

ESTUDIO PILOTO IN VITRO PARA DETERMINAR LA CONFIGURACIÓN DE LA LÍNEA DE CEMENTACIÓN EN CORONAS TOTALES DE LAVA ULTIMATE UTILIZANDO DOS DIFERENTES TÉCNICAS DE ELIMINACIÓN DE EXCESOS DE CEMENTO DE RESINA COMPUESTA AUTOADHESIVA, CON LA AYUDA DE UN ESTEREOSCOPIO.

Tesis presentada por:

JUAN ANTONIO MARTÍNEZ SARAVIA

Ante el tribunal Examinador de la Facultad de Odontología de la Universidad de San Carlos de Guatemala, que practicó el Examen General Público, previo a optar al título de:

CIRUJANO DENTISTA

Guatemala, Octubre de 2,014

ESTUDIO PILOTO IN VITRO PARA DETERMINAR LA CONFIGURACIÓN DE LA LÍNEA DE CEMENTACIÓN EN CORONAS TOTALES DE LAVA ULTIMATE UTILIZANDO DOS DIFERENTES TÉCNICAS DE ELIMINACIÓN DE EXCESOS DE CEMENTO DE RESINA COMPUESTA AUTOADHESIVA, CON LA AYUDA DE UN ESTEREOSCOPIO.

Tesis presentada por:

JUAN ANTONIO MARTÍNEZ SARAVIA

Ante el tribunal Examinador de la Facultad de Odontología de la Universidad de San Carlos de Guatemala, que practicó el Examen General Público, previo a optar al título de:

CIRUJANO DENTISTA

Guatemala, Octubre de 2,014

JUNTA DIRECTIVA DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Decano:	Dr. Edgar Guillermo Barreda Muralles
Vocal Primero:	Dr. José Fernando Ávila González
Vocal Segundo:	Dr. Erwin Ramiro González Moncada
Vocal Tercero:	Dr. Jorge Eduardo Benítez De León
Vocal Cuarto:	Br. Bryan Manolo Orellana Higueros
Vocal Quinta:	Br. Débora María Almaraz Villatoro
Secretario Académico:	Dr. Julio Rolando Pineda Cordón

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PÚBLICO

Decano:	Dr. Edgar Guillermo Barreda Muralles
Vocal Primero:	Dr. José Fernando Ávila González
Vocal Segundo:	Dr. Byron Estuardo Valenzuela Guzmán
Vocal Tercero:	Dr. Erick Rony Hernández Velásquez
Secretario Académico:	Dr. Julio Rolando Pineda Cordón

ACTO QUE DEDICO

- A DIOS Gracias por tu infinita misericordia y estar a mi lado en los momentos difíciles de mi vida.
- A mi papá: César Antonio Martínez (Q.E.P.D.) por siempre creer en mi y enseñarme a nunca darme por vencido y buscar siempre la excelencia.
- A mis mamás: Amanda Saravia (Q.E.P.D.) por darme la vida y ser mi ángel de la guarda y Brenda Galicia por tu cariño, enseñanzas y tu esfuerzo.
- A mis hermanas: Luisa Maria y María Ximena por su cariño y compañía, las amo.
- A mis abuelos: Chusita (Q.E.P.D.), Oly y Jorge por su eterno amor, sus consejos y su apoyo.
- A mis padrinos: Dra. Evelyn Masaya, Licda. Maricielo López, Dr. Michael Kadera y Lic. Humberto González por ser verdaderos ángeles en mi vida. Me debo a Uds. Porque nunca me abandonaron, siempre me aconsejaron, creyeron en mí y siempre estuvieron ahí cuando los necesité.
- A mis amigos: Juan Manuel, Nancy, Eder, Flor, Alvaro, Tania, Josue, Carlos Lara, Carlos Rivera, Renato, Juan Luis, Ben Kei, Mario Cambara, Misak, Tristan, Víctor, Quique, Juan José, Julio Valenzuela, Disculpen si no puedo mencionar a todos, pero a cada uno de Uds. Gracias por su apoyo, su amistad, cariño y maravillosas experiencias que hemos compartido.
- A mis sobrinas: Giovanna y Alessandra por ser fuente de alegría en mi vida. Las quiero mucho.
- A mis pacientes: Por depositar su confianza en mí y permitirme ser su odontólogo.
- A mis Catedráticos: Dr. Julieta Medina, Dr. Alejandro Ruiz, Dr. Oscar Lara, Dra. Lucrecia Chinchilla, Dr. Erick Hernández, Dr. Rodolfo Santiago, Dr. Erwin Moncada, Dra. Cándida Franco, Dra. Karla Fortuny, Dr. Byron Valenzuela, Dr. Manuel Miranda, Dr. Ricardo Catalán, Dr. Boris Lòpez, Dr. Henry Cheesman, Dr. Oscar Toralla., Dr. José Mendoza, Dr. Germán Ovalle, Dr. José Figueroa por su sabiduría y sus enseñanzas, gracias a Uds. Soy el profesional que soy y no los defraudaré.
- A mi asesor: Dr. Erick Hernández por enseñarme a buscar siempre la excelencia y no buscar salidas fáciles, a estar en una constante búsqueda de conocimiento y fundamentar mis decisiones en hechos.

A World Gym Guatemala: Por ser mi segundo hogar, y permitirme también desarrollarme como profesional de la Salud, gracias por su apoyo, conocimiento y cariño que me han brindado a lo largo de este tiempo. A mis alumnos, maestros, compañeros, jefes y amigos que he conocido en este tiempo en especial a Humberto González, Mario Ramírez, Jorge Mario Roquel, Eduardo De León, Fernando Zúñiga, Julián Sosa, Karina Calderón, Herberth Miranda, Álvaro González, Manuel Méndez, Mario, Martha, Yubisa, Miriam Ovalle, Fredy Pop, Brenda Lili, Laura, Rosmari, Ana María, Ana Gladyz, Sandra Mansilla y muchos más.

A Mis Tías: Sara y Betty por su amor incondicional y sus oraciones.

TESIS QUE DEDICO A

DIOS

MIS PADRES

MIS HERMANAS

MIS SOBRINAS

GUATEMALA

UNIVERSIDAD SAN CARLOS DE GUATEMALA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

MIS CATEDRÁTICOS

TODOS MIS COMPAÑEROS Y AMIGOS

MI ASESOR

TODAS LAS PERSONAS QUE ME BRINDARON SU APOYO Y AYUDA PARA REALIZAR ESTA TESIS EN ESPECIAL A: Dra. Evelyn Carolina Masaya

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

Tengo el honor de someter a su consideración mi trabajo de tesis titulado **ESTUDIO PILOTO IN VITRO PARA DETERMINAR LA CONFIGURACIÓN DE LA LÍNEA DE CEMENTACIÓN EN CORONAS TOTALES DE LAVA ULTIMATE UTILIZANDO DOS DIFERENTES TÉCNICAS DE ELIMINACIÓN DE EXCESOS DE CEMENTO DE RESINA COMPUESTA AUTOADHESIVA, CON LA AYUDA DE UN ESTEREOSCOPIO**, conforme lo demandan las normas del proceso administrativo para la promoción de los estudiantes de grado de la Facultad de Odontología de la Universidad de San Carlos de Guatemala, previo a optar el título de:

CIRUJANO DENTISTA

Quiero expresar mi agradecimiento a todas las personas que colaboraron para la realización de este trabajo de investigación. A mi asesor Dr. Erick Rony Hernández.

Y ustedes distinguidos miembros del honorable Tribunal Examinador, reciban mis más altas muestras de respeto y consideración.

ÍNDICE

	Página
I. SUMARIO	1
II. INTRODUCCIÓN	3
III. ANTECEDENTES	4
IV. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	7
V. JUSTIFICACIÓN	8
VI. MARCO TEÓRICO	9
A. MARGEN DENTAL	9
A.1 COLOCACIÓN	9
A.2 ADAPTACIÓN	12
A.2.1 ADAPTACIÓN MARGINAL	10
A.2.1.1 ESCALON POSITIVO	10
A.2.1.2 ESCALONES NEGATIVOS	10
A.2.1.3 DEFECTO	10
A.3 GEOMETRIA MARGINAL	11
A.4 RUGOSIDADES DE LA SUPERFICIES CEMENTADAS.	11
A.4.1 MECANISMOS O TIPOS DE RETENCIÓN	12
A.5 CARACTERÍSTICAS INTERFASE DIENTE-PRÓTESIS E INTEGRIDAD MARGINAL	12
B. LAVA ULTIMATE PARA CEREC	15
B.1 BENEFICIOS	15
B.2 TECNOLOGÍA	15
B.3 INDICACIONES	16
B.4 DIFERENCIAS CON OTROS PRODUCTOS	17
B.5 COLORES	17
B.6 VENTAJAS	17
B.7 INSTRUCCIONES Y RECOMENDACIONES ANTES DEL CEMENTADO (PRE TRATAMIENTO)	18
C. CEMENTACIÓN	18
C.1 PROPIEDADES DE LOS CEMENTOS DENTALES	21
C.1.1 Propiedades mecánico-físicas	22
C.1.2 Propiedades biológicas	24
C.1.3 Propiedades de Trabajo	25
C.1.4 Propiedades estéticas	25
C.2 TIPOS DE CEMENTOS	26
C.2.1 Cementos a base de resina	27
C.2.1.1 Composición y Reacción Química	28
C.2.1.2 Propiedades Biológicas	30
C.2.1.3 Propiedades mecánicas	30
C.2.1.4 Espesor de película y Viscosidad	30
C.2.1.5 Manipulación	31
C.2.1.6 Adhesión	31
C.2.1.7 Proceso de polimerización y fases de Materiales Resinosos	33

C.2.1.8 Estrés en los materiales resinosos	37
C.2.1.9 Cementos a base de resina autoadhesiva	39
C.2.1.9.1 Composición química	39
C.2.1.9.2 Química del curado	40
C.2.1.9.3 Mecanismo de Adhesión	42
C.2.1.9.4 Propiedades físicas, mecánicas y degradación	43
C.2.1.9.5 Adhesión a diferentes sustratos	43
C.2.1.9.6 Adaptación marginal y microfiltración	44
C.2.1.9.7 Durabilidad y soporte	44
C.2.1.9.8 Biocompatibilidad	44
C.2.1.9.9 Consideraciones clínicas	44
C.3 PREPARACIÓN DE LA RESTAURACIÓN Y SUPERFICIE DEL DIENTE	46
C.4 TÉCNICA DE CEMENTACIÓN	47
D. REMOCIÓN DE EXCESOS Y POLIMERIZACIÓN	49
E. SISTEMAS DE MAGNIFICACIÓN USADOS EN ODONTOLOGÍA	52
E.1 TIPOS DE INSTRUMENTOS DE MAGNIFICACIÓN USADOS EN ODONTOLOGÍA	53
E.1.1 ESTEREOMICROSCOPIO O ESTEREOSCOPIO	53
E.1.1.1 Ventajas	54
E.1.1.2 Magnificación	55
E.1.1.3 Áreas de aplicación en prostodoncia	55
F. CAD CAM	56
VII. OBJETIVOS	58
VIII. MATERIALES Y MÉTODOS	59
IX. RESULTADOS	72
X. DISCUSIÓN DE RESULTADOS	86
XI. CONCLUSIONES	88
XII. RECOMENDACIONES	89
XIII. LIMITACIÓN	90
XIV. BIBLIOGRAFÍA	91

SUMARIO

Para determinar la configuración de la línea de cementación en coronas de LAVA ULTIMATE utilizando dos diferentes técnicas de eliminación de excesos de cemento de resina autoadhesiva con ayuda de un estereoscopio, se utilizó una muestra aleatoria de 15 dientes premolares extraídos separados en tres grupos: 5 piezas destinadas a tener un control negativo las cuales no fueron cementadas denominando este grupo “C”, 5 piezas destinadas a cementarse y remover excesos con un microaplicador utilizando movimientos horizontales llamando este grupo “M”; y finalmente 5 dientes en que utilizo la técnica de “Curado tack (TACK CURING)” donde fueron cementadas las restauraciones y fotocurando 2 segundos cada cara de la pieza a manera de llevar a estado gel el cemento para posteriormente remover los excesos con un explorador con movimientos de cervical a oclusal, a este grupo se le asignó las letras “CT”. Todas las piezas llenaron los criterios de inclusión y evaluados por un profesional experto ajeno a la investigación. Posterior a la preparación de cada pieza utilizando terminación CHAMFER, cada pieza fue escaneada para la confección de las restauraciones utilizando tecnología CAD CAM y seleccionando como material restaurador, bloques de LAVA ULTIMATE de 3M ESPE (80% de nanocerámica y 20% resina). Una vez obtenidas las coronas totales, se dividieron los grupos antes descritos y se utilizó el cemento RelyX U200 con puntas mezcladoras AUTOMIX para dispensar una mezcla homogénea y adecuada para la cementación. Cada corona fue colocada en su respectivo diente ejerciendo presión digital sobre una balanza hasta lograr 3kg de presión en cada pieza hasta que la restauración ajustara adecuadamente en el diente y fluyeran los excesos. En cada pieza se removieron excesos según las técnicas descritas hasta que clínicamente no se observaron excesos. Las piezas cementadas fueron evaluadas en un estereoscopio MEIJI tipo Greenough modelo EMF-1 FIXED con una magnificación de 30X en la Facultad de Odontología de la Universidad San Carlos de Guatemala y se evaluó por porciones la configuración de la línea de cementado en sentido de las agujas del reloj en toda la periferia y se hizo una sumatoria de todas las porciones evaluadas y se anotó el tipo de configuración (positiva, negativa o neutra) que se presentó en cada porción visible, posteriormente se obtuvo un porcentaje del mismo según las porciones evaluadas en cada pieza. Los resultados revelan que ninguna de técnica deja una configuración homogénea. Sin embargo una configuración neutra es la que se presenta en mayor cantidad en ambas técnicas, La técnica que utilizó MICRIAPLICADOR (M)

presentó una configuración neutra del 60,12% y una configuración negativa del 39,88% sin presentar excesos. Mientras que la técnica de CURA TACK (CT) fue quien presentó mas variables con una configuración neutra de 51,72%, una configuración negativa del 22,35% y una configuración positiva del 25,93%. Por lo cual a nivel clínico se podría sugerir esta última técnica con un pulido posterior para aumentar la configuración neutra hasta un 75,65%, para lograr un sellado deseable entre el diente y la restauración. Por lo que la mejor técnica a utilizar es el CURADO TACK.

INTRODUCCIÓN

La presente investigación contiene información sobre el proceso de cementado de una restauración protésica de lava ultimate utilizado cementos de resina autoadhesiva, y la forma en que puede ser afectada la interfase diente prótesis comparando diferentes formas de remover los excesos.

Los estudios como los de Trifkovic⁽³⁴⁾, Mitchell⁽²⁷⁾, Akungor⁽¹⁾ y Costa⁽⁹⁾ señalan que una mala remoción de los mismos puede dar lugar a desencadenar patologías periodontales en caso de dejar excesos, así como provocar microfiltración marginal y daño pulpar en dado caso la remoción haya sido excesiva en la interfase corona-diente. Los cementos de resina autoadhesiva por ser un material relativamente nuevo precisan de ser evaluados de muchas maneras, por lo que aun no se ha investigado si existe una diferencia significativa al comparar las técnicas de remoción de excesos para mantener una integridad diente-prótesis ideal. Es de importancia realizar este estudio ya que determinará un protocolo y una metodología que permitirá hacer otros estudios comparativos entre otras técnicas de remoción de excesos, entre otros tipos de cementos, además proveerá al lector y/o profesional realizar mejores protocolos al cementar una restauración y remover excesos adecuadamente para el éxito del tratamiento protésico y que su longevidad en boca sea duradera.

Actualmente no se sabe la configuración final que se presenta en la línea de cementado una vez los excesos se han removido. A pesar que existen muchas otras formas más precisas de realizar mediciones a ese nivel como SEM, microscopio electrónico, CAD/CAM, etc, la Facultad de Odontología de la Universidad de San Carlos de Guatemala posee estereoscopios capaces de proporcionar magnificaciones adecuadas para la realización de este piloto y otras investigaciones que puedan desarrollarse a partir del los resultados de este piloto. Los resultados obtenidos podrán mejorar protocolos a seguir a nivel clínico así como abrir campo a nuevas investigaciones que hagan uso de los recursos disponibles que existan en nuestra facultad. Lo anterior podrá contribuir a orientar al lector/profesional a optimizar los recursos a su disposición y mejorar sus procedimientos clínicos en los casos que realice de Prótesis Parcial Fija utilizando cementos de resina autoadhesiva.

ANTECEDENTES

Con base a la literatura relacionada al tema, se puede ver que la interfase diente-prótesis es uno de los puntos críticos donde una restauración puede fracasar o no. Esta interfase es de mucha importancia ya que si existe una buena adaptación y las propiedades del cemento lo permiten, se mantendrá íntegra por mucho tiempo; pero si de lo contrario esta interfase se ve comprometida por un mal procedimiento de cementado y remoción de excesos, el éxito del mismo se verá comprometido. Al existir inadecuados procedimientos en la cementación como por ejemplo las rugosidades o defectos del cemento en la superficie del margen se han probado responsables de acumulación de placa, pudiendo desencadenar enfermedad periodontal y caries en el futuro. ⁽¹⁴⁾

La remoción de excesos es una etapa del proceso de cementación muy importante, ya que de no hacerlo correctamente se comprometerá la interfase anteriormente descrita. Dicha interfase puede ubicarse en un área subgingival lo cual dificultaría una remoción adecuada de los excesos de cemento en la cementación de prótesis fijas. De no removerlos completamente, quedará una superficie rugosa de cemento expuesto y representará un área de predilección para acumulación de placa con la posibilidad de causar gingivitis o periodontopatía. ⁽³⁴⁾

Al momento de la cementación los excesos se pueden remover utilizando varias técnicas, entre las cuales han sido propuestas las siguientes: 1. Eliminación con pincel, 2. Eliminación con torunda de algodón, 3. Eliminación con espátula, 4. prepolimerización del material por 5 segundos (Tack curing) más eliminación con algún objeto cortante, instrumental cortante de mano o bisturíes (Flick off) 5. Aparatos de Ultrasonido. ^(1,9, 23,34)

Los estudios como los de Trifkovic⁽³⁴⁾, Mitchell⁽²⁷⁾, Akungor⁽¹⁾ y Costa⁽⁹⁾ o libros de texto como Anusavice⁽³⁾, Ferracane⁽¹²⁾, Mallat⁽²²⁾, Masseroni⁽²⁴⁾ y Mezzomo⁽²⁶⁾ describen las formas de removerlos pero no indican la configuración de la línea de cementado resultante. Para esta investigación se proponen diferentes configuraciones para una mayor y mas fácil comprensión, los tipos pueden ser: 1. Una Configuración

Positiva dejando excesos que promuevan la acumulación de placa bacteriana o periodontopatía, 2. Una Configuración Negativa donde se haya removido material cementante más de lo deseado en la interfase diente-prótesis donde se promueva el ingreso de fluidos y microorganismos que generen patología pulpar o caries secundaria; 3. Una Configuración Neutra donde el material cementante se ajuste adecuadamente a dicha interfase. Por lo que la relevancia clínica de este piloto será en determinar a través de la comparación de dos técnicas de remoción de excesos cuál provee un mayor beneficio a la restauración una vez cementada y reduzca los riesgos asociados a patologías.

Trifcovic et al. Compararon IN VITRO 4 formas distintas de remoción de excesos para determinar cual de ellas presentaba más rugosidad, entre ellas figuraban remoción en forma horizontal con rollo de algodón, remoción vertical de rollo de algodón, Tack Curing y fresas. Se utilizó un cemento resinoso y se observó a través de un microscopio. Concluyendo que el Tack Curing o curado agregado previo de 5 seg reportó mayor rugosidad y que siempre un pulido con instrumentos abrasivos de óxido de aluminio de las restauraciones será lo mas conveniente al finalizar el tratamiento para no dejar rugosidades. ⁽³⁴⁾.

Mitchell et al. Al evaluaron la retención de cementos adhesivos en la superficie del diente luego de la cementación de restauraciones. Utilizaron 48 dientes extraídos y preparados con terminación chamfer. Las coronas fueron cementadas con cementos a base de resina y compómeros y los excesos fueron removidos inicialmente con instrumentos cortantes inicialmente y luego con rollos de algodón. El análisis de datos no fue realizado por medio de microscopio sino a través de software computarizado. Ellos concluyeron que dicha retención es influenciada por el tipo de cemento, tipo de corona fabricada, morfología superficial del diente pero no de la forma en que se remueven los excesos. ⁽²⁷⁾.

Gokan et.al. Compararon el sistema Vektor de ultrasonido, con técnicas convencionales de remoción de excesos utilizando solo instrumental cortante (curetas Gracey Hu-Friedy). Dicho estudio fue IN VIVO con 21 personas que tenían al menos dos restauraciones fijas en su boca, (implantes o coronas totales). Los excesos fueron removidos por el mismo prostodoncista. Se concluyó que el sistema Vektor redujo

significativamente el índice gingival de enfermedad periodontal que aquellas técnicas realizadas manualmente. ⁽¹⁾.

Costa y colaboradores evaluaron 4 distintos métodos de remoción de excesos para determinar cual de ellas promueve una mayor colonización bacteriana, entre dichas técnicas destacan el uso de una espátula de teflón, cepillo, cepillo y pulido y por último el uso de bisturí y pulido. Se utilizaron dientes de ganado y fueron seccionados en bloques de esmalte iguales. Cada diente fue limpiado previamente y autoclaveado para sumergir las muestras en una solución de S. Mutans después de haber hecho el procedimiento de adhesión y cementación. El análisis de resultados fue hecho a través de microscopio electrónico y software especializado y se concluyó que el uso de un cepillo para remover excesos de cemento es quien provoca menos colonización bacteriana. ⁽⁹⁾.

Con base a la información obtenida se puede observar que existen diversas consecuencias asociadas a la retención de excesos de cementos como al potencial de microfiltración si existe una interfase diente-prótesis comprometida por falta de cemento o por mal ajuste de la prótesis. Además son pocos los estudios que se han realizado sobre este tema, a pesar que los autores sugieren diversidad de métodos para la remoción de excesos y que ésta debe realizarse adecuadamente para no dejar excesos y comprometer la interfase diente-prótesis, como el éxito a largo plazo del tratamiento. Ninguna de ellas indica qué técnica deja una interfase diente-prótesis con exceso de cemento (configuración positiva), falta de cemento (configuración negativa) o completamente pareja (configuración neutra).

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Según la especificación No. 8 y 96 de Asociación Dental Americana para Cementos Dentales (ADA) indica que la línea de cementado debe encontrarse entre 25 micras y 40 micras. En estudios realizados por McLean y von Fraunhofer el espacio aceptable es alrededor a las 120 micras como gap marginal. ⁽²⁵⁾ Mientras que para Celik⁽⁷⁾ dicha línea puede llegar hasta las 182 micras sin consecuencia clínica. Para ocupar la totalidad del espacio es necesario colocar dentro de la restauración una cantidad mayor de cemento para que al colocarlo, este fluya, pero lo anterior generará excesos.

El hecho que los excesos no se remuevan de manera correcta puede redundar en que el operador/odontólogo puede dejar:

- Brechas entre la restauración y el diente lo cual puede provocar filtración, microfiltración y patología pulpar o caries secundaria. ^(1,3,9,12,22,24,26,27,34).
- O en el caso contrario de no removerla correctamente puede crear excesos que provoquen irritación gingival por la presencia de un cuerpo extraño, acumulación de placa bacteriana ⁽⁹⁾, retracción gingival. ⁽³⁴⁾

Hasta el momento ningún estudio ha mostrado cual es la configuración final de la línea de cementado luego de la remoción de excesos, solamente se ha evaluado la rugosidad superficial causada por la manera en la que se eliminan los excesos ya sea con instrumentos cortantes de mano, algodones, ultrasonidos ⁽¹⁾, la rugosidad de la misma ⁽³⁴⁾, el grado de colonización bacteriana ⁽⁹⁾ y la manera en la cual se adhiere la placa bacteriana a la línea de cementado ⁽¹⁰⁾.

