en las cuales es expuesta mayor cantidad de dentina intertubular hay mejor adhesión (Pashley et al., 1997).

Existe un estudio realizado por Carda y Peydro (2006) en el cual mencionan que la densidad de los túbulos influye más allá del tipo de diente, así como la edad de desarrollo y posición dentro de la estructura dental, Kombayashi (2008) difiere en cuanto al tipo de diente y su resistencia a la tracción.

Perdigao et al., (2010), menciona que la densidad de los túbulos dentinarios, influye en la resistencia a la tracción ya que están ligeramente ahusados, con la porción más ancha orientado hacia la pulpa. La permeabilidad de la dentina aumenta casi logarítmicamente con profundidad de la cavidad; tal aumento se atribuye a las grandes diferencias en los tamaños y números de los túbulos dentinarios entre la dentina superficial y profunda.

IX. CONCLUSIÓN

En el presente estudio *in vitro* se observó que la mayoría de las fallas que se presentaron fueron del tipo cohesivas.

En este estudio se observó que la dirección de los túbulos dentinarios no es un factor determinante para la presencia de fallas cohesivas en la resina compuesta. Existen factores que causan una falla cohesiva en dentina, las cuales generalmente suelen ser por desmineralización causada por el exceso de tiempo de grabado ácido o por utilizar ácido grabador en concentraciones muy elevadas. En otros casos, el proceso cariogénico, la tracción excesiva del material resinoso al polimerizar y traumatismos. Un fallo cohesivo en resina compuesta, puede darse por la contaminación con sangre y saliva entre las distintas capas de composite, lo que genera la pérdida de la capa híbrida y pigmentación.

En cambio, la orientación de los túbulos dentinarios si puede influir en una falla adhesiva ya que se observó mayor penetración del material cuando se coloca de forma oblicua a la orientación del túbulo en comparación a la colocación de resina de forma paralela al túbulo. Se observó que de forma oblicua a la orientación tubular se descubre un poco más el área longitudinal favoreciendo la formación de tags para una mejor sellado micromecánico y una mejor unión adhesiva.

X. PROPUESTAS

Se recomienda realizar estudios in vitro con variaciones en técnica de grabado, medios de conservación distintos para los especímenes, la utilización de distintas marcas comerciales, así como también elegir una pieza dental determinada para el estudio, de tal forma que la anatomía de todos los especímenes sea la misma.

XI. BIBLIOGRAFÍA

- Anseth, K S, M D Goodner, M A Reil, A R Kannurpatti, S M Newman, and C N Bowman. 1996. "The Influence of Comonomer Composition on Dimethacrylate Resin Properties for Dental Composites." *Journal of Dental Research* 75 (8): 1607–12.
- Bader M, Astorga C, Baeza R, Ehrmantraut N, Villalobos J. 1996. Biomateriales Dentales Propiedades generales. Tomo 1 Primera Edición, U de Chile.
- Barkmeier, W W, and M A Latta. 1991. "Bond Strength of Dicor Using Adhesive Systems and Resin Cement." *J Dent Res* 70: 525.
- Barkmeier, Wayne W, and Robert L Cooley. 1991. "Current Status of Adhesive Resin Systems." *The Journal of the American College of Dentists* 58 (2): 36–39.
- Bayne, S, and D Taylor. 1999. "Arte y Ciencia Operatoria Dental." Harcourt Brace. Madrid.
- Bayne, Stephen C. 2000. "Perspectives: Our Future in Restorative Dental Materials." *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 12 (4): 175.
- Berkovitz, Holland, Moxham. 2009. Oral Anatomy, Embriology and Histology, 4th Edition Edinburgh: Mosby; Courtesy of Mickay.
- Bowen, R L. 1963. "Properties of a Silica-Reinforced Polymer for Dental Restorations." *The Journal of the American Dental Association* 66 (1): 57–64.
- Braga, Roberto R, Rafael Y Ballester, and Jack L Ferracane. 2005. "Factors Involved in the Development of Polymerization Shrinkage Stress in Resin-Composites: A Systematic Review." *Dental Materials* 21 (10): 962–70.
- Clauson BE. 1984. "Improved bonding of composite resin to dentin" *Dr. Dent J* 13 (1): 156-93.
- Christensen, Gordon J. 1994. "Ceramic vs. Porcelain-Fused-to-Metal Crowns:

- Give Your Patients a Choice.” *The Journal of the American Dental Association* 125 (3): 311–12.
- Combe, and F J T Burke. 2000. “Contemporary Resin-Based Composite Materials for Direct Placement Restorations: Packables, Flowables and Others.” *Dental Update* 27 (7): 326–36.
- Dietschi, Didier, Pascal Magne, and Jacques Holz. 1994. “Recent Trends in Esthetic Restorations for Posterior Teeth.” *Quintessence International* 25 (10).
- Eick JD, Robinson SJ, Byerley TJ et al. 1995. Scanning transmission electron microscopy / energy-dispersive spectroscopy analysis of the dentin adhesive interface using a labeled 2-hydroxyethylmethacrylate analogue. *J Dent Res*; 74: 1246-52.
- Freedman, George, and Fay Goldstep. 1997. “Fifth Generation Bonding Systems: State of the Art in Adhesive Dentistry.” *Journal (Canadian Dental Association)* 63 (6): 439.
- Garberoglio, R, and M Brännström. 1976. “Scanning Electron Microscopic Investigation of Human Dentinal Tubules.” *Archives of Oral Biology* 21 (6): 355–62.
- George Freedman, D D S. n.d. “Sistemas Adhesivos Dentales. 7 Generaciones de Evolución.”
- Henostroza, Gilberto. 2003. “Adhesión En Odontología Restauradora.” *Curitiba: Maio & Asociación Latinoamericana de Operatória Dental y Biomateriales.*
- Toshiko, Hidekazu and Fumio NISHIMURA. 2002. “Anisotropy of Tensile Strengths of Bovine Dentin Regarding Dentinal Tubule Orientation and Location.” *Dental Materials Journal* 21 (1): 32–43.
- Israelachvili JN. 1985. "Intermolecular and surfaces forces". *Academic press*, new york. Chap 15.

- Iversen, Erik. 1975. *Canon and Proportions in Egyptian Art: Fully Revised in Collaboration with Yoshiaki Shibata*. Aris and Phillips.
- Iwamoto N. 2003. "Fracture toughness of human dentin". *J Biomed Mater Res* 66 (1) 507–12.
- Jiménez Planas. 1996. "Sistemas adhesivos". *Materiales en odontología*. Madrid Ed.Ibergráficas, 56 (6) 315-32.
- Jud, Christoph, Florian Schaff, Irene Zanette, Johannes Wolf, Andreas Fehring, and Franz Pfeiffer. 2016. "Dentinal Tubules Revealed with X-Ray Tensor Tomography." *Dental Materials* 32 (9): 1189–95.
- Kramer IRH, McLean JW. 1952. "Alterations in the staining reactions of dentine resulting from a constituent of a new self-polymerizing resin". *Br Dent J* 92 (7) 150-153.
- Lambrecht, P, M Braem, and G Vanherle. 1987. "Evaluation of Clinical Performance for Posterior Composite Resins and Dentin Adhesive." *Oper Dent* 12: 53–78.
- Lang, B R, M Jaarda, and R-F WANG. 1992. "Filler Particle Size and Composite Resin Classification Systems." *Journal of Oral Rehabilitation* 19 (6): 569–84.
- Mangani, Francesco, Antonio Cerutti, Angelo Putignano, Raffaele Bollero, and Lorenzo Madini. 2007. "Clinical Approach to Anterior Adhesive Restorations Using Resin Composite Veneers." *The European Journal of Esthetic Dentistry* 2 (2): 188–209.
- Mannocci, Francesco, Peter Pilecki, Egidio Bertelli, and Timothy F Watson. 2004. "Density of Dentinal Tubules Affects the Tensile Strength of Root Dentin." *Dental Materials* 20 (3): 293–96.
- Mante, Francis K, Fusun Ozer, Ricardo Walter, Alan M Atlas, Najeed Saleh, Didier