Por lo que nos cuestionamos ¿Cuál es la configuración final de la línea de cementado una vez se remuevan los excesos de cemento comparando dos técnicas distintas utilizando un cemento de resina autoadhesiva?

JUSTIFICACIÓN

Para el profesional como para el estudiante de odontología es importante que los tratamientos restaurativos que realice sean de calidad a manera de poder devolver a los pacientes no solo la función masticatoria y estética sino que los mismos se mantengan en boca la mayor cantidad de tiempo posible. Lo que hace indispensable que un buen sellado a nivel marginal sea clave para el éxito de las restauraciones en prótesis fijas.

Por medio del presente piloto el operador u odontólogo tendrá una mejor guía de cómo remover los excesos de cemento en una restauración fija con un cemento autoadhesivo, permitiendo que las restauraciones sean mejor adaptadas, estéticas y conservando un volumen adecuado de cemento entre el diente y la restauración. Además generará nuevas investigaciones que mejoren los protocolos de cementado al comparar otras marcas, cementos o técnicas que se puedan ir creando eventualmente.

Entre los estudios realizados se ha evaluado la colonización bacteriana a nivel marginal de la restauración comparando técnicas de remoción de excesos, microfiltración e integridad marginal comparando distintos agentes cementantes, pero no se ha evaluado la configuración de la línea de cemento en la interfase diente-prótesis al remover excesos de cemento a base de resina autoadhesiva. ^(9,10)

Por medio de los resultados obtenidos, también se podrá generar un protocolo de investigación el cual se investigará el comportamiento clínico de distintos cementos y sus propiedades dentro de las posibilidades y recursos de la Facultad de Odontología de la Universidad San Carlos de Guatemala. A los estudiantes de la Facultad proveerá de información sobre la forma mas adecuada de eliminar dichos excesos si utilizan cementos de resina autoadhesiva al finalizar los tratamientos en sus casos clínicos.

Para abarcar y entender un poco más del comportamiento de estos materiales, de mutuo acuerdo con el estudiante Pablo Manuel Duarte Sáenz de Tejada, se realizó una tesis evaluando la microfiltración de la línea de cementación comparando las mismas técnicas.

REVISIÓN DE LITERATURA

A. MARGEN DENTAL ⁽³⁰⁾

A. 1 COLOCACIÓN

En la medida de lo posible el margen de las preparaciones debe ser supra gingival, ya que su preparación es más fácil y no ocasiona trauma a las encías. Márgenes sub gingivales se han identificado como un factor etiológico mayor de enfermedad periodontal sobre todo si se ve dañado el grosor biológico durante la preparación en dado caso el operador no posea habilidad para manejar tejidos blandos. Entre las ventajas de un margen supra gingival o yuxta gingival están:

- Pueden terminarse fácilmente sin ocasionar daño adyacente.
- Más fácil de mantenerlos libres de placa bacteriana.
- Mayor facilidad en la toma de impresiones.
- Mayor facilidad al ser evaluadas y reevaluadas.

Mientras un margen sub ginvival se puede asociar a:

- Caries dental, erosión cervical restauraciones sobre extendidas.
- Sensibilidad radicular no puede ser controlada si el margen está debajo de la unión cemento-esmalte y la pieza aún este vital.

A.2 ADAPTACIÓN ^(8,30)

La unión entre la restauración cementada y el diente es potencial de caries recurrente debido a la disolución del cemento dental y a la rugosidad del mismo, entre mejor adaptada, es menor la probabilidad que se desencadene una patología. Una preparación bien diseñada posee un margen parejo y suave. Rugosidades dadas por excesos de cements o mala preparación y escalones positivos o negativos afectan la integridad, la adaptación y la efectividad de la restauración. Estudios In Vitro como el de Chun Li y colaboradores han demostrado que el mayor grado de stress que sufren los cements es a nivel marginal, usualmente ese estrés localizado y concentrado es donde se ubica inicialmente falla del cemento, eventualmente microfracturas a nivel marginal puede causar fractura de la restauración, del diente o también que se desaloje la restauración.

A.2.1 ADAPTACIÓN MARGINAL ^(9,17,32,33)

Una de las características de mayor importancia de las restauraciones protésicas, es su adaptación marginal, definida como la distancia entre la línea de preparación del diente al margen de la restauración, o bien, el grado de proximidad de un material restaurativo a un diente preparado. Juárez y colaboradores concluyeron en su estudio al comparar la adaptación marginal y microfiltración establecen que “Una gran apertura o pobre adaptación marginal, afecta la resistencia a la fractura y reduce la longevidad de la restauración, ofreciendo mayor riesgo de lesiones cariosas recurrentes y de enfermedad periodontal”. La brecha máxima entre diente y restauración puede llegar hasta las 182 micras ⁽⁹⁾.

A.2.1.1 ESCALÓN POSITIVO ^(32,33)

Denominado también “Sobreajuste Marginal”, es un exceso de material de la corona que protruye sobrepasando el margen de la preparación, estos escalones son mas frecuentes con la porcelana que con otro tipo de material. Es un defecto fácil de reconocer y corregir antes de la cementación sin alterar la restauración y que con frecuencia sucede.

A.2.1.2 ESCALONES NEGATIVOS ^(32,33)

Deficiencia del material de la corona donde queda expuesto el margen de la preparación, pero sin que queden espacios importantes entre el diente y la corona. Resulta muy difícil o imposible de corregir mientras se prueba la restauración. Usualmente es provocado por un error de impresión donde el margen no quedó claramente indicado.

A.2.1.3 DEFECTO ^(32,33)

Es un espacio entre la corona y los márgenes de la preparación y puede responder a:

- Que la corona no ajusta y exista espacio.
- La corona si ajusta en la prueba, pero en la cementación la presión hidrostática produjo este resultado debido a que el material empezaba a fraguar durante el procedimiento.
- No existía espacio en el momento pero se fue desarrollando por la perdida de cemento a nivel marginal, una combinación de erosión, abrasión y/o caries.

A.3 GEOMETRÍA MARGINAL ⁽³⁰⁾

A través de cortes transversos, se han evaluado varias formas y configuraciones del margen para considerar lo siguiente:

- Prepararse fácilmente sin ser sobre extendidas o que no se soporten en esmalte.
- Identificarse fácilmente en una impresión.
- Conservar la estructura dentaria.

TIPO DE MARGEN	VENTAJAS	DESVENTAJAS	INDICACIONES
Filo de cuchillo	Conservadora	No provee suficiente espacio para el material	No se recomienda
Bisel Largo	Conservadora	Dificultad para controlar la localización del margen	Ocasionalmente en dientes inclinados
Bisel	Remueve esmalte no soportado, permite el acabado del metal	Extiende preparación al surco.	Márgenes maxilares de cobertura parcial en restauraciones inlay y onlay
Chamfer	Margen se distingue, adecuado volumen de estructura, fácil de controlar	Menos conservador	Restauraciones de metal o con margen lingual de restauraciones con metal porcelana.
Hombro	Adecuado volumen para colocar material	Menos conservadora	Márgenes bucales de restauraciones de cerámica o coronas de porcelana.
Hombro biselado	Adecuado volumen, ventajas del biselado	Menos conservadora extiende apicalmente la preparación	Margen bucal de restauraciones posteriores en coronas de metal porcelana con margen supragingival.

A.4 RUGOSIDADES DE LA SUPERFICIES CEMENTADAS. ^(3,26,30)

Si se mantiene la integración, se evita que en la interfase se depositen sustancias de la saliva, como microorganismos, iones, etc. La microfiltración marginal lleva al fracaso de la obturación, porque puede producir dolor, tinción, recidiva de caries (iatrogénica: causada por el operador). La integridad permite al conjunto funcionar como una unidad, casi como un diente sano.

A.4.1 MECANISMOS O TIPOS DE RETENCIÓN

- **Mecánica o física:** exclusivamente por una traba mecánica. Se basa en las características morfológicas de las partes (trabazón) y puede ser a nivel:
 - Macromecánica: socavados
 - Micromecánica: se diferencia con la anterior sólo en el tamaño de las partes. Se distingue:
 - Por efectos geométricos: rugosidades.
 - Por efectos geológicos: agente de enlace entre ambas partes.
- **Química o específica:** se generan fuerzas entre ambas partes. Son interacciones a nivel atómico o molecular, basada en uniones primarias (químicas: iónicas, covalentes y metálicas) y secundarias (puentes de hidrógeno y dipolos oscilatorios). Lo ideal es que se produzcan uniones primarias.

Cuando la superficie interna de la restauración es muy lisa o suave, la retención puede fallar, no a través del cemento sino a nivel de la interfase cemento-restauración. Por lo cual la retención aumenta si la superficie es grabada o sea áspera, se busca así una retención química y micromecánica.

Las superficies a las que se une el cemento deben presentar rugosidades y el material usado debe escurrir y llenar la interfase diente-prótesis, para volverse rígido para resistir las tensiones desarrolladas en esa región.

A.5 CARACTERÍSTICAS INTERFASE DIENTE-PRÓTESIS E INTEGRIDAD MARGINAL (3,7,8,11,17,26,28)

Cuando dos superficies relativamente planas entran en contacto, en este caso la estructura dentaria y la restauración, existe un espacio entre ellos a nivel microscópico, a este espacio se le puede denominar “GAP”. A nivel microscópico también son rugosas debido a las preparaciones que han sufrido ya sea por medio de la preparación o por agentes químicos (ácido grabador), solo existe contacto a través de los picos de dichas rugosidades, las áreas sin contactos representan espacios abiertos los cuales si no son llenados debidamente por medio de un agente cementante pueden albergar bacterias o permitir microfiltración. Toda la región de la interfase parece continua, y la capa de cemento puede resistir la fuerza de deslizamiento, esta situación representa una

retención mecánica típica y dicha retención depende de la resistencia del agente cementante. Además de la retención, el sellado marginal es necesario para que no se produzca recidiva de lesiones de caries y daño sobre la pulpa ⁽²⁶⁾.

Solamente las retenciones micromecánicas y las químicas producen verdadera adhesión. Se debe lograr una perfecta adaptación entre ambas partes para lograr una adhesión mecánica o química.

El principal mecanismo utilizado para retener a nivel adhesivo, se basa en la infiltración de monómeros resinosos por la capa superficial de dentina y esmalte previamente desmineralizados y posterior polimerización. Esta zona forma un substrato de naturaleza compuesta que fue denominado capa híbrida por Nakabayashi en 1982.

En estudios conducidos por Celik y Gemalaz (2002) donde examinaron la integridad marginal entre el diente y una carilla de cerámica comparando dos cementos a base de resina establecieron que el gap marginal puede oscilar entre las 105 y 182 micras. Lo cual se observó a través de un microscopio de 200X de magnificación. A pesar que no se encontraron diferencias significativas entre ambos agentes cementantes y el gap entre la interfase diente-corona, si se encontraron diferencias/discrepancias en la integridad marginal entre distintos materiales (cerámica y resina) de fabricación de las carillas. No se encontraron diferencias significativas en la integridad marginal a pesar que la viscosidad de ambos materiales era distinta. Estos resultados contrastan con lo establecido por la ISO, ya que en el año 2000, en su especificación número 4049,11 menciona que el grosor de la capa de los materiales cementantes resinosos debe ser no más de 50 μm .

Piemjai cuando realizó su estudio al verificar y correlacionar el efecto de la fuerza para cementar, diseño del margen y sellado marginal concluyó que el sellado marginal no está influenciado por el diseño del margen o el tipo de cemento usado pero si mejoro con una mayor fuerza al cementar. Mientras que la retención de la corona si es afectada por la preparación marginal y el tipo de cemento utilizado.(2001).

Si en algún momento existen burbujas en dicha interfase, ya sea por remoción inadecuada del cemento, degradación del mismo, erosión, fractura, o humedecimiento

incompleto dando lugar a la penetración de fluidos orales e invasión bacteriana. Por estas deficiencias, la adhesión química como medio de retención es la meta final. Los cementos acuosos basados en ácidos poliacrílicos proporcionan adhesión química a través del uso de ácidos acrílicos. Chun Li y colaboradores indican que las microfracturas del cemento se pueden asociar a caries y desalajo de la corona o microfiltración. Con los nuevos materiales ha visto que cementos a base de resina tienen mejor resistencia a la falla marginal que los cementos de ionómero de vidrio y este último aun mejor que el cemento de fosfato de zinc. (1999).

Diaz Arnold y colaboradores (1999) concluyeron en su investigación que del éxito de la restauración depende de la fase de cementado, seguido de una pobre retención dada por la preparación dentaria. Un cemento dental, debe usarse como barrera ante la filtración bacteriana, sellando la interfase entre el diente y la restauración y mantenerlas unidas por medio de unión mecánica, química o una combinación de ambas.

Si en algún momento existe desalajo de la restauración se puede deber al fracaso del cemento y puede ser por dos causas: la fractura cohesiva del cemento y la separación a lo largo de la interfase. Entre los valores que intervienen en la retención de la prótesis destacan:

- Endurecimiento y grosor de película, entre mas delgada mejor
- Valores de resistencia alto
- Resistencia elástica elevada
- Resistencia a la compresión y deslizamiento tangencial
- Minimizar cambios dimensionales durante el fraguado
- Ganancia o pérdida de agua
- Coeficiente de expansión térmica
- Potencial de adhesión química

Piemjaj concluyó en su estudio que “La forma de la preparación dentaria, el agente cementante y técnica de cementación afectan significativamente la retención de la restauración así como el sellado marginal.”

B. LAVA ULTIMATE PARA CEREC ⁽³⁶⁾

Es una cerámica de nanoresina que permite crear coronas fuertes, muy estéticas y duraderas en un flujo de trabajo digital. Es un material que no es cerámica ni resina pura. Como la composita es frágil y resistente a la fractura, y como la cerámica posee una retención del pulido excelente.

B.1 BENEFICIOS

- Alta productividad
- Fuerza
- Estética
- Material que no necesita horneado
- Fuerte, resistente y resiliente (a la flexión, compresión y fractura), más longevo que cerámica feldespática
- Rendimiento funcional, alta resistencia mecánica
- Brillante y duradero
- Indicado para restauraciones donde se necesite un equilibrio entre fuerza, resistencia y estética.
- Permite fresar de forma más sencilla y mejora la calidad del margen.

B.2 TECNOLOGÍA

Las partículas nanómeras están monodispersas, las partículas están nonagregadas y nonaglomeradas. Contiene dos tipos de partículas nanómeras de sílica de 20nm de diámetro, y nanómeros de zirconica de 4 a 11 nanómeros de diámetro. La ingeniería de las nanopartículas están tratadas con agente enlazante de silano, este tipo de silano adhiere químicamente a la superficie nanocerámica y también químicamente a la matriz de resina durante la manufactura de los bloques.

Los nanoclusters consisten en un conjunto de agregados de nanopartículas, poseen una integridad estructural que permite una alta proporción de relleno cerámico para ser incorporado en los bloques proveyéndole de fuerza y resistencia excelente a la fractura

y desgaste. Los nano clusters de zirconia-sílicason sintetizados a partir de un proceso de partículas de 20nm de sílica y de 4 a 11 de zirconia. La partícula promedio de estos nano clusters es de 0.6 a 10 micrómetros.

Es una nanocerámica en su 80% y 20% de resina, ofrece una resistencia a la flexión de 200 MPa, que no requiere horneado, la mayoría de los otros materiales tienen aproximadamente una resistencia de 150 MPa. Permite fresar de forma más sencilla y mejora la calidad del margen. Preserva la estructura natural del diente en un largo período de tiempo y es apacible contra dientes antagonistas, se recomienda cementar con RelyX. U200.

Permite crear coronas completas con un flujo digital verdadero en clínica sin horneado posterior. Lava Ultimate, como fue mencionado previamente, ofrece una resistencia a la flexión de 200 MPa – más alto a que cualquier otro material CAD/CAM de clínica que no requiera horneado posterior. Por otra parte, no se comporta frágil como el cristal y su naturaleza monolítica elimina el chipping. Estas características junto con su alta resistencia hacen que Lava Ultimate sea idóneo para coronas posteriores monolíticas e incluso para implantes. Lava Ultimate demuestra menos desgaste al esmalte de oposición que la cerámica vítrea, y es apacible a los dientes de oposición⁽³⁶⁾. Ofrece una estética brillante con un pulimento duradero.

La característica dominante de Lava™ Ultimate es la tecnología de cerámica de nano resina. El material consiste en casi 80% de componentes de nano cerámica (partículas bonded y nano silicea) que se encajan en una matriz polimérica altamente reticulada.

B.3 INDICACIONES

Se indica para una gama completa adhesión permanente y restauraciones unitarias.

- Coronas, incluyendo las coronas de implantes soportadas
- Onlays
- Inlays
- Coronas
- Carillas

- Restauraciones adhesivas de una unidad

B.4 DIFERENCIAS CON OTROS PRODUCTOS

	Lava Ultimate	IPS eMax CAD	VitaBlocs Mark II
Composición del material	Resina de nano cerámica	Disilicato de Litio	Cerámica de vidrio
Indicaciones	La mayoría	La mayoría	Cuidado en las áreas de carga
Afirmaciones más importantes	<ul style="list-style-type: none"> • 10 años de garantía • Velocidad • Durabilidad • Formulación y proceso patentado 	<ul style="list-style-type: none"> • Fuerza sin igual en un bloque (no resina) 	<ul style="list-style-type: none"> • Belleza
Inconvenientes	Ninguno	<ul style="list-style-type: none"> • Horneado, pigmentos, glaseado y horneado 	<ul style="list-style-type: none"> • Resistencia

B.5 COLORES

Los bloques de Lava Ultimate vienen en presentación de bloques de distintos colores según la guía VITA, con alta translucidez y baja translucidez.

- Alta translucidez: A1, A2,A3 y B1
- Baja Translucidez: A1, A2,A3,A3.5,B1, C2,D2 y blanqueado

B.6 VENTAJAS

Entre las ventajas citadas por el fabricante se enumeran:

- Durabilidad.
- Bajo desgaste de la dentición antagonista.
- 10 años de garantía.
- Fácil de pulir.
- Gran capacidad para retener el pulido.
- Aumento de la productividad sillón – no se debe hornear.
- Fácil de fresar: solución rápida y fácil.

- Fluorescencia.
- Resistencia a la placa aun mejor que el propio esmalte.
- Menor desgaste a diente antagonista.
- Módulo de elasticidad similar al de la dentina.
- Resiliente transmitiendo menor estrés a la estructura dental por debajo y al hueso de soporte comparado con otras cerámicas.
- Retención del pulido aun después de abrasión del cepillado.
- Lava Ultimate es monolítico (un solo bloque), durable, resiliente y absorbe el choque.
- Minimiza el riesgo de fracturas coronales.
- Lava Ultimate es fácil de ajustar o añadir y ofrece un balance en la resistencia al desgaste.
- Ayuda al odontólogo a alcanzar la oclusión ideal.
- Lava Ultimate es fácil de cortar y resellar, Ideal para el mantenimiento del pilar y el implante.

B.7 INSTRUCCIONES Y RECOMENDACIONES ANTES DEL CEMENTADO (PRE TRATAMIENTO)

Una vez hecha la preparación dentaria y haber escogido el bloque y el color deseado de Lava Ultimate, se pule la restauración, se prueba en boca y se ajusta la oclusión. Entre las indicaciones que el fabricante sugiere previo a la cementación están:

- No requiere acido fluorhídrico.
- Se recomienda arenar con óxido de aluminio con partículas no mayores a las 50 micras.
- Limpiar con Alcohol y secar.
- Aplicar silano y secar por 5 segundos.
- Se recomienda utilizar cementos de resina adhesivos o autoadhesivos debido a que su composición contiene resina.

C. CEMENTACIÓN (24,26,30,32,33)

El éxito de un procedimiento es multifactorial, por lo que varios aspectos deben considerarse y ser evaluados, buscando un tratamiento que alcance requisitos mecánicos, biológicos y estéticos. La búsqueda de un cemento debe considerar

adecuadas propiedades físicas, adhesión a las aleaciones metálicas o materiales cerámicos y un comportamiento biológico aceptable.

La retención de una restauración depende de la forma geométrica de la preparación, precisión de la adaptación de la restauración y resistencia del cemento. Dicha retención puede ser ampliada si el agente cementante presenta una unión química a las estructuras dentaria y a la restauración. Las restauraciones pueden ser fijadas sobre dientes preparados utilizando cementsos capaces de crear unión micromecánica, mecánica, química o una combinación de ellas. La retención mecánica por sí sola es insuficiente para retener la restauración, una técnica adhesiva permite el refuerzo del remanente dental y por consiguiente una mejor retención de la restauración, mejor distribución de las fuerzas masticatorias y la posibilidad de confeccionar restauraciones más estéticas. ⁽²⁶⁾

La cementación la etapa final de un tratamiento restaurativo y requiere el mismo grado de precisión que los pasos previos del tratamiento. Una vez el diente ha sido preparado y la restauración ha sido probada en boca y satisfactoriamente ajustada, se procede a la cementación final de la restauración. Con el cementado no se pueden corregir errores al colocar la restauración o errores hechos durante la planeación o preparación. A menudo no recibe la misma atención a detalle como en otros pasos de la restauración, un cementado descuidado provocará discrepancias a nivel marginal, inadecuada mal oclusión y podrá producir desgaste innecesario de la restauración en boca del paciente pudiendo dañarla a tal punto que se deba repetir la misma. Esta etapa es crítica para su éxito clínico y es lograda solo con un acercamiento adecuado de las consideraciones a seguir en este paso.

El uso de los cementsos dentales se remonta a mediados del siglo XIX con el cloruro de magnesio, algunos materiales introducidos a principios de siglo XX como el fosfato de zinc, óxido de zinc y eugenol son cementsos a base de silicatos aun se usan en la práctica clínica actualmente.

La elección del agente cementante depende si la restauración será adhesiva o convencional. No debe ser elegido hasta que se haya planeado bien el tratamiento, variables como la colocación de la restauración, posicionamiento de la línea marginal,

material restaurador y sustrato dental donde se colocará dicha restauración ayudaran a escoger qué tipo de cemento se debe elegir.

La cementación no es necesariamente sinónimo de una unión adhesiva entre diente y restauración, los cementos pueden proveer una unión simple (fosfato de zinc). Adhesión se refiere a la capacidad de unión entre dos superficies. El adhesivo y el adherente, que entran en contacto entre ellos producto de la interacción molecular. La resistencia adhesiva es directamente proporcional a la fuerza de unión molecular de las sustancias que se unen. Varias teorías acerca de esta unión se han propuesto:

- Teoría mecánica explota la capacidad del adhesivo de crear uniones en una superficie roma, rugosa y dispareja del adherente.
- Teoría de absorción meramente explota los tipos primarios (uniones covalentes) y secundarios (interacción bipolar, fuerzas de Van der Waals y uniones de hidrógeno) de uniones químicas que se desarrollan entre adhesivo y adherente.
- Teoría de difusión está basada en la adhesión creada por moléculas móviles localizadas entre la interfase adhesivo-adherente.

Cementos de resina compuesta alcanzan adhesión micromecánica con los tejidos mineralizados del diente mientras que los cementos de ionómero de vidrio usan adhesión química. En el mercado existen diferentes cementos entre los cuales se puede seleccionar.

La mayoría de cementos consisten en un ácido combinado con un óxido metálico para formar una sal y agua. Tradicionalmente el éxito de estas restauraciones se ha atribuido a una excelente adaptación entre el diente y la restauración. In Vitro la disolución del cemento es independiente a la brecha marginal hasta cierto punto.

Un cemento ideal posee un largo tiempo de trabajo, adherirse bien a la restauración y al diente, provee un buen sellado, no es tóxico para la pulpa, posee adecuadas propiedades de fuerza, se debe poder comprimir hasta formar capas delgadas de material, baja viscosidad y solubilidad y demuestra buenas características de trabajo y fraguado. En adición sus excesos deben removerse con facilidad.

C.1 PROPIEDADES DE LOS CEMENTOS DENTALES (5,8,11,13,16,18,19,24,26,28)

Según Kumbuloglu “las propiedades del agente cementante como el procedimiento de cementación son esenciales en el éxito clínico de las coronas y puentes, debido a discrepancias marginales y filtración lo cual conllevaría a enfermedad periodontal, caries secundaria, sensibilidad pulpar y necrosis así como problemas estéticos como decoloración marginal e incluso afectaría la longevidad como la resistencia a la fractura.”

La elección del cemento varía de acuerdo del caso combinado con sus propiedades físicas, biológicas y de manejo, proveyendo unión entre el diente así como la restauración. Por ejemplo debe tener una viscosidad adecuada para asentar apropiadamente la restauración, resistirse a diluirse en el ambiente oral, compatible con tejidos con tiempos de trabajo y manejo adecuados. Chun Li y colaboradores al describir las propiedades mecánicas de los cementos dentales indican que “los cementos dentales se comportan mecánicamente en muchas maneras, según el caso un cemento en particular puede ser mejor que otros”. Los cementos de Ionómero de vidrio pueden proveer resistencia superior al gap marginal y desajuste de la corona. El cemento de Fosfato de zinc similar al ionómero de vidrio pero más débil. El cemento de Policarboxilato mucho más comparable con el cemento de fosfato de zinc. Cementos a base de resina son ideales para restauraciones que requieran adhesión donde los márgenes estén localizados en esmalte supragingival.

Los cementos dentales deben resistir stress masticatorio, parafuncional por mucho tiempo en un ambiente húmedo y cálido, deben mantener su integridad mientras transfieren el stress de las coronas a la estructura dentaria. El estrés causa deformación lo cual cambia la forma del cuerpo. Deformación es un rango desde una deformación elástica reversible a una deformación permanente y a la fractura.

El cemento afecta la durabilidad y la función de la restauración a tal grado que un uso inapropiado o manejo inadecuado puede poner en riesgo su precisión y pronóstico. Independiente del tipo de cemento a utilizar, el clínico puede llenar todos los requerimientos para reducir la incidencia de una cementación inadecuada. Dichas propiedades se subdividen en cuatro categorías:

C.1.1 Propiedades mecánico-físicas

- **Baja solubilidad en fluidos orales:** una vez la restauración se haya colocado el bonding o adhesivo, se debe mantener fuera el ambiente oral por cierto tiempo determinado por el tipo de cemento a utilizar. Con un cemento altamente soluble, aunque sea una exposición limitada de saliva puede causar una disolución progresiva del cemento, lo que eventualmente llevará contacto entre bacterias y la estructura dentaria. De acuerdo a los resultados obtenidos por Gemalmaz, D al evaluar la solubilidad de los cementos de ionómero de vidrio, “la solubilidad es uno de los factores más importantes cuando los materiales se utilizan como bases, liners, restauraciones o agentes cementantes, los agentes cementantes requieren mas tiempo para mezclarse por lo cuales son mas susceptibles a la saliva y contaminación”. Una exposición temprana del cemento a la saliva puede ocasionar cambio en sus propiedades y en su resultado clínico. En su estudio se concluyó que los altos niveles de solubilidad están asociados con exposición del cemento y agua, y son altamente sensitivos al agua durante los primeros 6 minutos después de haber empezado a mezclarse.
- **Alta compresión y fuerza tensil:** fuerzas oclusales en la masticación repercuten en la restauración, el cemento y la estructura dental remanente. La habilidad del cemento a soportar este tipo de stress es un factor que afecta a largo plazo la duración de la unión. Y que el material de unión es aplicado en una capa delgada debe tener alta resistencia a estas fuerzas para evitar su fractura o pérdida de función. En prostodoncia, la capacidad de cemento de soportar fuerzas de tensión que pueden desalojarla del diente es de gran consideración. Una unión fuerza adhesiva normalmente varía entre 2 MPa para materiales que no tienen adhesión específica hasta 40 MPa para materiales que si poseen habilidad adhesiva. La fuerza de compresión de 31 MPa es considerada para muchos autores aceptable, mientras la Asociación Dental Americana (ADA) en su especificación 96 establecen el valor de 70 MPa para todos los cementos a base de agua en odontología. En un estudio realizado por Behr y colaboradores al investigar sobre la resistencia a la fractura y adaptación marginal en coronas de cerámica se evidenció que aquellas coronas cementadas con Ionómero de vidrio y con cementos libres de Eugenol la resistencia a la fractura decayó significativamente una vez sometidos a stress. Mientras aquellas cementadas a

base de resina mantuvieron valores normales de resistencia a la fractura. Según Hondrum esta propiedad es importante para la retención de la corona y sellado marginal. Knobloch et al. Al evaluar la resistencia a la fractura de los cementos dentales concluyeron que las causas principales en la falla de coronas es la fractura del cemento y la microfiltración, resultado de una deficiente técnica de cementación, mal diseño marginal, mala adaptación de la restauración, maloclusión, fuerzas excesivas de masticación, preparación dentaria no retentiva o cementos débiles. Debido a que la fractura del cemento en la falla del proceso de cementación, la resistencia a la fractura es una propiedad mecánica que ayudar a predecir su desempeño en boca.

- **Baja Viscosidad:** si el cemento es excesivamente grueso, la precisión del tratamiento se verá comprometida, aún más el manejo y mezclado del cemento pueden influir significativamente su viscosidad provocando que su viscosidad se eleve y sea más gruesa. Una capa gruesa puede alterar la relación entre dientes adyacentes y oponentes y poner en juego un buen sellado marginal, retención mecánica, solidez y resistencia del cemento. El cemento debe aplicarse en una capa delgada, según la especificación No. 8 de la ADA y especificación 96 de la ADA/ANSI (American National Standards Institute) establecen que el grosor máximo debe de ser de 25 micras. Durante la fabricación el técnico debe anticiparse a la cantidad de espacio necesitada para la cementación. Según Piemjai, “la viscosidad de los agentes cementantes puede ser una de las mayores causas en discrepancias marginales. Materiales con baja viscosidad se han visto que permiten un asentamiento más rápido que aquellos materiales con alta viscosidad. Otros factores es el lugar y la cantidad de material al momento de cementar la corona.” Hondrum por su parte establece que “para una manipulación conveniente, y humedecer apropiadamente y unirse a estructuras duras, un exceso de viscosidad puede afectar directamente en el grosor del cemento entre la corona y el diente afectando su correcta colocación creando cambios dimensionales.” Mezzomo y Anusavice concuerdan que si el material no es suficientemente fluido o fuese incompatible con las superficies, la efectividad de la fijación puede verse perjudicada significativamente. La capacidad de escurrimiento del cemento está definida por el espesor de película.
- **Buena adhesión a tejidos minerales:** El concepto de adhesión dental en odontología se introdujo en la década de los 50’s, después de décadas de

investigación e innovaciones pueden aplicar a muchas situaciones y alcanzar resultados que hasta recientemente son posibles. Una buena adhesión a estructura dentaria puede disminuir el riesgo de caries secundaria y filtración marginal.

- ***Buena adhesión a materiales restauradores:*** la adhesión del cemento al material usado en la construcción de la prótesis es esencial, también ayuda a impedir la filtración y alcanzar una adecuada unión diente-cemento-restauración. Un cemento que se adhiera bien a tejidos minerales no siempre trabaja bien en la interfase cemento restauración, aunque un cementado dual al diente y a la superficie interna de la restauración sería lo ideal.
- ***Baja absorción de agua:*** el cemento debe tener baja absorción de agua para evitar cambios en su volumen y estructura que podría afectar negativamente su función.

C.1.2 Propiedades biológicas

- ***Atoxicidad y aislamiento de la pulpa dental:*** la preparación dentaria en un diente vital aumenta significativamente la permeabilidad de la dentina dando como resultado sensibilidad al diente. Se deben utilizar materiales inertes que no contengan sustancias tóxicas y que aun así posean buenas propiedades térmicas, químicas y de aislamiento térmico para evitar dicha sensibilidad post operatoria al exponer la cantidad y grosor de los túbulos dentinarios. Aunque Mezzomo indica que la ocurrencia de sensibilidad operatoria se relaciona más a la profundidad de la preparación, condición pulpar previa, excesivo secado previo a la cementación y penetración bacteriana que por la irritación propia del cemento.
- ***Resistencia a la caries:*** la capacidad de adhesión del cemento a prevenir caries secundaria se correlaciona directamente con su solubilidad en la cavidad oral, aumentar la estabilidad molecular será menor el riesgo de infiltración bacteriana. El ionómero de vidrio tiene propiedades intrínsecas de liberación de flúor que reduce la actividad cariogénica del diente.
- ***Ausencia de microfiltración:*** el material utilizado para cementar debe asegurar un sellado marginal estable y preciso. Microfiltración en la interfase cemento-

diente no es favorable a la duración de la restauración y puede llevar a la desmineralización de la estructura dentaria.

C.1.3 Propiedades de Trabajo

- ***Adecuado Tiempo de trabajo y fraguado:*** el material requiere un período inicial cuando el cemento es aplicado y la restauración colocada y un segundo período cuando la mayoría de las moléculas del cemento unen las superficies. Un adecuado tiempo de fraguado permite al profesional mezclar y aplicar el cemento como colocar la restauración y aun así tener tiempo de verificar la posición de la restauración, y producir una adaptación precisa. Según la especificación No. 96 de la ADA/ANSI este tiempo se estipula entre 2.5 y 8 minutos. Para cumplir los requerimientos clínicos esta reacción debe tomar lugar en un tiempo relativamente corto.

La cementación puede ser llevada también por medio de un curado dual o fotocurado. Cementos duales tienen una activación inicial química pero requiere fuentes de luz para completar las reacciones químicas. Cementos fotopolimerizables dependen de luz únicamente para curar lo cual permiten al profesional de manejar tiempos de cementación que ameriten el caso.

C.1.4 Propiedades estéticas

- ***Estabilidad cromática:*** más que todo importantes en restauraciones translúcidas sin subestructuras opacas para que la interfase no se vuelva visible con el tiempo. La capacidad del cemento de poseer características estéticas con el tiempo es crítica para la percepción del paciente en cuanto al éxito del tratamiento. La presencia del acelerador AMINA en cementos duales puede provocar alteración de color del agente cementante con el tiempo.
- ***Opacidad radiográfica:*** un cemento ideal, debe mostrar alta opacidad radiográfica para poder permitir que el profesional distinga entre la línea de cemento y caries secundaria para otros autores como Massironi y Ferraris la detección de la línea de cemento indica exceso en el grosor del cemento. Una opacidad radiográfica puede revelar exceso de material en el espacio periodontal en una radiografía.

Diaz Arnold y colaboradores al investigar sobre el status actual de los cementos dentales contemporáneos describen que “El éxito clínico a largo plazo de las restauraciones fijas depende en parte, del uso de adhesivos que provean de un sellado impermeable entre la restauración y el diente. Se debe tener en cuenta que no existe un producto ideal para cada tipo de restauración.” Mezzomo concuerda que “la elección del agente cementante debe darse por las exigencias clínicas de cada caso”.

En resumen un adhesivo/cemento dental ideal debe proveer una unión durable entre materiales diferentes, tener una favorable fuerza compresiva y tensiva, suficiente resistencia a la fractura para prevenir que la restauración se desaloje resultado de falla cohesiva, debe ser capaz de humectar el diente y la restauración, tener una capa de grosor y viscosidad que asegure su colocación, debe ser resistente a la desintegración en la cavidad oral, compatible con los tejidos, no tóxico y demostrar tiempos de trabajo y en boca adecuados.

C.2 TIPOS DE CEMENTOS

Generalmente los cementos son clasificados de acuerdo a su composición química, se pueden hacer distinciones basándose en otros parámetros por ejemplo, la forma en que la polimerización se activa, características físicas o su uso. Los cementos no van diseñados únicamente a unir las restauraciones sino también a proteger la pulpa, mejorar la geometría dental para fines protésicos y restaurar dientes naturales. A continuación se detallan aquellos que más se utilizan a nivel protésico. La clasificación de los cementos según su composición química destacan 4 familias:

- Fosfatos: fosfato de zin y Silicato de Fosfato de zinc
- Fenoles: Oxido de zin y Eugenol (ZOE), Silicato de Hidróxido de Calcio.
- Policarboxilatos: Policarboxilato de zinc, Ionómero de vidrio (convencional o reforzado con resina)
- Acrilatos: Polimetilacrilato (resina), dimetilacrilatos (resina con o sin relleno).

Según su función podemos clasificarlos como:

- I Base intermedia: para cavidades no muy profundas. Debe ser aislante térmico, químico, y eléctrico, además agente terapéutico. Ej: fosfato de zinc.

- II, llamados “liners”: se aplican en el fondo de la cavidad en capas delgadas y constituyen una barrera al paso de irritantes particularmente ácidos.

C.2.1 Cementos a base de resina ^(4,11,26,32,33)

Se han utilizado desde los 50's pero fallaron inicialmente por su alta contracción a la polimerización, poca biocompatibilidad pero tenían muy baja solubilidad. Eventualmente se han mejorado considerablemente sus propiedades y se usan comúnmente en restauraciones cerámicas. Su baja solubilidad ha hecho que se seleccionen en la cementación de coronas y prótesis convencionales. Son menos biocompatibles que el ionómero de vidrio especialmente si no se han polimerizado completamente. No existen evaluaciones a largo plazo por lo que no se recomiendan como cementos de rutina pero se recomiendan en restauraciones cerámicas totales.

La odontología actual prioriza la preservación de la estructura dentaria remanente en detrimento del desgaste para la confección de núcleos y coronas, sólo es posible gracias a la evolución de sistemas adhesivos. La cementación adhesiva permite una distribución de tensiones más favorable y el mejoramiento de la retención y estética. La fase de cementación puede considerarse como la parte más vulnerable al hacer restauraciones indirectas, ya que al utilizar adhesivos el protocolo exige mayor atención y cuidado por parte del operador. La elección del cemento, sistema adhesivo, fuente de activación y tipo de aislamiento son factores a tomar en cuenta al manejar estos materiales.

Nuevos materiales restauradores en especial aquellos con capacidad adhesiva se introducen en el mercado a fin de mejorar el éxito clínico de las restauraciones. La elección del mismo depende del tipo de restauración combinada con las propiedades físicas, biológicas y de manejo de los cementos. Según Attar “Aquellos cementos a base de resina poseen una capacidad retentiva mayor.”

Estos cementos se adhieren químicamente a muchos sustratos del diente, vienen en distintos tonos y opacidades. A través del protocolo de cementado se une también a la estructura dentaria por medio de micro retenciones. Estos cementos requieren de varios pasos para lograr la cementación.

La adhesión dentinaria se obtiene por medio por infiltración de la resina en la dentina grabada produciendo unión micromecánica con dentina parcial desmineralizada. La adhesión de la dentina con resinas requiere múltiples pasos, comenzando por la aplicación de ácido o acondicionador, remover el smear layer, abrir y ensanchar los túbulos dentinales y desmineralizar las primeras 2 a 5 micras de la dentina el ácido disuelve y extrae la apatita que normalmente cubre las fibras de colágeno de la dentina y abre 20 a 30 nm canales alrededor de las fibras de colágeno.

Estos canales proveen una oportunidad de alcanzar retención mecánica de los monómeros de los adhesivos subsecuentes. Una zona de desmineralización de 2 a 5 micras se ha descrito con 15 segundos de aplicación de ácido o acondicionador. Una aplicación de mayor tiempo logra en una desmineralización más profunda que posteriormente se puede resistir a la infiltración de la resina. Si ocurre una infiltración incompleta del colágeno por el “primer”, el colágeno de la zona desmineralizada mas profunda quedará desprotegida y sujeta a una hidrólisis y fracaso futuro. Se deben aplicar varias capas para reemplazar el agua en la dentina con los monómeros de la resina y llevar el material adhesivo dentro de los túbulos, el “primer” es secado gentilmente para no afectar la fibras de colágeno pero si para remover solventes orgánicos o agua que pudo haber obstruido el contacto de la resina adhesiva con el Reimer. Al adhesivo se aplica a la superficie acondicionada para estabilizar la dentina acondicionada y desmineralizada.

En general las ventajas de los cementos resinosos se enumeran:

- Preservación de la estructura dentaria remanente.
- Refuerzo de la estructura dentaria remanente.
- Mejora la distribución de tensiones.
- Mejora la retención de la restauración.
- Optimiza la estética.

C.2.1.1 Composición y Reacción Química

Son Materiales compuestos por una matriz de resina Bis-GMA (Bis-fenol A-metacrilato de glicidina) o UDMA (uretano dimetacrilato) y por carga de partículas inorgánicas

pequeñas tratadas con silano. Se diferencia de las resinas compuestas en que poseen menos contenido de carga y menor viscosidad.

Se clasifican según:

Tamaño y volumen de partículas:

- Micropartículas: con un tamaño de 0-04 micras y volumen de 50%.
- Microhíbridos: con un tamaño de 0.04 micras y partículas mayores de 0.6 y 2.4 micras y volumen de 52% al 60%.

Método de polimerización:

- Químicamente activado.
- Fotopolimerizable.
- Dual (químicamente activado y fotopolimerizable).

Un grupo posee monómeros adhesivos que se adhieren químicamente al metal (cementos adhesivos o resinas adhesivas), indicados para cementación de piezas metálicas uniéndose eficazmente a óxidos en especial al estaño. Se activan químicamente lo cual limita su tiempo de trabajo pero agarantiza una óptima polimerización después de la cementación.

Aquellos que se activan químicamente usualmente constan de dos pastas (base-catalizador) peróxido de benzoílo y 2% de amina terciaria aromática mezclados antes de usarse. Poseen una reacción lenta que dura hasta 24 hrs. Donde se debe evitar cargas oclusales excesivas. Aquellos activados con luz por la presencia de un sistema de canforoquinona y amina terciaria alifática. Mientras que los sistemas duales son sistemas pasta-pasta y poseen ambas formas de polimerizarse.

La polimerización química ocurre independiente de la aplicación de luz (aprox. 6 min), pero ambas formas son suplementarias e independientes. La aplicación de luz debe ser hecha inmediatamente después de la remoción de excesos en todas las caras de la restauración para convertir los monómeros a polímeros. La extensión de dicha reacción se conoce como “GRADO O EFECTIVIDAD DE POLIMERIZACIÓN”. La polimerización en cementos duales debería polimerizar con o sin luz. En un estudio

realizado por Attar y colaboradores donde investigaban sobre las propiedades físicas y químicas de los cementos dentales contemporáneos se demostró que la polimerización dual demostró la mejor combinación mecánica y física. La elección de una fuente de luz confiable y eficaz para lograr mejores resultados de microdureza.

C.2.1.2 Propiedades Biológicas

Su biocompatibilidad se puede relacionar con el grado de conversión de monómeros durante la polimerización, ocurriendo sensibilidad postoperatoria cuando esta sea sólo parcial, en este caso es más significativo si en restauraciones donde existe dificultad de acceso para la foto polimerización como en la región cervico-proximal. Estos cementos son menos biocompatible que los cementos de ionómero de vidrio en especial si no fuesen fotopolimerizables. Sin embargo por su baja solubilidad se produce menor grado de microfiltración marginal. Su menor contenido de carga en comparación a la resina compuesta produce mayor contracción de polimerización por lo que debe ser minimizado con una buena adaptación de la prótesis para garantizar un pequeño espesor de cemento.

La profundidad de la preparación es también importante ya que si es en esmalte, no es tan irritante el cemento ahora si existe poca dentina remanente es mejor desvitalizar el diente o utilizar un liner protector (hidróxido de calcio o ionómero de vidrio) lo cual podría interferir en la resistencia de unión del cemento al diente.

C.2.1.3 Propiedades mecánicas

Los valores de resistencia a la compresión varían de 70 a 300 MPa para cementos resinosos y de 50 a 255 MPa para cementos adhesivos. La resistencia diametral del varía de 34 a 50 MPa para los resinosos y de 37 a 41 MPa para los adhesivos. Los valores de elasticidad varían de 2,1 a 17 GPa para los de resina y de 1,2 a 10,7 GPa para los cementos adhesivos.

C.2.1.4 Espesor de película y Viscosidad

Los materiales indicados para cementar restauraciones indirectas presentan un espesor de película 182 micras de aceptación ⁽⁹⁾. La baja viscosidad resultante del menor contenido de carga y mayor porcentaje de solvente orgánico, facilita la manipulación y el asentamiento total de la restauración sobre el diente preparado, a pesar que se

presente mayor contracción de polimerización y menor resistencia al desgaste. Si en caso el espesor es mayor se indica un cemento de alta viscosidad con menor escurrimiento y mayor carga. La calidad de adaptación marginal debe ser adecuada a pesar de la baja solubilidad de los cementos para no transformar el cemento en material restaurador cuyo elevado espesor estará sujeto a mayor desgaste y manchado⁽⁴⁾.

C.2.1.5 Manipulación

Los cementos que tiene polimerización química tienen dos componentes ya sea polvo-liquido o pasta-pasta, su mezcla es realizada en un block o loseta durante un tiempo relativamente breve (20-30 segs) hasta homogeneizar el material.

Los cementos fotopolimerizables se presentan como un único componente, el tiempo de exposición de luz para polimerizar depende de la transmisión de luz a través del material restaurador y la potencia del fotopolimerizador usualmente es de 40 segs.

Los sistemas duales generalmente inician con una manipulación similar a los que se activan químicamente. Su tiempo de trabajo es mayor hasta la exposición de luz donde se solidifica el cemento.

Los procedimientos adhesivos son sensibles a la técnica y contaminación por saliva que puede poner en riesgo todo el proceso. El aislamiento debe ser absoluto, de no ser así el uso de eyector y rollos de algodón puede ayudar.

C.2.1.6 Adhesión

Se debe considerar los diferentes sustratos implicados en la cementación ya que cualquier negligencia pone en peligro el procedimiento.

- Sustrato dental: el principio fundamental consiste en el cambio del contenido mineral (hidroxiapatita) por la resina sintética, esto implica dos fases. La primera consiste en remover el fosfato de calcio creando microporosidades por el acondicionamiento de la superficie (esmalte y dentina) a esto se le llama PRIMERIZACION y la segunda HIBRIDIZACION que implica la infiltración y polimerización de la resina en los microespacios creados creando interdigitación mecánica basada en el principio de difusión.

- Esmalte: compuesto por 96% de material inorgánico, 3% agua y 1% material orgánico. Es duro pero quebradizo si no se soporta a dentina. Al no estar acondicionada por ácidos es relativamente lisa y su energía superficial es baja lo que lo vuelve un sustrato inadecuado para la adhesión. Al acondicionarse con ácido induce a rugosidad microscópica aumentando la energía superficial, área para la adhesión y produce irregularidades para trabe mecánico. El ácido debe ser aplicado perpendicular al esmalte, este debe ser ácido fosfórico entre 30% y 37% entre 15 y 30 segs.
- Dentina: posee un contenido inorgánico de 55%, orgánico en un 30% y una humedad del 15% con una mayor proximidad a la pulpa. Está conformada por un enmarañado de fibras colágenas y atravesada por túbulos dentinarios desde la pulpa a la unión amelodentinaria. Cada túbulo tiene un diámetro de 3 micras aproximadamente. Existe alrededor de 45 mil túbulos por milímetro cuadrado y su permeabilidad varía según el grado de mineralización, edad del diente y profundidad de la preparación. Luego de su preparación se forma una capa de detritos denominada SMEAR LAYER lo que reduce su permeabilidad hasta un 86% dificultando la difusión de adhesivos. Por lo que antes de colocarlo, la dentina debe tratarse para eliminar o preparar dicha capa y facilitar la difusión del adhesivo. Existen tres formas para lograr adhesión: La primera donde el barro debe ser removido aumentando el diámetro de los túbulos, se descalcifica la dentina exponiendo las fibras colágenas para luego aplicar el adhesivo para formar una capa híbrida de las fibras sustentadas por el adhesivo (HIBRIDIZACION). La segunda se utiliza ácidos más débiles para modificar el barro dentinario para volver más permeable la penetración del adhesivo (INTEGRACION). Y la tercera utilizando cementos ionoméricos que promueven el intercambio iónico entre los grupos carboxílicos del cemento y el calcio de la hidroxiapatita (QUELACION DE IONES DE CALCIO).