- Dietschi, and Markus B Blatz. 2013. "The Current State of Adhesive Dentistry: A Guide for Clinical Practice." *Compend Contin Educ Dent* 34 (9): 2–8.
- Marshall Jr, Grayson W, Sally J Marshall, John H Kinney, and Mehdi Balooch. 1997. "The Dentin Substrate: Structure and Properties Related to Bonding." *Journal of Dentistry* 25 (6): 441–58.
- Miguez PA. 2004. "Dentin". *J dental Res* 83 (9) 807-10.
- Miyasaka, Taira. 1996. "Effect of Shape and Size of Silanated Fillers on Mechanical Properties of Experimental Photo Cure Composite Resins." *Dental Materials Journal* 15 (2): 98–110.
- Nakabayashi, Nobuo, Katsunori Kojima, and Eiichi Masuhara. 1982. "The Promotion of Adhesion by the Infiltration of Monomers into Tooth Substrates." *Journal of Biomedical Materials Research* 16 (3): 265–73.
- Owens, Barry M, William W Johnson, and Edward F Harris. 2006. "Marginal Permeability of Self-Etch and Total-Etch Adhesive Systems." *Operative Dentistry* 31 (1): 60–67.
- Pashley, David Henry. 1992. "The Effects of Acid Etching on the Pulpodentin Complex." *Operative Dentistry* 17 (6): 229–42.
- Pashley, David Henry, J A Horner, and P D Brewer. 1992. "Interactions of Conditioners on the Dentin Surface." *Operative Dentistry*, 137–50.
- Pereira, Natalie A. 2008. "Evolución y Tendencias Actuales En Resinas Compuestas." *Acta Odontológica Venezolana* 46 (3): 381–92.
- Phillips, Ralph W, David R Avery, Rita Mehra, Marjorie L Swartz, and Robert J McCune. 1973. "Observations on a Composite Resin for Class II Restorations: Three-Year Report." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 30 (6): 891–97.
- Phrukkanon, S, M F Burrow, and M J Tyas. 1999. "The Effect of Dentine Location and Tubule Orientation on the Bond Strengths between Resin and Dentine."

Journal of Dentistry 27 (4): 265–74.

Pradeep, Avani Rangaraju, Sujatha Pai, Garima Garg, Prapulla Devi, and Sharath Kumara Shetty. 2009. "A Randomized Clinical Trial of Autologous Platelet-rich Plasma in the Treatment of Mandibular Degree II Furcation Defects." *Journal of Clinical Periodontology* 36 (7): 581–88.

Renson, A Boyde, and S J Jones. 1974. "Scanning Electron Microscopy of Human Dentine Specimens Fractured in Bend and Torsion Tests." *Archives of Oral Biology* 19 (6): 447-IN5.

Sano, Hidehiko, B Ciucchi, W G Matthews, and David Henry Pashley. 1994. "Tensile Properties of Mineralized and Demineralized Human and Bovine Dentin." *Journal of Dental Research* 73 (6): 1205–11.

Sarkar NK. 1999. "Simulation of in vitro degradation of dental composites". *J. Mater Sci* 18 (6) 1749-52.

Swift, Edward J, Jorge Perdigao, and Harald O Heymann. 1995. "Bonding to Enamel and Dentin: A Brief History and State of the Art, 1995." - 26: 95.

Tveit, A B, and I Espelid. 1986. "Radiographic Diagnosis of Caries and Marginal Defects in Connection with Radiopaque Composite Fillings." *Dental Materials* 2 (4): 159–62.

Usami, Y, and M Fukushima. 1990. "Ultrastructure of the Cut Acid Treated Dentin Surface." *Dent Res* 68: 203.

Van Meerbeek. 2003. "Buonocore memorial lecture: adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges". *Oper Dent* 28 (7) 215-235.

Wang, Xiao-Jun, Thomas E Milner, Johannes F De Boer, Yi Zhang, David H Pashley, and J Stuart Nelson. 1999. "Characterization of Dentin and Enamel by Use of Optical Coherence Tomography." *Applied Optics* 38 (10): 2092–96.

Watanabe, Larry G, Grayson W Marshall Jr, and Sally J Marshall. 1996. "Dentin

Shear Strength: Effects of Tubule Orientation and Intratooth Location." *Dental Materials* 12 (2): 109–15.

Yearn, J. 1985. "Factors affecting cure of visible light activated composites". *Int dent* 35 (6) 215-225.