Existen varias formas de clasificar los sistemas adhesivos, ya sea por orden cronológico en que van apareciendo (generaciones), por la forma en que tratan el barro dentinario (total etch o self etch), por la cantidad de pasos clínicos (one, two, three stops), por la

cantidad de frascos (all in one, one bottle, convencional) o por el tipo de solvente. (acetona, etanol o agua).

- Sustrato restaurador:
 - Metales: la unión puede darse por unión micromecánica, micromecánica o química. Si la unión es MACROMECHANICA se realizan perforaciones en el esmalte, artificios de macroretención pero eventualmente se demostró que permitía microfiltración y desprendimiento. Si la unión es MICROMECHANICA, se puede dar por microabrasión arenando la superficie metálica con óxido de aluminio, también por ataque electrolítico promoviendo una superficie con surcos y depresiones con ácido fluorhídrico; y por último si es la unión es QUIMICA se puede recubrir el metal con estaño, cubrirlos con sílica o aplicar primers.
 - Cerámicas: es preciso arenar con óxido de aluminio al menos 5 seg para crear porosidades para una retención micromecánica. Usualmente implica un proceso de acondicionamiento ácido fluorhídrico del 9% al 12% y posterior silanización de la parte interna de la restauración. Dicho acondicionamiento permite la adhesión por infiltración, promueve la eliminación de rajaduras y hendiduras superficiales, promueve mejor humectabilidad, aumenta energía superficial y la limpieza del área.

C.2.1.7 Proceso de polimerización y fases de Materiales Resinosos ^(6,21,31)

El proceso de polimerización es complejo y envuelve numerosos pasos. Al principio, se forman cadenas poliméricas lineares, las cuales se van ramificando, formando cadenas cruzadas entre las cadenas lineares, constituyendo una verdadera red polimérica. A medida en que las cadenas poliméricas van aumentando en tamaño, aumentan también su peso molecular y su dureza.

La completa polimerización del material está determinada por el grado de conversión de monómero a polímero, indicando la cantidad de grupos metacrilato que han reaccionado entre sí mediante un proceso de conversión.

La contracción volumétrica que sufre el composite durante el curado en volumen, esta cifra oscila entre un 1,35 y un 7,1% para los materiales de restauración y entre un 2,5 y un 4% para los cementos y es junto al estrés de polimerización, lo que produce los fallos cohesivos y adhesivos, que, junto al grado de conversión monómero-polímero, son las causas principales del fracaso de las restauraciones con resinas compuestas. La contracción volumétrica depende solamente de la matriz orgánica y, dentro de ella, del número de reacciones que se produzcan, aumentando con el grado de conversión y disminuyendo con el incremento del peso molecular de los monómeros. En el estado inicial las unidades de monómero están separadas entre sí por distancias correspondientes a fuerzas de Van der Waals, mientras que en el polímero final las unidades de monómero (que ya están unidas formando el polímero) están a distancias de enlace covalente, menores. Esto hace que la matriz, finalmente, tenga un volumen menor del que tenían sus componentes al principio. La polimerización radical pasa tres fases:

1. Fase Pre-Gel: Al inicio de la polimerización, la resina compuesta entra en la fase pre-gel. La matriz de resina está en un estado plástico viscoso, la resina es capaz de fluir. Esto no tiene nada que ver con las resinas fluidas, pero significa que los monómeros pueden seguir moviéndose o deslizándose en una nueva posición sin la matriz de resina.

2. Punto Gel: En la polimerización se forman macromoléculas, de esta manera la resina compuesta se transforma en sólida. El movimiento o la difusión de las moléculas sin la matriz queda inhibida. El punto gel es definido como el punto donde la fluidez del material no puede mantenerse por la contracción del mismo. El material entra en la fase post-gel. Este punto es muy importante, porque a partir de él, la resina adquiere un alto módulo de elasticidad, pierde la capacidad de escurrir y comienza a transferir el estrés generado en la contracción de polimerización a la interfase diente-restauración, es decir a la superficie de adherida.

3. Fase Post-Gel: En esta fase, el material está en un estado de elasticidad rígido, sin embargo, el material continúa contrayéndose. Cuando la contracción es limitada (por los adhesivos), en esta fase ocurre el estrés traccional.

Como regla general, podemos decir que, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio de la mezcla de monómeros que forman la fase resinosa, mayor será el

porcentaje de contracción volumétrica. En otras palabras: cuanto menor sea la viscosidad del material, mayor será la contracción. Esto se debe a que la viscosidad de los materiales se adapta durante el proceso de fabricación a las necesidades de la clínica mediante tres métodos principales: primero, variando el tipo, porcentaje y cantidad de relleno; segundo, añadiendo resinas de menor peso molecular siendo los más conocidos el hietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), el etilenglicol dimetacrilato (EGDMA) o el bisfenol metacrilato (BISMA) o, tercero, combinando ambos métodos. El menor peso molecular de las resinas añadidas hace que la capacidad de fluir de la mezcla mejore y la mayor cantidad y movilidad de los grupos activos que se favorezca el entrecruzamiento de las cadenas en el momento de la polimerización, lo que mejora las propiedades del producto final.

Todos los sistemas de resinas en su conversión de monómero a polímero, pasan al menos por 4 etapas importantes:

- Activación.
- Iniciación.
- Propagación.
- Terminado.

La iniciación de la reacción, involucra la activación de un agente que se separa para formar un radical libre. Este radical libre es una molécula llevada a un nivel más alto de energía que quede conferirle este mismo estado a otra molécula por colisión. La iniciación de la reacción, involucra la activación de un agente que se separa para formar un radical libre. Este radical libre es una molécula llevada a un nivel más alto de energía que puede conferirle este mismo estado a otra molécula por colisión.

El proceso de iniciación de la polimerización o la generación de radicales libres de una resina compuesta, puede llevarse a cabo en cuatro formas diferentes:

- Calor
- Química (autopolimerización)
- Luz UV
- Por Luz Visible

En los sistemas activados por calor, el peróxido de benzoilo se separa al ser expuesto al calor para formar radicales libres. En los sistemas activados químicamente, la amina terciaria que actúa como un donador de electrones es utilizada para separar al peróxido benzoico en radicales libres. En los sistemas activados por luz UV, la fuente de irradiación a 365 nm irradia al eter metil benzoico que esta presente en cantidades de 0.2% y lo transforma en radicales libres sin requerir de la presencia de aminas terciarias. En los sistemas activados por luz, una fuente de luz de entre 420 a 470 nm, excita a la Camforquinona que esta presente en un 0.03% a 0.1% ó a alguna otra dicetona utilizada como iniciador, a un estadio triple que interactúa con una amina terciaria no aromática (alifática) como la N,N-dimethylaminoethyl methacrilato (0.1% o menos). Cuando la Camforquinona es excitada, ésta reacciona con la amina terciaria y empieza la formación de radicales libres. En las resinas compuestas autopolimerizables o conocidas también como de activación química, los radicales son creados por la incorporación de una amina acelerador como el N,N-dihydroxyethyl-p-toluidina, a un iniciador como el peróxido de benzoilo. El peróxido es separado en dos, dando como resultado la presencia de dos radicales libres. En las resinas compuestas activadas por luz visible, no existen iniciadores químicos.

La energía radiante de aproximadamente 470 nm (luz azul) llega a una dicetona como la Camforquinona, provocando un estadio triple de excitación para generar la separación de esta molécula a una amina terciaria alifática, que funciona como un agente reductor, generando como resultado la formación de dos radicales reactivos. Una vez que los agentes inhibidores se han consumido, los radicales libres están disponibles para reaccionar con las moléculas de los monómeros o de los oligómeros. Cuando esta reacción sucede, un radical monómero se forma y va a reaccionar en forma continua con otras moléculas de monómeros, formando de esta manera un alargamiento en cadena de polímeros.

Conforme la polimerización continua, las cadenas de polímeros se van formando en diferentes formas estructurales y mientras la habilidad de los radicales libres va perdiendo disponibilidad, las uniones de carbón doble reactivo van disminuyendo progresivamente. Distintas formas de cadenas se forman, dependiendo la habilidad de cada compuesto orgánico; la molécula de Bis GMA, forma cadenas muy rígidas y con

limitada movilidad. Los diluentes más flexibles como el TEDMA tienen la posibilidad de doblarse y reaccionar, ya que la mayoría de las moléculas de Bis GMA se han unido.

Los diluentes, reaccionan en forma tardía para propiciar las uniones en la inter e intraunión de los carbonos dobles, y de esta manera se forma una unión cruzada y la densidad de la masa resultante, aumenta. Por lo tanto la matriz de resina resultante de la polimerización, no es una masa completamente homogénea. Se le llama terminación de la polimerización, al momento de la unión de dos radicales y es cuando se forma una unión intermolecular, resultando en la combinación de una cadena larga o también que exista la posibilidad de la formación de dos cadenas individuales, una con una unión doble y la otra saturada. La primera es la más deseada que se forme en las resinas compuestas y a la última se le conoce como terminación desproporcionada.

C.2.1.8 Estrés en los materiales resinosos

Al principio de la polimerización el límite elástico es bajo, por lo que la deformación plástica de la resina se consigue sin daño para su estructura ni para la interfase, pues sus moléculas aún pueden deslizarse unas sobre otras. Ésta deformación se conoce como flujo. En esta fase el material se deformará sin producirse estrés gracias, a la posibilidad de deslizar sus moléculas unas sobre las otras. Al avanzar el curado la contracción y el flujo disminuyen y la rigidez aumenta, lo que causa un aumento del estrés, pues aún siendo menor la contracción volumétrica ésta ocurre en el seno de un material más rígido.

Este estrés puede producir un fallo de la interfase y/o de la propia estructura (fallo cohesivo) de la resina y el diente. En esta situación, un análisis morfológico puro de los márgenes puede mostrar ausencia de "gaps", o dehiscencias en la interfase, pero es posible que haya habido una discontinuidad de dicha interfase que se recupere después por la expansión higroscópica del material o la dentina. El margen aparecería apuesto, sin que ello signifique necesariamente que esté sellado, y menos aún adherido.

La tensión, se expresa en unidades de fuerza por unidad de superficie. Generalmente se usa el PSI (pound per squared inch) o, internacionalmente, el Megapascal (Mpa). Un Mpa equivale a 1 Newton(N)/mm². En otras unidades, 1 MPa = 10,2 kg/cm². Por

ejemplo un adhesivo con una resistencia fraccional de aproximadamente 18MPa sería capaz de soportar una tracción de 183,6 kg ejercida sobre 1 cm.

El estrés interno del complejo diente-adhesivo-material restaurador puede llegar a relajarse, la causa principal de la relajación del estrés es la: **Expansión higroscópica** al absorber el material agua de su entorno. Dicha relajación puede, en algunos casos, convertirse en una expansión que puede llegar a igualar la contracción previa. La tasa de relajación por absorción acuosa depende principalmente de:

- **Tipo de resina:** los monómeros de resina BisGMA, TEGDMA y UDMA absorben más que otros, hidrofóbicos.
- **Tipo de adhesión matriz-relleno:** la unión entre ambos se consigue, en general, mediante los silanos.
- **Grado de polimerización de la resina:** el grado de conversión está entre el 43,5 y el 73,8%. Cuanta menor viscosidad tenga el material, mayor grado de curado.
- **Accesibilidad al agua:** fundamental en los cementos adhesivos de restauraciones rígidas. Las posibles vías de acceso del agua son:
 - *Desde el entorno* especialmente en el caso de los cementos, ésta es una condición favorable, pero poco, porque el camino es largo y el área de acceso pequeña: únicamente la cara expuesta del cemento, unas pocas micras cuadradas. Además, al ser las zonas externas las primeras en absorber agua, se crea un gradiente entre éstas y las más internas, aún no hidratadas, añadiendo tensión al conjunto. También desde el entorno puede acceder el agua al cemento a través de la restauración, pues todos los materiales de restauración absorben agua, en mayor o menor grado. Esta es, desde luego, una posibilidad con poco peso clínico, probablemente.
 - *Desde la dentina.* Parecido a la consideración anterior, pero con la dificultad añadida de que hay una capa de material (el adhesivo interpuesto). De todas maneras, también en las restauraciones directas, la absorción acuosa desde la dentina es la más favorable, porque relaja el estrés precisamente en la zona más crítica.

C.2.1.9 Cementos a base de resina autoadhesiva ^(12,26)

Se les consideran también adhesivos de remoción parcial del barro dentinario o smear layer, en los cuales se suprime la etapa de acondicionamiento con ácido fosfórico y el enjuague posterior. Fueron introducidos en el mercado odontológico en la última década y ganaron popularidad rápidamente habiendo en el mercado actual cerca de una docena de marcas. Se definen como cementos a base de polímeros con rellenos, que se adhieren a la diente sin el requerimiento de un adhesivo o ácido por separado. Su mayor ventaja es la simplicidad de su aplicación. A pesar de existir una cantidad razonable de literatura acerca del producto la mayoría de investigaciones se centra en el uso de RelyX Unicem de 3M ESPE debido a que fue el primer producto de este tipo. Es común encontrar entre los profesionales que aun tengan duda en utilizar cementos más convencionales y aún más al utilizar un cemento tan nuevo como uno de resina autoadhesiva, esto mas que todo por la falta de evidencia en cuanto a las indicaciones y expectativas del producto.

Estos materiales se les consideran híbridos ya que combinan cualidades de las resinas compuestas, adhesivos de autograbado y en algunos casos de cementos dentales. Uno de los componentes críticos de este tipo de cementos es la inclusión de un metacrilato con acido funcional o con monómeros relacionados debido a la unión química que el diente requiere una estructura de matriz poliácida. Estos materiales comparados con los compómeros menos contenido de relleno. Ofrecen además un grado razonable de adhesión inasistida a la dentina.

Más allá de la capacidad de unirse de estos cementos a base de una matriz de polímeros y ácidos, la habilidad para liberar iones de fluoruro también es de considerarse significativa.

C.2.1.9.1 Composición química

La composición química se puede localizar en las instrucciones de uso del fabricante, los cementos en la actualidad constan de dos partes en general, ya sea que requieran un mezclado manual, una cápsula de trituración o algún sistema de auto mezclado con dispensador.

Un componente consta de un monómero monoacrilato, diacrilato, o multiacrilato convencional que se usan en diversos materiales dentales a base de resina, como lo es el Bis-GMA, UDMA, HEMA, GDMA, TEGDMA, TMPTMA.

Monómeros de ácidos funcionales actualmente se utilizan para alcanzar desmineralización y adhesión a la estructura dentaria, son todavía monómeros de metacrilato ya sea con grupos de ácidos carboxílicos como el 4-META y el PGMDM o con grupos de ácidos fosfóricos como el Phenyl-P, MDP, BMP o Penta-P.

La concentración de monómeros ácidos debe ser baja y balanceada para evitar que exista una lisis excesiva de agua en el polímero final pero lo suficientemente alta como para que alcance un grado deseable de autograbado y adhesión a la dentina y esmalte. Un excesivo carácter hidrofílico del cemento puede causar hinchazón que pueda comprometer la fuerza mecánica como la estabilidad dimensional del cemento.

Una vez mezclado el cemento es ligeramente hidrofílico lo que facilita su humedad y adaptación a la estructura dentaria, pero el material se convierte más hidrofílico a medida que el ácido funcional es consumido durante la reacción química del calcio en el diente y una variedad de óxidos metálicos provenientes del material de relleno. Los rellenos utilizados pueden ser combinaciones de distintos materiales como vidrios de fluoroaluminoborosilicato de bario, vidrio de aluminosilicato de estroncio y calcio, cuarzo, sílica coloidal, fluoruro de iterbio y otros vidrios. La disolución parcial de la superficie del vidrio soluble en ácido sirve para neutralizar la acidez de la resina y es capaz de liberar sodio, calcio, flúor e iones de silicato que pueden tomar parte en la reacción del fraguado o ser liberados localmente. El contenido de relleno total suele ser entre los 60-75 wt%.

C.2.1.9.2 Química del curado

EL autocurado o el curado químico por oxido-reducción de la polimerización es una habilidad esencial de los cementos dentales a base de resina, porque el acceso restringido de una intensidad de luz adecuada en la mayoría de restauraciones indirectas, impide la polimerización por luz por sí misma. Mientras algunos materiales emplean el autocurado únicamente, los cementos de resina autoadhesiva promueven el

uso de un curado dual (químico y fotoquímico) basados en la adición de foto iniciadores al mismo tiempo que iniciadores oxido reductivos en la composición del material.

El curado químico comienza gradualmente al mezclar los dos componentes y sólo hasta que el inhibidor se ha consumido, con la foto iniciación, que provee un rápido “empujón” a la reacción del proceso de fraguado, permite una conversión mejorada de las propiedades finales y fuerza adhesiva comparadas con aquellos materiales solo con autocurado. Estudios de Vrochari y Kumbuloglu sobre la eficiencia del curado en este tipo de materiales, indican que ha habido una mejora substancial en los niveles de conversión del metacrilato cuando en forma dual la luz y los químicos son comparados con los de autocurado únicamente.

La reacción ácido base entre la funcionalidad de los ácidos en los monómeros y vidrios solubles en ácidos o la superficie del diente mineralizada es iniciada al mezclar los dos componentes y colocar el cemento en el diente. La reacción ácido base también es controlada por factores físicos como el control de humedad, solubilidad iónica o restricción de difusión.

Similarmente, la polimerización química de radicales libres involucran que los monómeros de metacrilato empiezan al momento de mezclar, aunque en la práctica la adición de un inhibidor usado para extender la vida del material también provee una inhibición controlable o tiempo de trabajo que permite un suficiente intervalo de tiempo para mezclar y colocar el cemento. Un tiempo de trabajo de 2 minutos es lo típico, con un tiempo de fraguado para cementos autocurados van de 3 a 7 minutos, algunos sugieren cierta temperatura otros indican la temperatura oral. Una vez colocado, la restauración asentada y los excesos removidos del proceso de fotocurado puede usarse entre 20 y 40 segundos para aumentar el rango de polimerización de radicales libres creando una red de enlaces cruzados de metacrilatos.

A diferencia de los sistemas de óxido reducción utilizados en los sistemas de autocurado que utilizan peróxido de benzoilo o aminas terciarias como óxido y reductor respectivamente, las bajas condiciones de pH presente en los componentes ácidos de los cementos de resinas autoadhesivas complican o impiden el uso de estos compuestos. En polimerizaciones de oxido reducción, el peróxido de benzoílo es susceptible a la

formación de radicales en ambientes ácidos y las aminas forman sales que reducen grandemente su actividad con peróxidos aún más. En vez de eso, un oxidante tolerante al ácido como un hidroperóxido cuménico y el BTU utilizado como agente reductor en la parte no ácida. Para inducir la capacidad de la luz visible la camforoquinona (CQ) y el TPO son añadidos a los componentes ácidos mientras que una amina terciaria es incluida en la parte no ácida del compuesto. Los iniciadores de óxido reducción y los fotoiniciadores encontraron ser sensibles a los monómeros ácidos y la resistencia hacia el mismo fue mejorada con la adición de Sodio Aril Sulfatos (SBS) y sales de Aril Boratos. En casos del RelyX Unicem de 3M se ha utilizado derivados de ácidos barbitúricos como iniciadores ácidos redox en vez de aminas convencionales.

Los monómeros ácidos dependiendo de la concentración de la funcionalidad del ácido así como el grado de humedad, crean un pH entre 1.5 y 3 cuando el cemento está recién mezclado, lo que es suficientemente ácido para desmineralizar la estructura dentaria. Mientras la reacción ácido base continua, los enlaces cruzados de los iones entre los ácidos y el calcio y aluminio hacen que el pH aumente.

La reacción cinética de los cementos de resina autoadhesiva en el proceso de fraguado ya que empieza a aumentar el pH entre 2 y 4 en la primera hora hasta alcanzar pH 7 entre las primeras 24 a 48 horas una vez colocada la restauración. Definitivamente la temperatura de curado afecta el proceso de fraguado. Cementos como Maxcem, MultiLink Sprint y RelyX Unicem han reportado cambio dimensional y contracción luego de una hora, siendo este último quien tuvo menos cambios que los otros.

C.2.1.9.3 Mecanismo de Adhesión

La literatura comercial dada para el RelyX Unicem hace énfasis en la polimerización de radicales libres del metacrilato. Esto es iniciado por procesos químicos y fotoquímicos. Los grupos ácidos se unen al calcio de la hidroxiapatita estableciendo una unión entre la red de metacrilatos y el diente. Los iones liberados del relleno soluble en ácido neutralizan los grupos ácidos restantes para crear y quelar una red de metacrilatos tridimensionales.

C.2.1.9.4 Propiedades físicas, mecánicas y degradación

En general su fuerza, dureza y capacidad de degradarse con el tiempo, sugieren que su resistencia a la fractura y erosión son similares, tal vez un poco más baja que la de cementos NO autoadhesivos a base de resina. Aun así los cementos de resina autoadhesiva en general son superiores a aquellos cementos convencionales que no tienen resina en su composición como el fosfato de zinc, policarboxilato y ionómeros de vidrio.

C.2.1.9.5 Adhesión a diferentes sustratos

Los cementos a base de resina se deben de adherir a una gran variedad de sustratos, incluyendo a la dentina y al esmalte, porcelana y otras cerámicas, oro y otras aleaciones así como a restauraciones indirectas de resina compuesta. Estos cementos fueron diseñados especialmente para interactuar con sustratos de dentina con una preparación mínima de su superficie. Aunque la unión a esmalte se ha iniciado históricamente con el grabado ácido de esmalte, por medio de ácido fosfórico resultando efectivo, estos cementos utilizan distintos ácidos que no producen patrones mecánicos de adhesión equivalentes. Lo mismo se puede decir de la adhesión a materiales protésicos o restauradores para restauraciones indirectas. Entre los sustratos más comunes tenemos:

- **Diente:** dirigidos a esmalte y dentina. Se sabe que en la interfase es como la de un sándwich donde el cemento está en medio de dos sustratos distintos, donde la interfase de interés viene a ser entre el cemento y la dentina o el esmalte. En algunos estudios se ha sugerido que utilizando un ácido fosfórico antes de su aplicación es más eficiente y con mejores resultados en cuanto a patrones retentivos que si se aplica solo con el ácido que trae el mismo cemento. Pero su fuerza de adhesión disminuye. Aunque si se coloca directamente sin un grabado previo funciona bastante bien a pesar que no se forman las mismas capas híbridas y patrones y forman interacciones mínimas con sustratos de dentina.
- **Cerámica:** en la mayoría de estudios se ha utilizado a la zirconia como sustrato. Uniéndose bastante bien al mismo, especialmente cuando el sustrato se ha arenado a presión y aplicado silicio. Aunque puede haber cierto deterioro en su fuerza de unión en fluidos acuosos.
- **Metales:** tiene propiedades retentivas similares tan altas como la del policarboxilato y más fuertes que las del ionómero de vidrio, ZOE o fosfato de zinc. Aunque a nivel ortodóntico no son recomendables con bajos niveles de

adhesión a brackets que los cementos ortodónticos. Su adhesión a aleaciones convencionales de metales son mejores que a las aleaciones de oro.

C.2.1.9.6 Adaptación marginal y microfiltración

La adhesión a distintos sustratos es importante pero una unión adecuada puede lograrse en casos donde no hay un completo sellado de la interfase diente/restauración conllevando a varios problemas. Para lo cual la eficiencia del cemento de resina autoadhesiva se adapte y selle los márgenes es crítico para su éxito.

Los cementos de resina autoadhesiva muestran que poseen un mejor sellado y baja filtración de fluidos a nivel del margen que el ionómero de vidrio con o sin refuerzo de resina y fosfato de zinc. Sin embargo gaps marginales fueron mayores al utilizar Unicem que otros cementos. Se recomienda que estos cementos se utilicen al cementar coronas o inlays.

C.2.1.9.7 Durabilidad y soporte

La mayoría de fallas se encuentran mayormente en la interfase diente-cemento para cementos de resina y mas frecuente entre corona-cemento cuando era el Unicem o el fosfato de zinc. En resumen se sugiere es un buen equivalente a otros cementos a base de resina y clínicamente exitoso comparado a otros cementos convencionales como el ionómero de vidrio o fosfato de zinc.

C.2.1.9.8 Biocompatibilidad

La literatura sugiere que en dientes vitales la pulpa tolerará bastante bien el uso de estos cementos siempre y cuando exista una capa adecuada de dentina que sirva como barrera. Debido a su composición se espera que sea mejor tolerada por su alta viscosidad y falta de grabado ácido agresivo que aquellos cementos con ácidos y componentes adhesivos por separado.

C.2.1.9.9 Consideraciones clínicas

En la actualidad, cada vez más técnicas restaurativas no se pueden realizar sin la utilización de adhesivos y cementos a base de resina. Las excelentes propiedades físicas y la facilidad de los cementos base de resina para promover adhesión son ventajas clínicas decisivas. Además es de considerar que el profesional busca utilizar materiales

fácil de utilizar, por lo cual utilizar un material que no requiera grabado o utilizar adhesivo son ventajas notables para el profesional si se compara con materiales a base de resina convencionales, ya sea en términos de facilidad de uso, ahorro de tiempo o también ahorro en costo de materiales.

Estudios realizados hasta el momento cerca de un 4% de las restauraciones han fallado al utilizar este tipo de cementos, pero las razones por la cuales fallaron no se han relacionado directamente con el cemento sino por otras causas como por ejemplo fractura radicular, fractura de la porcelana, etc. Dichos estudios se han basado en reevaluaciones de tratamientos a un plazo de 21 meses por lo que estudios a largo plazo aun son necesarios.

Se ha establecido que su adaptación a nivel marginal son similares a aquellos materiales a base resina siempre y cuando no utilicen ningún acondicionador o pre tratamiento (como uso de ácido grabador) previamente. Sus porcentajes de microfiltración van de 0.76 a 1.78% en superficies de esmalte y mayormente si es en dentina entre un 12 y un 13%. Y se ha evaluado que al utilizarlos en restauraciones de metal porcelana funcionan tan bien o mejor aun que el cemento de fosfato de zinc.

COMPARACIÓN DE CEMENTOS DENTALES

PROPIEDAD	MATERIAL IDEAL	FOSFATO DE ZINC	POLICARBOXILATO	IONOMERO DE VIDRIO	IONOMERO CON RESINA	RESINA COMPUESTA	RESINA ADHESIVA
Grosor de Película (Micras)	Baja	<25	<25	<25	>25	>25	>25
Tiempo de trabajo (min)	Largo	1.5 - 5	1.75-2.5	2.3-5	2-4	3-10	0.5-5
Tiempo de Fraguado (min)	Corto	5-14	6-9	6-9	2	3-7	1-15
Fuerza Compresiva (MPa)	Alto	62-101	67-91	122-162	40-141	194-200	179-255
Irritación Pulpar	Bajo	Moderada	Baja	Alta	Alta	Alta	Alta
Solubilidad	Muy bajo	Alta	Alta	Baja	Muy baja	Alta a Muy Alta	Muy baja a baja
Microfiltración	Muy Bajo	Alta	Alta a muy alta	Baja a muy baja	Muy baja	Alta a muy alta	Muy baja a baja
Remoción de excesos	Fácil	Fácil	Medio	Medio	Medio	Medio	Difícil
Retención	Alta	Moderada	Baja a moderada	Moderada a alta	Alta	Moderada	Alta

INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES PARA CEMENTOS DENTALES

RESTAURACIÓN	INDICACIÓN	CONTRAINDICACIÓN
Corona de metal, metal porcelana	1,2,3,4,5,6,7	NINGUNA
Corona con poca retención	1	2,3,4,5,6,7
Coronas en pacientes con historial de sensibilidad post operatoria	4 o 7	2
Coronas cerámicas	1,2	3,4,5,6,7
Coronas de alumina	1,2,3,4,6,7	5
Incrustaciones	1,2	3,4,5,6,7
Carillas	1,2	3,4,5,6,7
Corona de metal porcelana con margen de porcelana	1,2,3,4,5,6,7	NINGUNA

GUÍA

	CEMENTO DENTAL	MAYOR VENTAJA	MAYOR DESVENTAJA	PRECAUCIÓN
1	Resina adhesiva	Adhesión, baja solubilidad	Grosor de película, historia de uso	Control de humedad
2	Resina compuesta	Baja solubilidad	Irritación y grosor de película	Usar bonding y control de humedad
3	Ionómero de vidrio	Translucencia	Solubilidad y filtración	Evitar exposición a la humedad
4	Oxido de zinc	Biocompatible	Poca fuerza	Solo en restauraciones bien retentivas
5	Ionómero con resina	Baja solubilidad, baja microfiltración	Absorción de agua, poco historial de uso	Evitar en restauraciones cerámicas
6	Fosfato de zinc	Historia de uso	Solubilidad y filtración	Usarse en restauraciones tradicionales
7	Policarboxilato	Biocompatible	Baja fuerza y solubilidad	Mantener proporción polvo/liquido adecuada y no reducirlo.

C.3 PREPARACIÓN DE LA RESTAURACIÓN Y SUPERFICIE DEL DIENTE ⁽³⁰⁾

El desempeño de los cementos es severamente comprometido si el material esta contaminado ya sea con agua, sangre o saliva, por lo cual la superficie dentaria debe estar completamente limpia y seca, aunque un secado excesivo debe evitarse para prevenir daño a los odontoblastos, caso que el diente este vital puede dar lugar a sensibilidad post operatoria. Se debe eliminar cualquier resto de material o comida de la

corona, el diente debe ser lavado a fondo y secarse bien sin resecar el tejido dental ya que un diente desecado puede dañar la pulpa dental. Se debe evitar contaminación de la pulpa y exudado gingival.

Para adhesión micromecánica también se debe tomar en cuenta el control de humedad alrededor del área de trabajo. Dependiendo de donde se localice el margen o el tipo de restauración se puede utilizar ya sea dique de goma o hilo retractor.

La adhesión comienza una vez todos estos aspectos están controlados, se puede utilizar solución de ácido fosfórico de 35% al 37% según Masseroni por 30 segundos y lavar bien con cantidades abundantes de agua.

C.4 TÉCNICA DE CEMENTACIÓN. ^(3,5,24)

Cada cemento se debe mezclar según las especificaciones del fabricante. Se debe inspeccionar que las superficies estén limpias. Se debe remover cualquier residuo de cemento temporal con piedra pómez o peróxido de hidrógeno. La parte interna de la restauración debe estar también limpia (se puede utilizar un arenador o lavada con ultrasonido y alcohol) para eliminar cualquier residuo que afecte o interfiera con la retención de la corona.

Behr y colaboradores nos indican que por décadas se utilizaron cementos de ionómero de vidrio o fosfato de óxido de zinc como materiales cementantes sin embargo con el advenimiento de materiales estéticos en las restauraciones, la cementación adhesiva demostró gran resistencia a la fractura así como la reducción de fractura de las restauraciones. Sin embargo a nivel clínico es un poco más difícil mantener el área seca o con dique de goma u otros métodos para mantener alejada la humedad del diente. A eso hay que tomar en cuenta el número de pasos a seguir utilizando un sistema de cementación adhesiva por lo que eventualmente se ha ido desarrollando sistemas más simplificados de este tipo de materiales.

Se aísla el área operatoria con rollos de algodón y mantener la saliva controlada por medio de un eyector de saliva. En algunas ocasiones se puede utilizar dique de goma si se trata de restauraciones extracoronaes. Se puede enfriar la loseta de vidrio para

aumentar el tiempo de trabajo del material, se debe secar bien y colocar las cantidades del cemento según las indicaciones del fabricante. Una vez mezclado el material ya sea en una loseta o en forma mecánica (amalgamador). Se recomienda no recubrir de cemento ambas superficies (restauración y diente) ya que esto no provee ninguna ventaja, al contrario la viscosidad del cemento puede aumentar y como resultado el grosor de la capa de cemento puede ser mayor a lo deseado. Anusavice recomienda colocar únicamente en la parte interna de la restauración extendiendo el cemento levemente más allá del margen, al menos llenando la mitad del volumen interno de la corona. Además de asegurarse que la superficie oclusal del diente preparado no tenga agujeros para garantizar que no atrape aire y cree burbujas.

La corona debe asentarse rápidamente, aplicando una fuerza firme y continua para extraer todo el exceso de cemento por los márgenes. Esta fuerza puede ser aplicada por el mismo odontólogo como por el paciente mordiendo un rollo de algodón. Se debe chequear los márgenes para verificar que la restauración ha asentado adecuadamente. La zona cementante debe mantener seca por medio de la succión de fluidos o por otros medios absorbentes hasta que el cemento haya fraguado. Posteriormente se eliminan los excesos. En algunas literaturas como Smith, recomienda que el exceso debe ser removido hasta que el cemento haya fraguado completamente. Rosientel sugiere que los excesos sean removidos con un explorador o usar hilo dental. Finalmente se chequea la oclusión.

Algunos cementos como el policarboxilato a base de resina se pueden caer o remover a nivel marginal si esto se hace demasiado rápido y muchos cementos contemporáneos pueden sufrir alteraciones en las primeras 24 horas.

Los cementos de resina se tienen una gran variedad dependiendo de su formulación o método de polimerización (Química, por medio de luz o dual) así como la presencia de agentes adhesivos en su composición. Restauraciones de metal requieren un método de curado químico donde la luz o sistema dual es más apropiado para restauraciones con cerámica. Resinas formuladas para cementar coronas convencionales de metal porcelana deben lograr capas delgadas de cemento en la interfase corona-diente, esto se puede lograr a expensas de las partículas de relleno y puede afectar otras propiedades como la contracción por polimerización.

Comparación de pasos entre cementos de resina y de resina autoadhesiva:

Cementos de resina convencionales	Cementos de resina autoadhesiva
Aislar	Aislar
Grabar con ácido fosfórico	Mezclar cemento y colocarlo en la restauración
Lavar	Remover exceso
Secar	Fotocurar
Aplicar adhesivo	
Secar con aire	
Fotocurar	
Mezclar material y aplicarlo a la restauración	
Remover exceso	
Fotocurar	

D. REMOCIÓN DE EXCESOS Y POLIMERIZACIÓN

(1,2,3,23,24,27)

La remoción depende de las propiedades del cemento usado, si el cemento fragua en estado frágil y no se adhiere a la superficie que lo rodea (diente o prótesis), es mejor removerlo después que fragua. Anusavice propone que los cementos a base de resina que son capaces de adherirse de manera física y química a las superficies que lo rodean se aconseja cubrir dichas superficies con un medio de separación o remover el material tan pronto como asiente. Esto se debe a que la viscosidad del cemento va incrementando a medida que va fraguando hasta volverse sólido completamente, en esta etapa el cemento tiene cierto grosor que el intento de removerlo puede remover el exceso del área marginal.

Se debe realizar cuando la restauración ya está en su posición, según Massironi la remoción de excesos se puede lograr usando exploradores, esponjas, hilo dental con cera o superfloss en caso de la marca Oral B. Estos procedimientos deben realizarse con cuidado para evitar irritar tejidos circundantes y prevenir la contaminación antes de que se active el cemento.

Akungor y colaboradores al estudiar el sistema “vektor” de ultrasonido como forma de remover excesos de cementos estudió un total de 41 casos dividiendo dos grupos 1 eliminando excesos utilizando ultrasonido y el otro con instrumentos de mano a manera de establecer si había irritación a nivel gingival. Al finalizar se concluyó que no había diferencias significativas entre ambos grupos pero no indicaban la configuración de la línea de cementado. (2008).

La estabilidad y el mantenimiento de la salud periodontal son prerequisites para cualquier tratamiento protésico fijo de igual manera para su éxito a largo plazo. Existen varios factores que afectan la salud gingival a este nivel, la rugosidad a nivel de la superficie del margen, contorno, adaptación marginal. Akungor recomienda la utilización de curetas para suavizar el contorno al remover excesos.

En otros estudios como los de Trifkovic et al., al evaluar la rugosidad y la remoción de excesos de cementos de resina convencional se realizó de 4 maneras manuales ya que para ellos, el uso de instrumentos rotatorios u oscilantes no se tomaron en cuenta debido a la posibilidad de fracturar la porcelana o la cerámica. Los métodos utilizados fueron: rollos de algodón horizontal después de polimerizarse, rollo de algodón vertical después de fotopolimerizar, uso de instrumentos abrasivos luego de fotopolimerizarse, curado previo de 5 segundos, remoción de excesos y fotopolimerización total. Al final el autor indica que es mejor pulir la superficie para no dejar rugosidades en la superficie mas no indica la configuración de la línea de cementado.

Coronas estéticas requieren unión adhesiva al diente usando cementos a base de resina compuesta. Estos cementos tienen retención superior, menor disolución en el ambiente oral y la habilidad de reducir microfiltración. La no accesibilidad en superficies proximales y la compleja topografía de la raíces en la interfase corona- raíz, hace que la remoción de excesos sea muy dificultosa. El exceso de cemento en la superficie del diente dará como resultado retención de placa, gingivitis y probablemente desmineralización de la raíz.

Mitchel y colaboradores (1999) concluyeron en su estudio al evaluar la retención de cementos adhesivos en el diente después de la cementación de coronas, que la retención

subclínica del cemento después de la cementación fue influenciada por el tipo de cemento, tipo de corona y morfología superficie del diente. Se concluyo a nivel clínico sin ayuda de microscopio, que quedaron remanentes de cemento a base de resina en la superficie dental en la interfase diente-restauración y que se retiene mas cemento en la parte mesial de la superficie que en la distal.

En la literatura, el exceso de cemento alrededor de coronas de cerámica ha sido utilizando un rollo de algodón directamente después de la cementación y la remoción o “desprendimiento” del mismo con un instrumento cortante o bisturí luego de iniciarse la polimerización. Con el advenimiento de sistemas cementantes con resina en su composición se trata de llevar a estado gel el cemento fotopolimerizando previamente entre 2 a 5 segundos por superficie para remover los excesos con mayor facilidad (tack curing).

Crocker ha removido con bisturí No. 15 y luego con puntas de diamante superfina, Crothers et. al. sugieren que antes de polimerizar cualquier cemento se debe remover con un microaplicador humedecido con resina sin relleno para dar un mejor acabado marginal y pulido. Establecen que remover con algodón remueve el cemento no fraguado. Ellos sugieren que es mejor fresas finas de diamante seguidas de putas abrasivas de silicona y discos abrasivos y terminar con una pasta de diamante para pulir y así dejar una superficie sin rugosidades. ⁽³⁴⁾

Costa investigó la morfología bacterial en la interfase diente-restauración, después de remover los excesos de cemento utilizó como métodos de remoción espátula de teflón, cepillo, cepillado y pulido, bisturí y pulido. La muestras se autoclavearon se colocaron en una suspensión estandarizada con S. Mutans. Al final se concluyó que el cepillado demostró menos colonización. Los fracasos que van asociados a fracturas de restauración decoloración marginal, caries secundaria suman alrededor de un 21%; puede asociarse a hábitos de higiene del paciente como irregularidades a nivel marginal de la restauración. La rugosidad a nivel de la superficie.

E. SISTEMAS DE MAGNIFICACIÓN USADOS EN ODONTOLOGÍA ⁽²⁴⁾

Existen dos tipos de instrumentos de magnificación generalmente usados en odontología son los microscopios y lupas quirúrgicas. Los microscopios se han popularizado tanto por clínicos como para técnicos en prostodoncia, odontología restaurativa, endodoncia y periodoncia. Los primeros sistemas fueron desarrollados a principios del siglo XIX en Jena, Alemania por un zoólogo estadounidense llamado Greenough y un técnico alemán llamado Abbe. Su idea era crear un instrumento binocular que produjera imágenes en tres dimensiones. A inicios de 1920 un cirujano alemán llamado Holgren usó un microscopio óptico en microcirugía pero era un instrumento monocular con solo un lente de magnificación de 10X, esta experiencia le dio la idea de una visión estereocópica. En 1953 se presentó el primer estereoscopio que tenía iluminación coaxial y la habilidad de la distancia de trabajo.

En odontología, el estereomicroscopio fue utilizado en primer lugar por técnicos para prótesis fija, a inicio de la década de los 80's ya se utilizaba de forma rutinaria en los laboratorios para mejorar la visión en la preparación de márgenes y en la manufactura de detalles en el acabado de restauraciones. Debido a la atención en los detalles en la práctica clínica y en el laboratorio el uso de sistemas de magnificación en la práctica diaria su uso diario sigue creciendo.

Para aquellas personas interesadas en adquirir un estereomicroscopio para uso clínico o técnico es importante considerar sus ventajas y desventajas en su manejo y uso.

Ventajas:

- Mejor percepción de detalles durante toda la etapa operativa
- Calidad de control y análisis
- Postura adecuada
- Amplia oportunidad de documentación de casos.

Desventajas:

- Se necesitan asistentes altamente entrenadas
- Protocolos de operación especiales

- Alto costo
- Dificultad de acercarse demasiado

E.1 TIPOS DE INSTRUMENTOS DE MAGNIFICACIÓN USADOS EN ODONTOLOGÍA

Se debe hacer distinción entre dos tipos de instrumentos: aquellos que el operador soporta y aquellos que están soportados por si mismos o de alguna otra manera:

- Lupas Galileo usadas por el operador, están compuestas por una simple pieza de lentes y otra pieza sin los prismáticos. El objeto en medio del campo visual se mantiene enfocado mientras que los de la periferia están distorsionados, debido a la distancia entre los dos lentes. Su magnificación alcanza 2.8X.
- Lupas Prismáticas son un sistema binocular que consisten en una pieza de lentes y otra con lentes con una serie de prismas intermedios que producen una imagen clara de la periferia. Pueden ser ajustado por el operador permiten magnificaciones mayores a 2.8X por la variedad de combinaciones que posee se pueden medir para permitir uso continuo sin fatiga ocular. Su magnificación varía entre 3.2X hasta 8X y tiene variedad de distancias focales para ajustarse a la habilidad del operador. Lo ideal es 4X a 5X permitiéndole un grado adecuado de manejo al operador del campo de trabajo.

E.1.1 ESTEREOMICROSCOPIO O ESTEREOSCOPIO

Los términos estereoscopio, estereoscópico, imagen tridimensional, de 3-D se refieren a cualquier técnica/aparato de grabación de la información visual tridimensional o a la creación de la ilusión de profundidad en una imagen. La ilusión de profundidad en una fotografía, la película, u otra imagen bidimensional son creadas presentando una imagen ligeramente diferente a cada ojo. Muchas demostraciones de 3D usan este método de transportar imágenes. El estereoscopio, es decir, el aparato que presenta una doble imagen que se mezcla en nuestro cerebro como una sola imagen estereoscópica, fue inventado por Sir Charles Wheatstone en 1840. Es un instrumento tecnológicamente avanzado que logra todas las magnificaciones y distancias focales usadas en la clínica como en el laboratorio. El operador puede usar rangos de magnificación desde 4X hasta 25X mientras mantiene una postura adecuada de correcta visión. Existen dos tipos:

- El telescopio que opera bajo el principio de dos patrones ópticos separados pero paralelos que usan los mismos lentes primarios, el eje es perpendicular al plano del objeto que se está observando.
- El Greenough consta de dos lentes idénticos posicionados ente 11 y 16 grados de inclinación en relación a un Teruel lente, sus ejes no están perpendiculares al plano del objeto que se está viendo. El sistema de magnificación está montado en un stand o base usando magnetos o fricción y puede estar sujeto al piso, pared o al techo.

El sistema se le denomina estereoscopio porque consiste en dos lentes centrados en el mismo objeto, permitiendo cada uno de los ojos percibir una imagen diferente y requerir la construcción de una imagen tridimensional por el sistema visual. En general es un dispositivo muy simple que consta de cuatro pequeños espejos, ubicados en forma tal que permiten desviar las imágenes correspondientes a cada ojo puestas una al lado de la otra de tal manera al verse montadas una sobre la otra dan el efecto estereoscópico o tridimensional; para ajustarse al tamaño de distintas imágenes el dispositivo tiene un eje o pivote que altera el grado de separación. Este aparato sustituye el cruzar los ojos para ver fotos o videos estereoscópicos, que para muchos que es algo difícil y/o incomodo.

E.1.1.1 Ventajas

Ofrece la habilidad de incrementar el campo de profundidad, una ventaja que permite al usuario de mantener una distancia adecuada para procedimientos clínicos. Una mayor profundidad es útil en cada paso de las operaciones que se realicen, por ejemplo preparación dentaria para una restauración, porque permite al usuario observar la longitud entera de la preparación a pesar de estar magnificada.

Es útil además en el análisis de impresiones dentales, generalmente este paso se realiza por el clínico inmediatamente luego de remover la cubeta de la boca, si esta aprobada se envía directamente al laboratorio para confeccionar por ejemplo la prueba de metal. Si existen imperfecciones estas se ven en el metal que es una copia inversa de la impresión. Después de la impresión ha sido vaciada, el técnico puede sugerir repetir la impresión ocasionando así una segunda cita para el paciente para el mismo procedimiento, siendo incomodo al paciente por el gasto de tiempo y ser sometido a un procedimiento no placentero y para el clínico que pierde dinero, recursos en corregir un

error. El poder inspeccionar una impresión bajo este tipo de aparatos con una gran magnificación antes de mandarla a laboratorio es de mucha ayuda para evitar estos errores.

E.1.1.2 Magnificación

Uno de los aspectos importantes e interesantes es que el operador sepa los niveles de magnificación que se pueden lograr con un instrumento en particular y así también ver el nivel de alargamiento durante cada fase operativa. Aún así los valores que enseña el instrumento no reflejan la distancia focal y del objetivo del microscopio. Para determinar el verdadero valor del grado de magnificación se debe aplicar la siguiente fórmula:

Largo del tubo focal / distancia del lente de objetivo focal X factor del lente X valor de magnificación.

Ejemplo:

Si el tubo focal tiene una distancia de 170 mm, una distancia de 200mm del lente focal, factor ocular de 12 y una magnificación con rango de 8X a 25X (por conveniencia el operador puede aproximar 2.4 correspondiente a 25X de magnificación y 0.8 correspondiente a 8X) entonces la magnificación máxima es de:

$$170 / 200 \times 12 \times 2.4 = 24.48 \text{ de magnificación}$$

$$170 / 200 \times 12 \times 0.8 = 8.16 \text{ de magnificación}$$

Lentes accesorios pueden variar desde 150 hasta 800 mm y algunos microscopios tienen factores ocular de hasta 10, lentes de 200 y 250 mm permiten óptima y ergonómicamente distancias de trabajo.

E.1.1.3 Áreas de aplicación en prostodoncia

Las aplicaciones pueden ser las siguientes:

- Preparación primaria.
- Reposicionamiento de línea de terminado.
- Etapa final o acabado.

- Evaluación de la impresión.
- Acabado de provisionales.
- Evaluación del trabajo del laboratorio en los modelos de trabajo.
- Evaluación de pruebas de metal o intermedias en boca del paciente.
- Evaluación estética (textura).
- Remoción de excesos de cemento.

F. CAD CAM ⁽¹⁵⁾

La tecnología **CAD CAM** se ha utilizado universalmente para la fabricación de estructuras de una manera estandarizada y robotizada. **CAD CAM** quiere decir diseño asistido por computador y fabricado por computador.

En odontología se inicio el uso de la tecnología CAD CAM a principios de los 80s en Estados Unidos y Europa, por medio de la cual se podían fabricar restauraciones diseñadas en un computador y fabricadas por un proceso de fresado en un sistema robotizado. Las dos compañías pioneras en esta tecnología a nivel mundial fueron la compañía Nobelbiocare (Suecia) con su producto Procera y la compañía Sirona – Simens (Alemania) con su producto Cerec. Estas dos tecnologías han progresado significativamente y hoy representan un gran avance en la forma como tratamos nuestros pacientes en odontología.

Mediante la tecnología CAD CAM podemos fabricar coronas, prótesis fijas en materiales estéticos sin metal. Esta tecnología consta de tres procesos: primero un proceso de escaneo del diente preparado ya sea por medio de un láser o por medio de contacto físico, segundo un diseño de la restauración por medio de un software, y tercero un fresado robotizado de la restauración. Todo este proceso al ser realizado de manera computarizada es un proceso altamente preciso, estandarizado y muy rápido. Mediante esta tecnología es posible realizar coronas de un día para otro estandarizadamente.

Entre las indicaciones de esta tecnología en odontología están la fabricación de coronas, prótesis, carillas o láminas e incrustaciones. Estas restauraciones pueden realizarse en porcelana o cerámica sin metal y con las últimas versiones pueden realizarse prótesis

hasta de 6 dientes unidos. Otra indicación es la de fabricar estructuras altamente precisas para los pacientes que han sido rehabilitados con implantes.

Entre las ventajas de la tecnología CAD CAM se encuentran:

- Alta estética debido a que utiliza cerámica altamente translúcida.
- Precisión en la adaptación a los dientes, lo que garantiza su desempeño a largo plazo.
- Rapidez en la fabricación debido a que es robotizado.
- Gran versatilidad debido al software.

OBJETIVOS

Objetivo General:

Determinar IN VITRO la configuración de la línea de cementación en coronas totales de LAVA ULTIMATE luego de la eliminación de excesos por medio de la comparación de dos diferentes técnicas de eliminación de excesos de cemento de resina compuesta autoadhesiva; utilizando un microaplicador o microbrush (M) y el curado agregado o Tack Curing (TC).

Objetivos Específicos:

- Determinar cuál de las técnicas provee un mayor porcentaje de Configuración neutra de la línea de cementación entre la restauración y el diente.
- Determinar cuál de las técnicas presenta un mayor porcentaje de excesos en la línea de cementación (Configuración positiva) entre restauración y diente.
- Determinar cuál de las técnicas provee un mayor porcentaje de ausencia de material cementante o remoción de cemento dentro de la brecha marginal entre restauración y diente (Configuración Negativa).

MATERIALES Y MÉTODOS

1. POBLACIÓN Y MUESTRA

Debido a la inversión económica de materiales y trabajo de laboratorio requerido así como a la naturaleza del estudio (piloto), la población y muestra se conformó de 15 dientes humanos permanentes posteriores extraídos recientemente que fueron preparados para recibir una restauración de LAVA ULTIMATE.

2. CRITERIOS DE SELECCIÓN:

2.1 DEFINICIÓN DE CRITERIOS DE INCLUSIÓN:

2.1.1 Piezas Dentales:

- Primeras y segundas premolares permanentes superiores o inferiores sin lesiones cariosas o fracturas.
- Primeras y segundas premolares permanentes superiores o inferiores con lesión cariosa incipiente o fractura de no más de 1.2 mm de profundidad que pueda eliminarse completamente al momento de hacer la preparación dentaria.
- Piezas dentales antes descritas que se hayan extraído en un periodo no mayor de 30 días previos a la prueba.

2.1.2 Restauraciones

- Una vez cortadas las piezas con la preparación establecida (CHAMFER) y mandadas al laboratorio, se aceptaron únicamente aquellas coronas de Lava Ultimate que tuvieron una unión o ajuste a cuerpo completo. Dicho ajuste se evaluó a nivel clínico donde la punta de un explorador No.5 nuevo marca Hu-Friedy, colocada a 90° respecto al eje largo de la pieza, donde deslizó de cervical a apical sin que dicha punta percibiera al tacto interferencia alguna o haya penetrado entre la brecha diente-restauración o provocado desalajo a lo largo de toda su periferia. Dicha evaluación fue realizada por un profesional capacitado ajeno a este estudio que corroboró la integridad entre la restauración y la pieza dental.

2.2 DEFINICIÓN DE CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:

2.2.1 Piezas

- Primeras y segundas premolares permanentes superiores o inferiores con lesión cariosa moderada o severa, o fractura mayor de 1.2 mm de profundidad que al realizar las preparaciones las piezas aún presentaron defectos.
- Piezas enteras o cariadadas que durante el proceso de recolección excedieron el período de tiempo establecido, es decir un periodo no mayor de 30 días previos a la prueba.

2.2.2 Restauraciones

- Aquellas restauraciones de LAVA ULTIMATE con escalón positivo, negativo o defecto entre el margen del diente y la restauración. Dicho ajuste se evaluó in vitro donde la punta de un explorador No.5 (0.5mm de diametro) nuevo marca Hu-Friedy o American Eagle, fue colocada a 90° respecto al eje largo de la pieza, en la que dicha punta hubiera penetrado o percibido interferencia al tacto cuando se deslizó la punta del explorador de apical a cervical entre la brecha diente-restauración o provocado desalojo a lo largo de toda su periferia. Dicha evaluación fue realizada por un profesional experto ajeno a este estudio que corroboró la deficiencia entre la restauración y la pieza dental.

2.2.3 Procedimiento

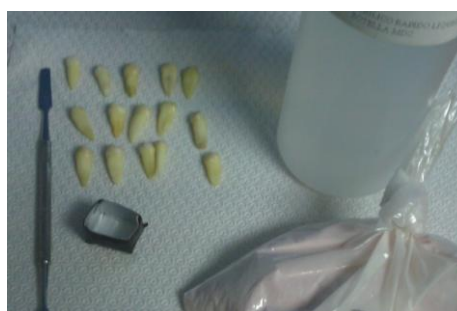
- Piezas dentales con su respectiva restauración cementada y que por algún motivo tuvieron fallas de ajuste marginal debido al proceso de cementación, como mala adaptación, mal protocolo de cementado, asentamiento incompleto, etc.

3. TÉCNICA DE PREPARACIÓN DE LA MUESTRA

3.1 PREPARACIÓN DE LAS PIEZAS DENTALES

Para realizar la presente investigación, se utilizaron 15 dientes extraídos recientemente (1 a 30 días previo a la prueba), dichas piezas fueron lavadas con hipoclorito de Sodio (NaClO) al 5.25% ⁽²⁰⁾, limpiadas con bisturí y una copa de hule para profilaxis y piedra pómez fina (tamizada) para eliminar restos de tejido blando y conservados en solución al 10% de formalina ⁽²⁰⁾ a temperatura ambiente (25°C). Cada uno fue colocado en un tassel de acrílico autocurado color rosado de 2cm de largo por 1.5 cm alto y 1.5 cm de

profundidad, la pieza se colocó en el tassel dejando al descubierto el tercio cervical de la raíz para su evaluación en el estereoscopio. Se tomaron guías de silicona para cada una de las piezas (se utilizó silicona por adición EXPRESS de 3M ESPE) que sirvieron luego de guía de desgaste, cada guía fue cortada en sentido bucolingual en la mitad mesiodistal de cada pieza. Se procedió a realizar las preparaciones para coronas de bloques de LAVA ULTIMATE para CEREC. La terminación utilizada fue CHAMFER justo a la altura de la UCE (Unión cemento-esmalte). Se utilizaron fresas de diamante cónicas de 2.4mm de diámetro en la punta de grano mediano (marca OPTION código FG4137C) a manera de desgastar 1.2 mm la terminación marginal. Tratando de mantener un ángulo convergente de 7 grados sexagesimales para lograr retención y resistencia óptima. Una vez cortadas las piezas dentales se utilizaron una Fresa de Grano fino (marca KG SORENSEN código 2135F) y Discos de goma para pulir. Se utilizaron una fresa nueva de cada grano y un disco de goma nuevo por cada pieza seleccionada. Los cortes de dichas piezas fueron realizados por un experto ajeno al estudio en el post grado de Rehabilitación Oral de la Facultad de Odontología de la Universidad de San Carlos de Guatemala.

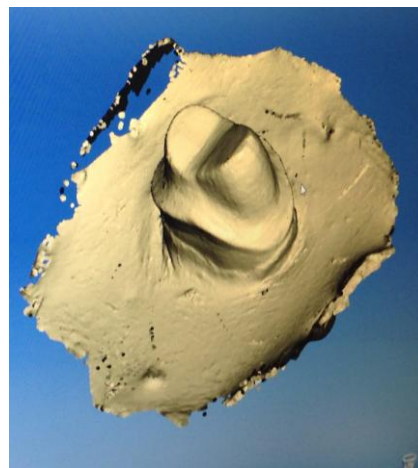
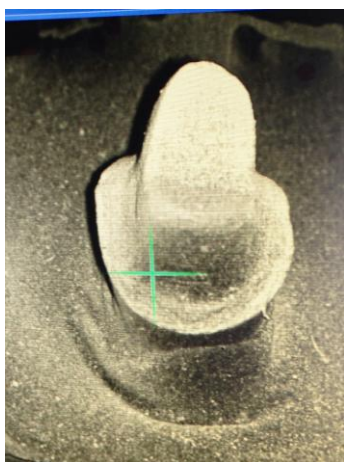




3.2 PREPARACIÓN DE LAS RESTAURACIONES LAVA ULTIMATE

Para ser procesada, la muestra fue llevada al Laboratorio de Tecnología Avanzada, cuarta avenida 15-70 zona 10 Ciudad de Guatemala. Se utilizó la máquina CAD/CAM Sirona modelo inLab MC XL versión 4.2.1 para fabricar las 15 coronas de LAVA ULTIMATE del estudio. Se decidió que no se tomarían impresiones de cada uno de los taseles para evitar variables creadas por distorsión de los materiales de impresión, así que cada pieza se escaneó directamente para la fabricación de las restauraciones.

El primer paso fue utilizar el spray CEREC Optispray cuya función fue opacar el diente para que el Scan pudiera captar toda la superficie del diente y trasladar la información a la computadora. Cada tassel fue colocado en un receptáculo especial de la máquina y sostenido a través de una masilla para ser fotografiado y escaneado y así obtener una imagen de 360° tridimensional del cada diente.



Una vez obtenida la imagen en 3D, se ingresó la siguiente información requerida para confeccionar la corona:

- Elegir si la pieza a confeccionar pertenece a la arcada superior o inferior. La computadora permitió al usuario trasladar por medio del Mouse la imagen escaneada a donde debería pertenecer dicha pieza en una boca normal. Según la anatomía de cada uno de los dientes se fue eligiendo si era superior o inferior tomando como base las guías de desgaste de cada diente.



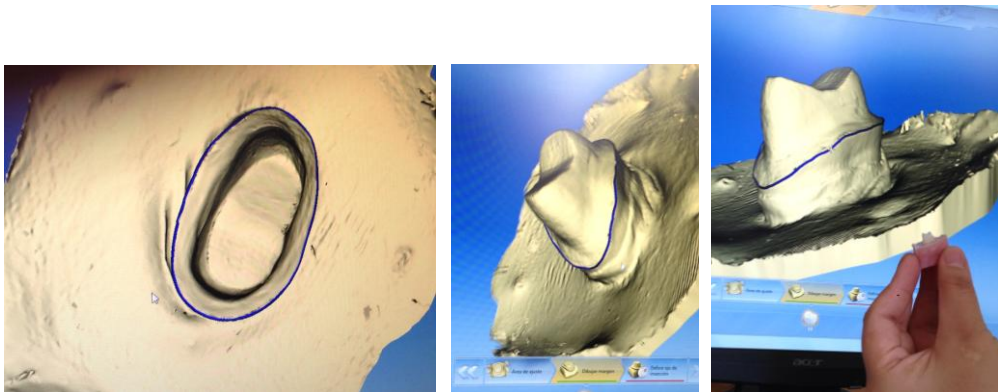
- Se seleccionó el tipo de Diente a fabricar (Premolar)
- Se seleccionó el equipo de tallado (Máquina Sirona)
- Se escogió el tipo de restauración a utilizar (Corona total)



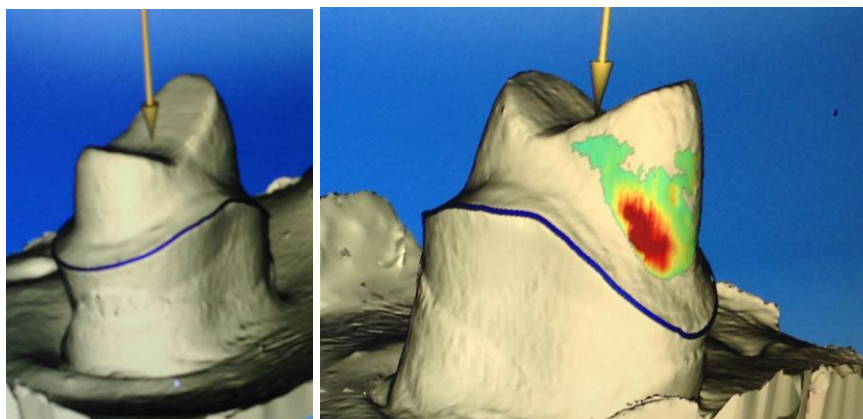
- Se seleccionó el material a utilizar ya que el software despliega una variedad de marcas y tipos de materiales de cada casa comercial, aquí se escogió Lava Ultimate de 3M ESPE.



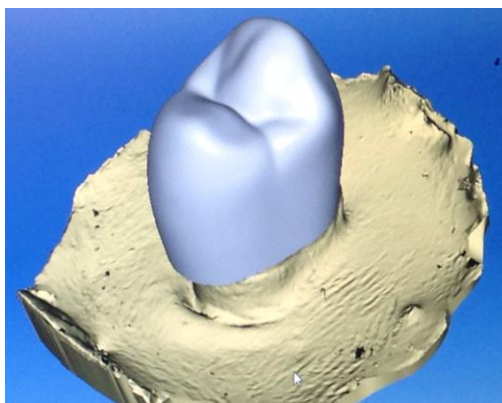
- Se seleccionó el tamaño del bloque que fue de 12 mm de largo.
- Se verificó la superficie escaneada para corroborar si se captó completamente la imagen.
- Posteriormente se delimitó el margen en la imagen para que la restauración se adaptara completamente a la preparación.



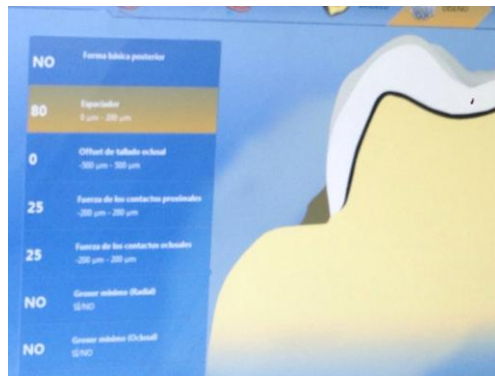
- La misma máquina sugirió el eje de inserción más apropiado para tallar el interior de la restauración y evitar cualquier interferencia o puntos de contacto internos que impidan ajustar adecuadamente la corona.



- Se verificó la anatomía externa de la restauración.

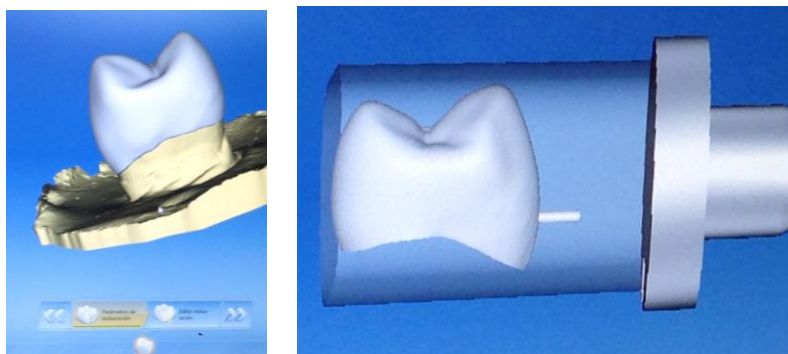


- Posteriormente se indicó en el programa que se deseaba un espacio de 10 micras entre la restauración y la superficie del diente.



- No se seleccionaron puntos de contacto ya que cada pieza era aislada y no existían piezas oponentes.

Una vez ingresada toda esta información, la máquina procesó y desplegó una imagen predeterminada en la pantalla de cómo iba a quedar ajustada la corona en el diente. Luego de aceptar la información se calculó virtualmente en la pantalla la imagen de la restauración respecto a las medidas del bloque de Lava Ultimate y se estableció que el tallado empezara justo desde el centro del bloque.



Previo a empezar el tallado, se colocaron las fresas en la máquina, todas ellas especiales para Sirona con un software mayor o igual a la versión 3.10. Las fresas que se utilizaron para el tallado fueron:

1. Cerec MC XL inLab MC XL Cylinder pointed Bur tamaño 12S
2. Cerec MC XL inLab MC XL Cylinder pointed Bur tamaño 20
3. Cerec MC XL inLab MC XL Step Bur tamaño 12S
4. Cerec MC XL inLab MC XL Step Bur tamaño 20



Por razones ajenas al estudio no se pudo estandarizar el color de las restauraciones por lo que se utilizaron distintos colores de bloques.



Finalmente se colocó y se atornilló el bloque de Lava Ultimate dentro de la máquina. Al estar todo listo se procedió a dar inicio al tallado de la restauración. Cada una de las piezas tuvieron un tiempo estimado de fabricación que oscilaba entre los 7:30 minutos hasta las 9:15 minutos.

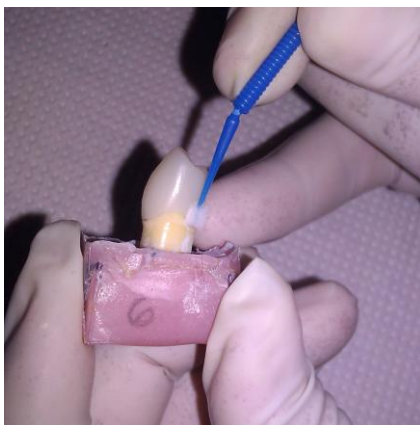
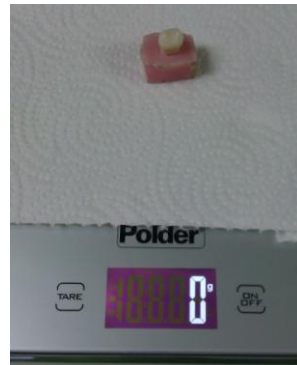
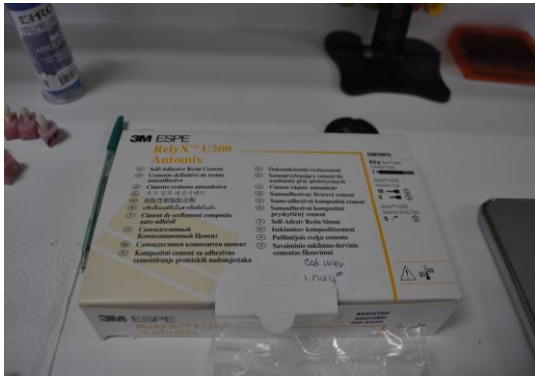
4. TÉCNICA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Una vez preparados los dientes y las restauraciones ya listas por parte del laboratorio, se dividieron los dientes en tres grupos.

- A. El primero fue un grupo de control negativo donde no existirá cemento alguno. (Cinco dientes). Fueron codificados con la letra “C” (Control) y numerados del 1 al 5 para su posterior evaluación y análisis.
- B. EL segundo utilizó un cemento de resina compuesta autoadhesiva (RelyX U200). Una vez obtenidas las restauraciones de LAVA ULTIMATE, se procedió a activar el cemento por medio de puntas mezcladoras AUTOMIX específicas del fabricante y se dispensó en la superficie interna de la corona hasta la mitad para que fluyera el material al ejercer presión. La restauración se colocó en su pieza correspondiente por medio de movimientos oscilantes de bucal a lingual hasta asentar la restauración sin exceder 2:30 minutos, que es el tiempo de trabajo registrado por el fabricante desde la mezcla. Por ser un estudio IN VITRO se realizó presión digital sobre una tapita de acrílico circular de 4cm de diámetro y 0.7cm de grosor previamente fabricada para cada diente y así tener un área mayor para ejercer presión uniforme sobre la corona. Luego se colocó la pieza sobre una báscula digital marca POLDER y se calibró dicho aparato para eliminar el peso de la pieza, posteriormente se hizo presión hasta que la pantalla de la báscula alcanzara 3kg de presión. Se removieron los excesos, según la literatura citada (Anusavice) y las instrucciones del fabricante, una vez asentada la corona, con un tiempo menor a los 2 minutos después del inicio del mezclado para evitar que su viscosidad aumente. Para remover los excesos, se utilizó únicamente un microaplicador realizando movimientos horizontales desde la cara libre bucal a lo largo de toda la periferia hasta que clínicamente no se observe excesos, para esto se utilizó una lupa de magnificación con un aumento de 5x. Posteriormente se fotopolimerizó con una lámpara de fotocurado ELIPAR (con una potencia de $1200\text{mw}/\text{cm}^2$) marca 3M por 20 segundos en cada cara y se esperará al menos 5 minutos que registra el fabricante como tiempo de autopolimerización. (Cinco dientes). Fueron codificados con la letra “M” (Microaplicador/Microbrush) con un trozo de masking tape y lapicero negro cada tasel, y numerados del 1 al 5 para su posterior evaluación y análisis con el estereoscopio.
- C. El tercer grupo fueron aquellos dientes en que se eliminaron los excesos de cemento a través del curado “tack” (tack curing). Una vez obtenidas las restauraciones de LAVA ULTIMATE, se procedió a activar el cemento por medio de puntas mezcladoras AUTOMIX específicas del fabricante y se

dispensó en la superficie interna de la corona hasta la mitad para que fluyera el material al ejercer presión. Cada restauración se colocó en su pieza correspondiente por medio de movimientos oscilantes de bucal a lingual hasta asentar la restauración sin exceder 2:30 minutos, que es el tiempo de trabajo registrado por el fabricante. Por ser un estudio IN VITRO se realizó presión digital sobre una tapita de acrílico circular de 4cm de diámetro y 0.7cm de grosor previamente fabricada para cada diente y así tener un área mayor para ejercer presión uniforme sobre la corona. Luego se colocó la pieza sobre una báscula digital marca POLDER y se calibro dicho aparato para eliminar el peso de la pieza, posteriormente se hizo presión hasta que la pantalla de la báscula alcanzara 3kg de presión. Una vez cementado se fotopolimerizó con una lámpara de fotocurado ELIPAR (con una potencia de $1200\text{mw}/\text{cm}^2$) marca 3M por 2 segundos en cada cara a manera de llevar a estado gel el cemento y se procedió a remover los excesos con un explorador No.5. nuevo marca Hu-Friedy con movimientos de cervical a oclusal a lo largo de toda la periferia hasta que clínicamente no se observe excesos (Cinco dientes) para esto se utilizó una lupa de magnificación con un aumento de 5x.. Posteriormente se fotopolimerizó por 20 segundos en cada cara y se esperó al menos 5 minutos que registra el fabricante como tiempo de autopolimerización. Fueron codificados con la letra "CT" con un trozo de masking tape y lapicero negro cada tassel y numerados del 1 al 5 para su posterior evaluación y análisis.





4. ANÁLISIS DE DATOS

Una vez eliminados los excesos en los grupos de estudio se procedió a evaluar y comparar por medio de un estereoscopio marca MEIJI tipo Greenough modelo EMF-1 FIXED con una magnificación de 30X ubicado en el Laboratorio de Microbiología en la Clínica de la Facultad de Odontología de la Universidad San Carlos de Guatemala. Luego de catalogar a los grupos y subdividirlos, se procedió a evaluar la manera en la que los excesos fueron eliminados para hacer comparaciones entre las técnicas.

Se realizó una línea guía en la mitad de la cara bucal de cada pieza a lo largo del axis con un lápiz Mongol No.2. Cada tassel fue tomado por medio de una pinza Kelly y se colocó debajo del estereoscopio a 10cm de distancia del lente. A partir de esa marca se evaluó la configuración de la línea de cementado en sentido de las agujas del reloj. Se realizó una línea en el diente y la restauración hasta donde se pudo evaluar la configuración de la línea de cementado en la interfase diente-prótesis. A partir de ahí se giró y se evaluó nuevamente la próxima porción visible de la línea de cementado hasta evaluar la totalidad de la circunferencia. Se hizo una sumatoria de todas las porciones evaluadas a lo largo de la circunferencia se anotó el tipo de configuración (positiva, negativa o neutra) que se presentó en cada porción visible y posteriormente se obtuvo un porcentaje del mismo según las porciones evaluadas en cada pieza. Para esto se realizaron marcas sobre la raíz con un lápiz como referencia. Las piezas fueron codificadas primero con el nombre de técnica de remoción de excesos (M o CT), seguidos del número de la pieza (1,2,3,4,5) y luego con la porción evaluada correspondiente codificada con una letra minúscula según su orden en el alfabeto (a,b,c,d..... etc.), se tomó como referencia la primera porción o letra “a” a la porción situada a la izquierda de la línea realizada en el axis de la cara bucal de cada pieza y se nombraron en sentido de las agujas del reloj. Cada área fue medida a través de un calibrador tipo Vernier.

RESULTADOS

CUADRO No.1

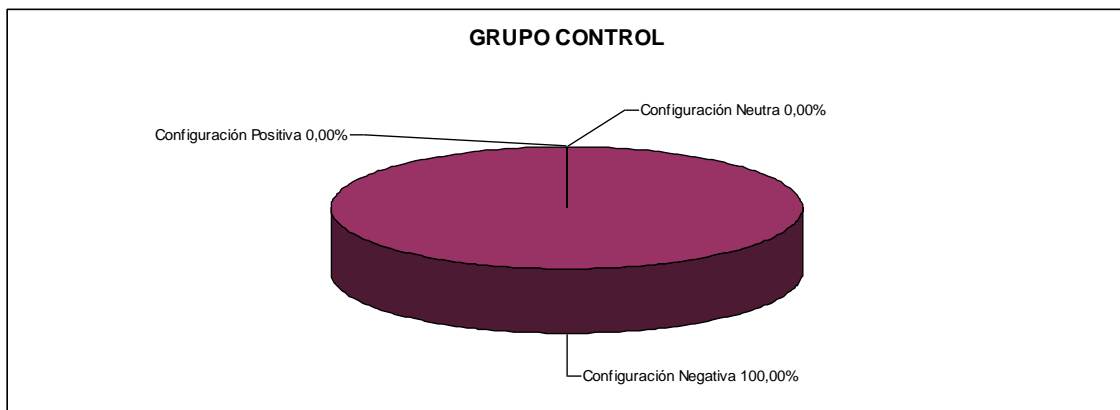
GRUPO CONTROL

	C1	C2	C3	C4	C5	PROMEDIO (%)
C.NEUTRA	0	0	0	0	0	0,00
C.NEGATIVA	100	100	100	100	100	100,00
C.POSITIVA	0	0	0	0	0	0,00
TOTAL	100	100	100	100	100	100,00

Fuente: datos recolectados en el trabajo de campo.

GRÁFICO No.1

GRUPO CONTROL



INTERPRETACIÓN CUADRO No.1

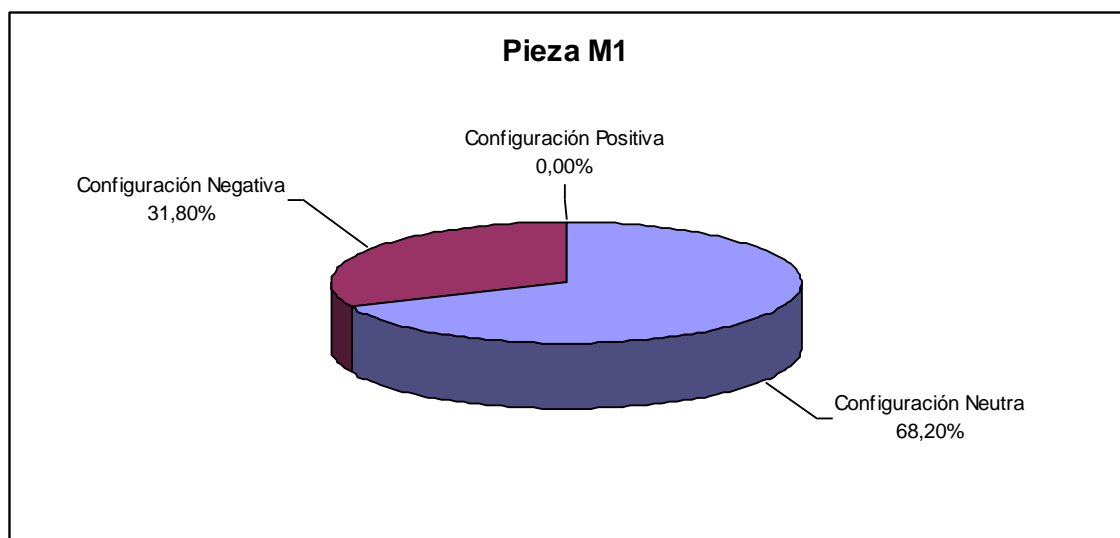
Se observó al evaluar todas las piezas en el microscopio que existe una configuración negativa entre la interfase diente-prótesis. Al no haber agente cementante de por medio, no existe una unión a cuerpo completo ni excesos que se puedan evaluar en las piezas de la muestra. El propósito de utilizar un grupo control fue evidenciar que a pesar que clínicamente y a nivel táctil no se observara/sintiera discontinuidad entre la restauración y el diente, a nivel microscópico si se evidenció un espacio entre ellos.

CUADRO No. 2
TÉCNICA MICROBRUSH (“M”) PIEZA 1

M1	POSITIVA		NEGATIVA		NEUTRA	
		Porción		Porción		Porción
M1a					X	3,80
M1b			X	4,00		
M1c					X	3,00
M1d					X	3,50
M1e					X	4,50
M1f			X	2,90		
				6,90	14,80	
					21,7	100,00% TOTAL
					14,80	68,20% C.NEUTRA
					6,90	31,80% C.NEGATIVA
					0	0,00% C.POSITIVA

Fuente: datos recolectados en el trabajo de campo. Medidas en milímetros (mm).

GRÁFICO No.2
TÉCNICA MICROBRUSH (“M”) PIEZA 1



INTERPRETACIÓN DE CUADRO No.2

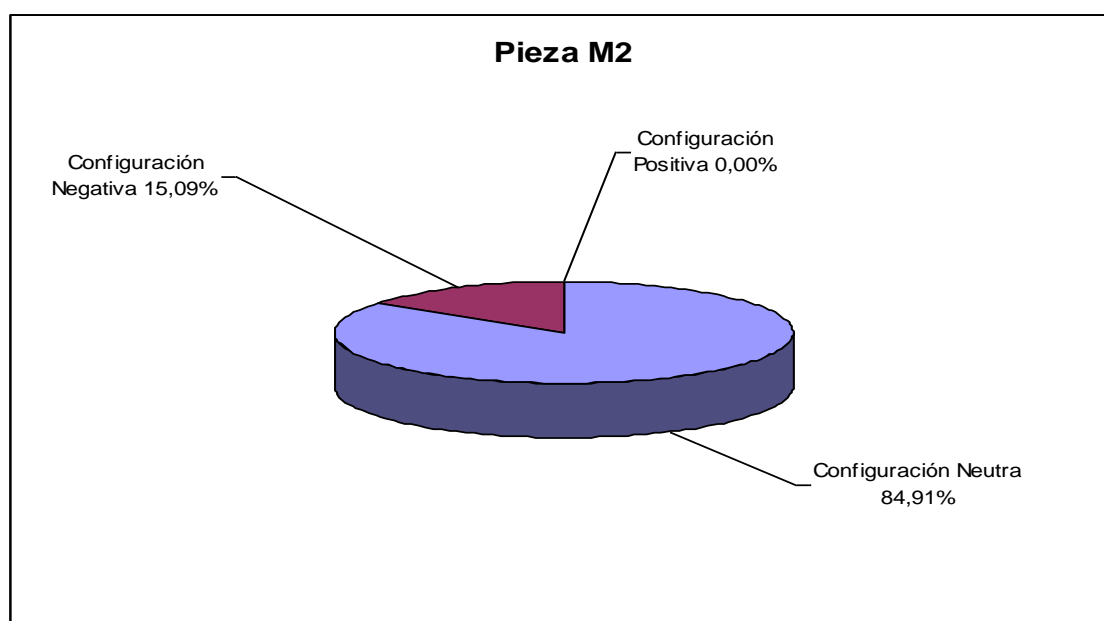
En relación a la pieza evaluada se midieron 6 áreas en milímetros(mm) marcadas con las letras de la “a” a la “f”; en sumatoria la periferia de esta pieza fue de 21.7mm (100%). De las cuales 2 áreas presentaron configuración negativa con una sumatoria de área de 6.90mm (31.8%) y 4 áreas presentaron una configuración neutra con una sumatoria de área de 14.80mm (68.2%). No se presentó en esta pieza ningún área con excesos o configuración positiva (0%).

CUADRO No. 3
TÉCNICA MICROBRUSH (“M”) PIEZA 2

M2	POSITIVA		NEGATIVA		NEUTRA	
		Porción		Porción		Porción
M2a					X	2,60
M2b					X	2,30
M2c					X	3,80
M2d					X	2,80
M2e					X	2,50
M2f					X	4,00
M2g			X	3,20		
				3,20		18,00
					21,2	100,00% TOTAL
					18,00	84,91% C.NEUTRA
					3,20	15,09% C.NEGATIVA
					0	0,00% C.POSITIVA

Fuente: datos recolectados en el trabajo de campo. Medidas en milímetros (mm).

GRÁFICO No. 3
TÉCNICA MICROBRUSH (“M”) PIEZA 2



INTERPRETACIÓN DE CUADRO No.3

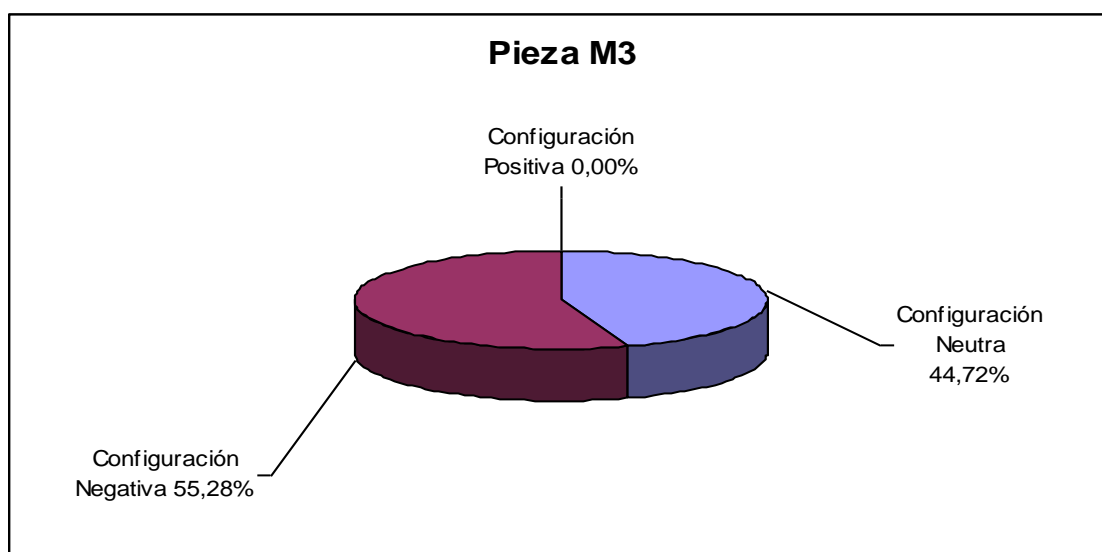
En relación a la pieza evaluada se midieron 7 áreas en milímetros (mm) marcadas con las letras de la “a” a la “g”; en sumatoria la periferia de esta pieza fue de 21.2mm (100%). De las cuales 1 área presentó configuración negativa con una sumatoria de área de 3.20mm (15.09%) y 6 áreas presentaron una configuración neutra con una sumatoria de área de 18mm (84.91%). No se presentó en esta pieza ningún área con excesos o configuración positiva (0%).

CUADRO No.4
TÉCNICA MICROBRUSH (“M”) PIEZA 3

M3	POSITIVA		NEGATIVA		NEUTRA	
		Porción		Porción		Porción
M3a			X	2,60		
M3b					X	2,60
M3c			X	3,20		
M3d			X	2,10		
M3e					X	2,80
M3f			X	3,10		
M3g					X	3,50
			11,00		8,90	
				19,9	100,00%	TOTAL
				8,90	44,72%	C.NEUTRA
				11,00	55,28%	C.NEGATIVA
				0	0,00%	C.POSITIVA

Fuente: datos recolectados en el trabajo de campo. Medidas en milímetros (mm).

GRÁFICO No.4
TÉCNICA MICROBRUSH (“M”) PIEZA 3



INTERPRETACIÓN DE CUADRO No.4

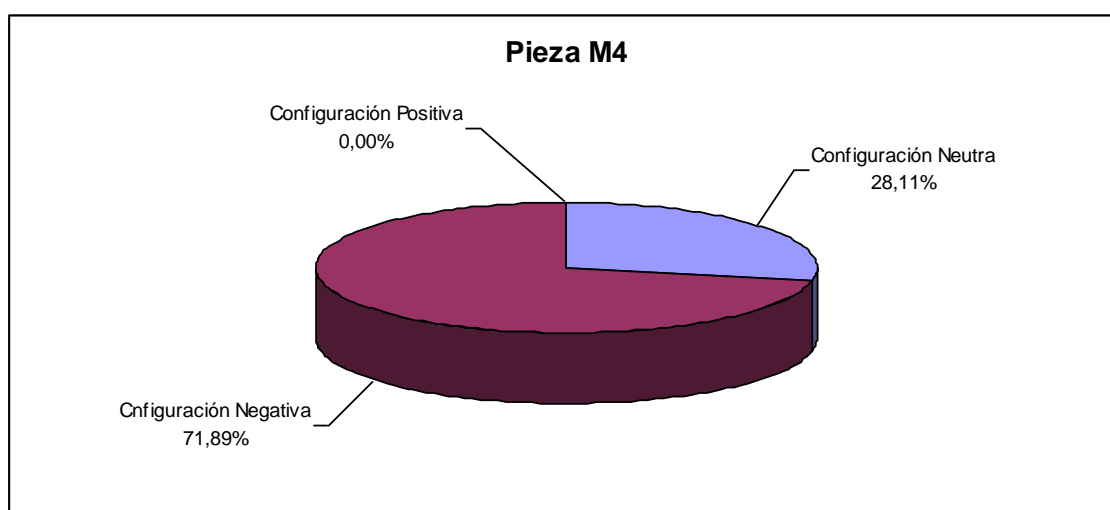
En relación a la pieza evaluada se midieron 7 áreas en milímetros (mm) marcadas con las letras de la “a” a la “g”; en sumatoria la periferia de esta pieza fue de 19.9mm (100%). De las cuales 4 áreas presentaron configuración negativa con una sumatoria de área de 11mm (55.28%) y 3 áreas presentaron una configuración neutra con una sumatoria de área de 8.9mm (44.72%). No se presentó en esta pieza ningún área con excesos o configuración positiva (0%).

CUADRO No.5
TÉCNICA MICROBRUSH (“M”) PIEZA 4

M4	POSITIVA		NEGATIVA		NEUTRA	
		Porción		Porción		Porción
M4a			X	2,20		
M4b			X	2,00		
M4c			X	5,00		
M4d					X	2,90
M4e			X	2,30		
M4f			X	4,10		
M4g					X	3,20
			15,60		6,10	
				21,7	100,00%	TOTAL
				6,10	28,11%	C.NEUTRA
				15,60	71,89%	C.NEGATIVA
				0	0,00%	C.POSITIVA

Fuente: datos recolectados en el trabajo de campo. Medidas en milímetros (mm).

GRÁFICO No.5
TÉCNICA MICROBRUSH (“M”) PIEZA 4



INTERPRETACIÓN DE CUADRO No.5

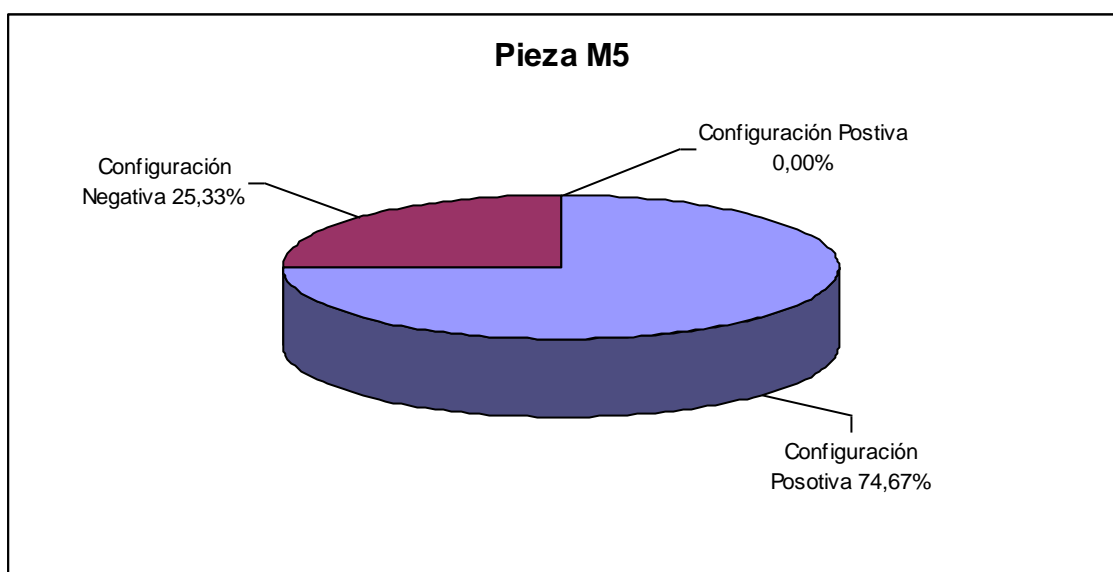
En relación a la pieza evaluada se midieron 7 áreas en milímetros (mm) marcadas con las letras de la “a” a la “g”; en sumatoria la periferia de esta pieza fue de 21.7mm (100%). De las cuales 5 áreas presentaron configuración negativa con una sumatoria de área de 15.60mm (71.89%) y 2 áreas presentaron una configuración neutra con una sumatoria de área de 6.10mm (28.11%). No se presentó en esta pieza ningún área con excesos o configuración positiva (0%).

CUADRO No. 6
TÉCNICA MICROBRUSH (“M”) PIEZA 5

M5	POSITIVA		NEGATIVA		NEUTRA	
		Porción		Porción		Porción
M5a			X	2,50		
M5b					X	2,00
M5c					X	5,00
M5d					X	3,00
M5e					X	2,80
M5f					X	4,00
M5g			X	3,20		
				5,70		16,80
					22,5	100,00%
					16,80	74,67%
					5,70	25,33%
					0	0,00%
						TOTAL
						C.NEUTRA
						C.NEGATIVA
						C.POSITIVA

Fuente: datos recolectados en el trabajo de campo. Medidas en milímetros (mm).

GRÁFICO No.6
TÉCNICA MICROBRUSH (“M”) PIEZA 5



INTERPRETACIÓN DE CUADRO No.6

En relación a la pieza evaluada se midieron 7 áreas en milímetros (mm) marcadas con las letras de la “a” a la “g”; en sumatoria la periferia de esta pieza fue de 22.5mm (100%). De las cuales 2 áreas presentaron configuración negativa con una sumatoria de área de 5.7mm (25.33%) y 5 áreas presentaron una configuración neutra con una sumatoria de área de 16.8mm (74.67%). No se presentó en esta pieza ningún área con excesos o configuración positiva (0%).

CUADRO No.7

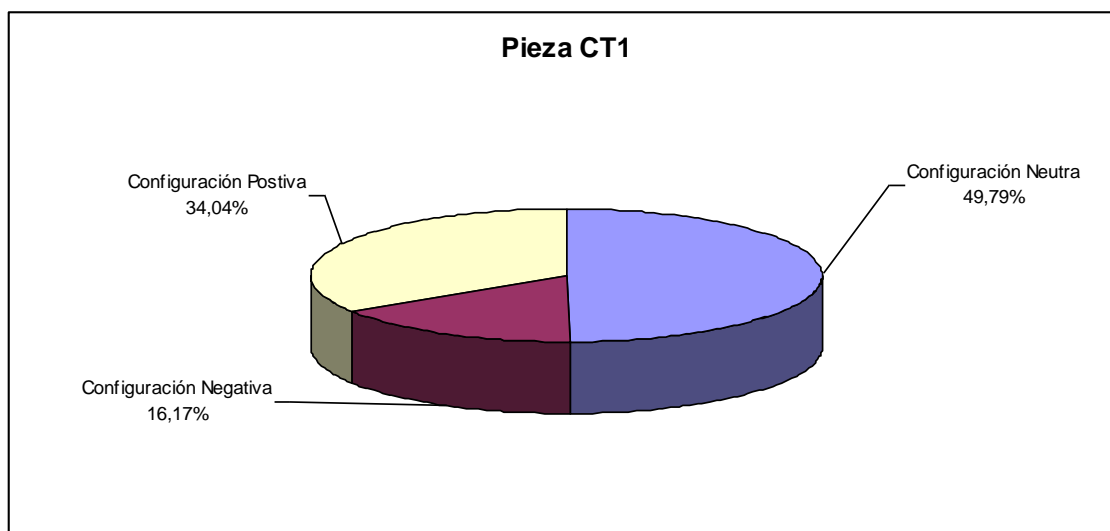
TÉCNICA CURADO TACK/TACK CURING (“CT”) PIEZA 1

CT1	POSITIVA		NEGATIVA		NEUTRA		
		Porción		Porción		Porción	
CT1a					X	2,70	
CT1b	X	2,70					
CT1c			X	3,80			
CT1d	X	2,40					
CT1e					X	2,70	
CT1f					X	3,00	
CT1g					X	3,30	
CT1h	X	2,90					
		8,00	3,80	11,70	23,5	100,00%	TOTAL
					11,70	49,79%	C.NEUTRA
					3,80	16,17%	C.NEGATIVA
					8	34,04%	C.POSITIVA

Fuente: datos recolectados en el trabajo de campo. Medidas en milímetros (mm).

GRÁFICO No.7

TÉCNICA CURADO TACK/TACK CURING (“CT”) PIEZA 1



INTERPRETACIÓN DE CUADRO No.7

En relación a la pieza evaluada se midieron 8 áreas en milímetros (mm) marcadas con las letras de la “a” a la “h”; en sumatoria la periferia de esta pieza fue de 23.5mm (100%). De las cuales 1 área presentó configuración negativa con una longitud de área de 3.8mm (16.17%); 4 áreas presentaron una configuración neutra con una sumatoria de área de 11.7mm (49.79%). Y 3 áreas presentaron configuración positiva con una sumatoria de longitud de 8mm (34.04%).

CUADRO No. 8

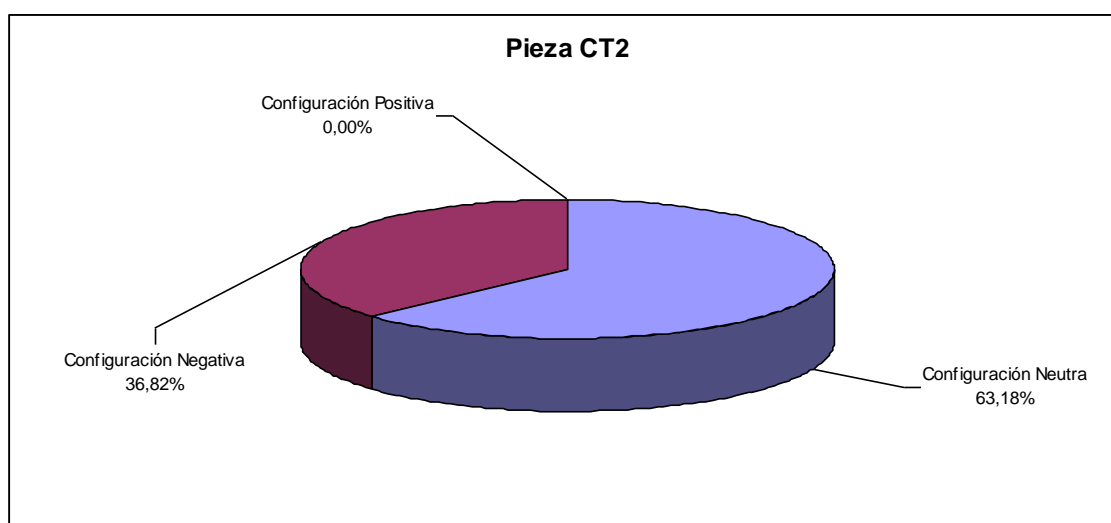
TÉCNICA CURADO TACK/TACK CURING (“CT”) PIEZA 2

CT2	POSITIVA		NEGATIVA		NEUTRA	
		Porción		Porción		Porción
CT2a					X	2,30
CT2b					X	3,00
CT2c					X	3,00
CT2d					X	2,00
CT2e					X	2,40
CT2f			X	2,40		
CT2g			X	2,40		
CT2h			X	2,60		
		0,00		7,40		12,70
					20,1	100,00%
					12,70	63,18%
					7,40	36,82%
					0	0,00%
						TOTAL
						C.NEUTRA
						C.NEGATIVA
						C.POSITIVA

Fuente: datos recolectados en el trabajo de campo. Medidas en milímetros (mm).

GRAFICO No.8

TÉCNICA CURADO TACK/TACK CURING (“CT”) PIEZA 2



INTERPRETACIÓN DE CUADRO No.8

En relación a la pieza evaluada se midieron 8 áreas en milímetros (mm) marcadas con las letras de la “a” a la “h”; en sumatoria la periferia de esta pieza fue de 20.1mm (100%). De las cuales 3 áreas presentaron configuración negativa con una longitud de área de 7.4mm (36.82%); 5 áreas presentaron una configuración neutra con una sumatoria de área de 12.7mm (63.18%). No se presentó en esta pieza ningún área con excesos o configuración positiva (0%).

CUADRO 9

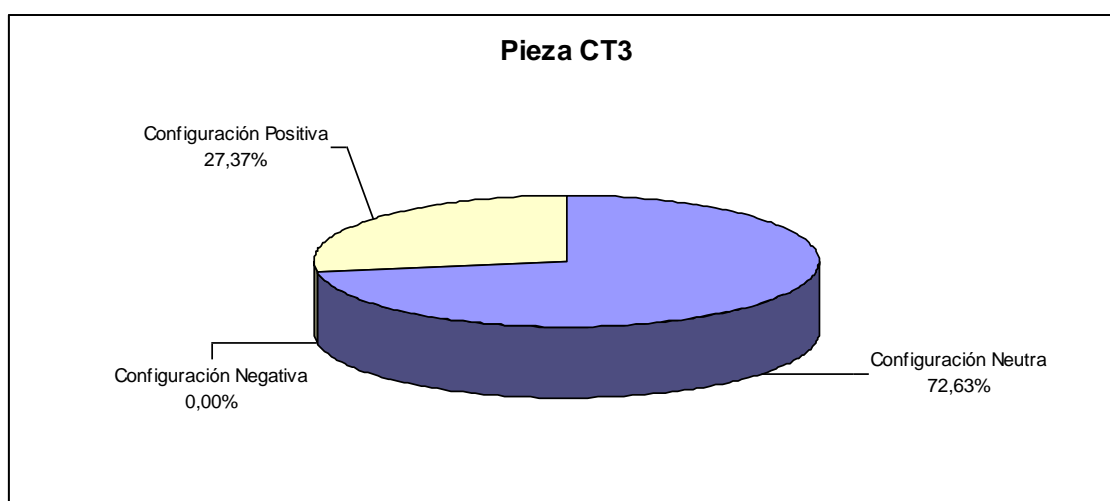
TÉCNICA CURADO TACK/TACK CURING (“CT”) PIEZA 3

CT3	POSITIVA		NEGATIVA		NEUTRA	
		Porción		Porción		Porción
CT3a					X	2,80
CT3b	X	2,20				
CT3c					X	2,20
CT3d					X	3,40
CT3e	X	3,00				
CT3f					X	2,40
CT3g					X	3,00
		5,20		0,00		13,80
					19	100,00%
					13,80	72,63%
					0,00	0,00%
					5,2	27,37%
						TOTAL
						C.NEUTRA
						C.NEGATIVA
						C.POSITIVA

Fuente: datos recolectados en el trabajo de campo. Medidas en milímetros (mm).

GRÁFICO No.9

TÉCNICA CURADO TACK/TACK CURING (“CT”) PIEZA 3



INTERPRETACIÓN DE CUADRO No.9

En relación a la pieza evaluada se midieron 7 áreas en milímetros (mm) marcadas con las letras de la “a” a la “g”; en sumatoria la periferia de esta pieza fue de 19mm (100%). De las cuales ningún área presentó configuración negativa con una longitud de área de 0mm (0%); 5 áreas presentaron una configuración neutra con una sumatoria de área de 13.8mm (72.63%). Y 2 áreas presentaron configuración positiva con una sumatoria de longitud de 5.2mm(27.37%).

CUADRO No.10

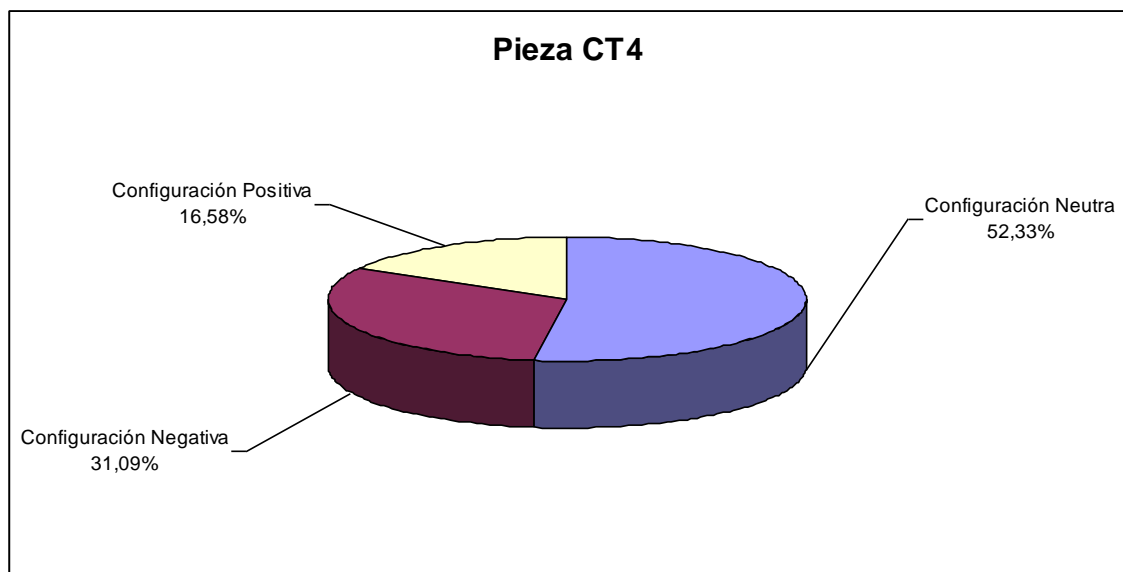
TÉCNICA CURADO TACK/TACK CURING (“CT”) PIEZA 4

CT4	POSITIVA		NEGATIVA		NEUTRA	
		Porción		Porción		Porción
CT4a			X	2,50		
CT4b					X	2,00
CT4c					X	2,40
CT4d	X	2,00				
CT4e			X	2,00		
CT4f					X	2,90
CT4g					X	2,80
CT4h	X	1,20				
CT4i			X	1,50		
		3,20		6,00		10,10
					19,3	100,00% TOTAL
					10,10	52,33% C.NEUTRA
					6,00	31,09% C.NEGATIVA
					3,2	16,58% C.POSITIVA

Fuente: datos recolectados en el trabajo de campo. Medidas en milímetros (mm).

GRÁFICO No.10

TÉCNICA CURADO TACK/TACK CURING (“CT”) PIEZA 4



INTERPRETACIÓN DE CUADRO No.10

En relación a la pieza evaluada se midieron 9 áreas en milímetros (mm) marcadas con las letras de la “a” a la “i”; en sumatoria la periferia de esta pieza fue de 19.3mm (100%). De las cuales 3 áreas presentaron configuración negativa con una longitud de área de 6mm (31.09%); 4 áreas presentaron una configuración neutra con una sumatoria de área de 10.1mm (52.33%). Y 2 áreas presentaron configuración positiva con una sumatoria de longitud de 3.2mm(16.58%).

CUADRO No. 11

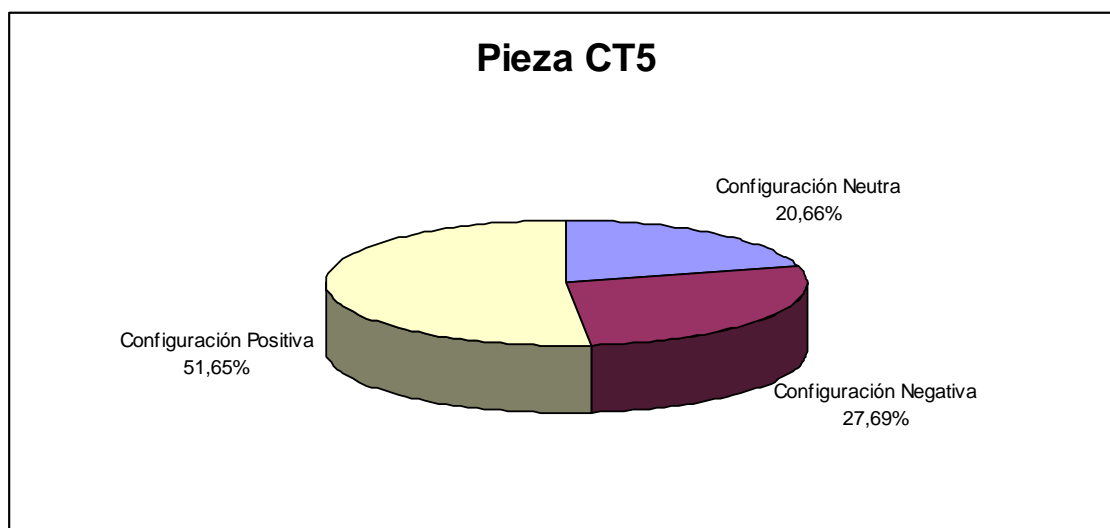
TÉCNICA CURADO TACK/TACK CURING (“CT”) PIEZA 5

CT5	POSITIVA		NEGATIVA		NEUTRA		
		Porción		Porción		Porción	
CT5a	X	2,00					
CT5b					X	2,00	
CT5c					X	3,00	
CT5d	X	3,00					
CT5e	X	3,00					
CT5f	X	1,50					
CT5g	X	3,00					
CT5h			X	2,00			
CT5i			X	2,00			
CT5j			X	2,70			
		12,50		6,70		5,00	
					24,2	100,00%	TOTAL
					5,00	20,66%	C.NEUTRA
					6,70	27,69%	C.NEGATIVA
					12,5	51,65%	C.POSITIVA

Fuente: datos recolectados en el trabajo de campo. Medidas en milímetros (mm).

GRAFICO No.11

TÉCNICA CURADO TACK/TACK CURING (“CT”) PIEZA 5



INTERPRETACIÓN DE CUADRO No.11

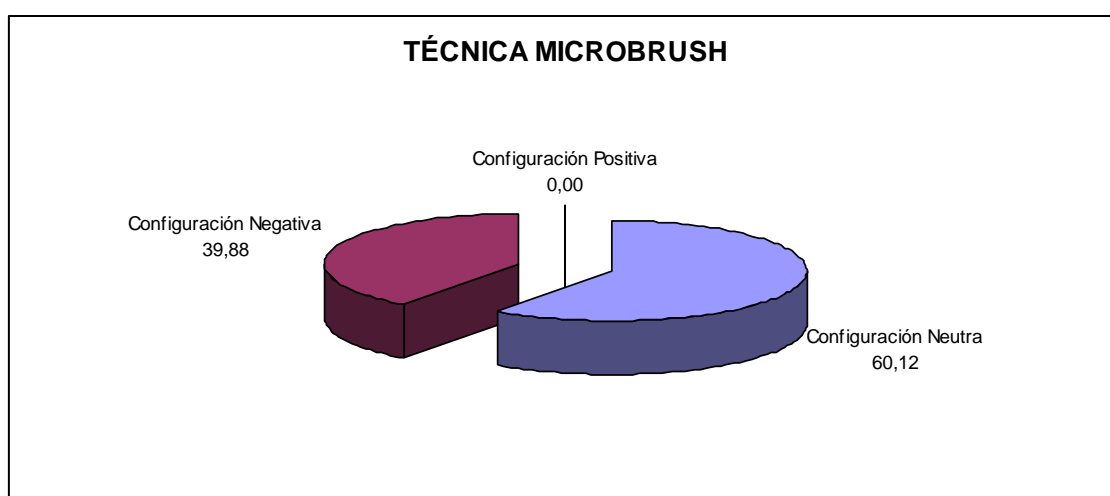
En relación a la pieza evaluada se midieron 10 áreas en milímetros (mm) marcadas con las letras de la “a” a la “i”; en sumatoria la periferia de esta pieza fue de 24.2mm (100%). De las cuales 3 áreas presentaron configuración negativa con una longitud de área de 6.7mm (27.69%); 2 áreas presentaron una configuración neutra con una sumatoria de área de 5mm (20.66%). Y 5 áreas presentaron configuración positiva con una sumatoria de longitud de 12.5mm(51.65%).

CUADRO No.12
RESUMEN TÉCNICA MICROBRUSH

	M1	M2	M3	M4	M5	PROMEDIO (%)
C.NEUTRA	68,2	84,91	44,72	28,11	74,67	60,12
C.NEGATIVA	31,8	15,09	55,28	71,89	25,33	39,88
C.POSITIVA	0	0	0	0	0	0,00
TOTAL	100	100	100	100	100	100,00

Fuente: datos recolectados en el trabajo de campo. Medidas en milímetros (mm).

GRÁFICO No.12
RESUMEN TÉCNICA MICROBRUSH



INTERPRETACIÓN CUADRO No.12

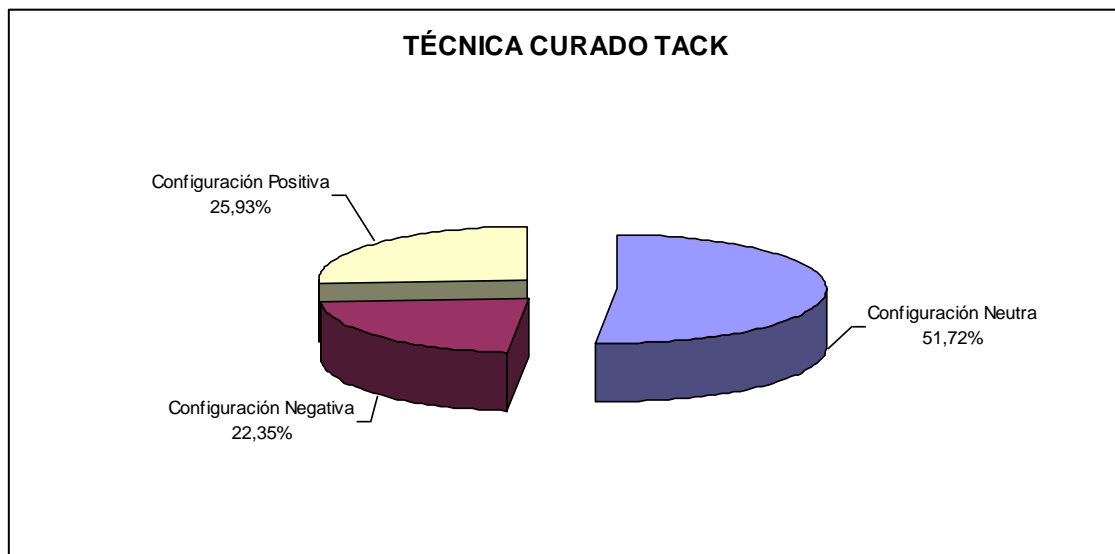
Se puede observar que la configuración que predomina en esta técnica es la Configuración Neutra con un 60,12%, en menor porcentaje existe una Configuración Negativa con un 39,88%. Al utilizar esta técnica no se presentó ningún tipo de excesos o Configuración Positiva.

CUADRO NO. 13
RESUMEN TÉCNICA CURADO TACK / TACK CURING

	CT1	CT2	CT3	CT4	CT5	PROMEDIO (%)
C.NEUTRA	49,79	63,18	72,63	52,33	20,66	51,72
C.NEGATIVA	16,17	36,82	0	31,09	27,69	22,35
C.POSITIVA	34,04	0	27,37	16,58	51,65	25,93
TOTAL	100	100	100	100	100	100,00

Fuente: datos recolectados en el trabajo de campo. Medidas en milímetros (mm).

GRÁFICO No. 13
RESUMEN TÉCNICA CURADO TACK / TACK CURING



INTERPRETACIÓN CUADRO No.13

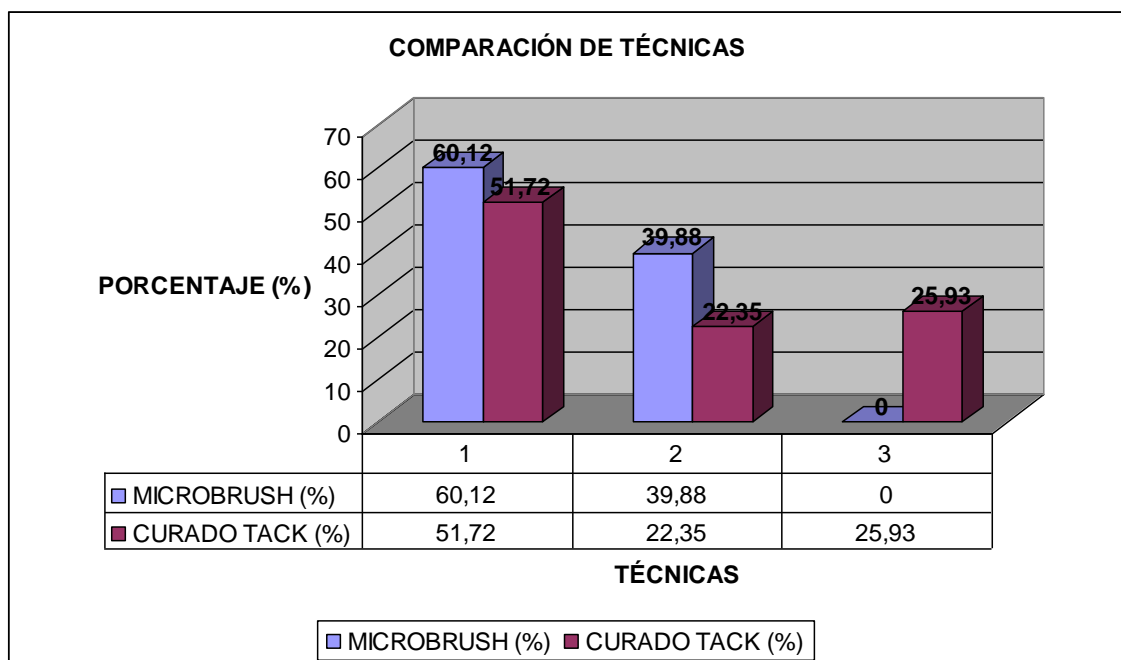
Se puede observar que la configuración que predomina en esta técnica es la Configuración Neutra con un 51,72%, en menor porcentaje existe una Configuración Positiva con un 25,93%. Y finalmente casi similar a la anterior la Configuración Negativa se presentó en un 22,35%. Por lo que se puede inferir que esta técnica es la que provee resultados más variables.

CUADRO No.14
COMPARACIÓN ENTRE TÉCNICAS

	MICROBRUSH (%)	CURADO TACK (%)
C.NEUTRA	60,12	51,72
C.NEGATIVA	39,88	22,35
C.POSITIVA	0	25,93
TOTAL	100	100

Fuente: datos recolectados en el trabajo de campo.

GRÁFICO No.14
COMPARACIÓN ENTRE TÉCNICAS



INTERPRETACIÓN CUADRO No.14

Se puede observar que la configuración que predomina en ambas técnicas es la Configuración Neutra, en menor porcentaje existe una Configuración Negativa. únicamente en la técnica de Curado Tack se obtuvo Configuración Positiva por lo que se puede inferir que esta técnica es la que deja más excesos.

DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Los resultados obtenidos en este estudio, permiten evidenciar y discutir los siguientes aspectos:

En relación a la cantidad de áreas evaluadas o medidas fue diferente en cada pieza debido a la circunferencia que cada una presentó. No obstante se pudo ver que el rango de circunferencia total de cada pieza oscilaba entre los 19 y los 22 mm de diámetro. Se pudo observar que ninguna de las técnicas fue homogénea (que presentara la misma configuración) en la totalidad de la periferia de cada diente.

En relación a al grupo control a pesar de ser evaluadas y pasar un explorador sin percibir interferencia alguna, microscópicamente se podía evaluar una configuración negativa en toda la circunferencia ya que existía una brecha o “gap” entre la interfase diente-prótesis.

Respecto al grupo “MICROAPLICADOR” o “MICROBRUSH” se pudo constatar que al utilizar está técnica con movimientos horizontales a lo largo de la periferia, no existe posibilidad de dejar excesos pero si existe la posibilidad de remover más material de la interfase diente-prótesis dando oportunidad a acumulación de bacterias y fluidos en dichas zonas. Pero en su mayoría esta técnica provee un sellado con una configuración neutra al finalizar el cementado de la restauración y manteniendo una interfase diente-prótesis continua y sin interferencia. La brecha dejada en está técnica se puede deber a factores de fuerza aplicada a la pieza por parte del micro aplicador o por la misma forma que poseen estos insumos ya que su punta suele ser esférica.

En relación al grupo “CURADO TACK” o “TACK CURING”, los resultados revelan que es una técnica más variable comparada a la técnica usando un MICROAPLICADOR donde una vez finalizado el cemento si se pueden observar microscópicamente restos de cemento alrededor de la pieza. De no ser removidos dichos excesos pueden provocar acumulación de microorganismos y placa dentobacteriana que posteriormente pueda irritar los tejidos de soporte dentario. Pero se debería establecer por medio de estudios futuros y hacer mediciones de dichos excesos para establecer si son significativos como para que tengan una consecuencia relevante.

Si por el contrario, a pesar de utilizar esta técnica se complementa con un pulido posterior ya sea con discos abrasivos, puntas de goma u otro aditamento para pulir, ésta técnica proveerá en un mayor porcentaje una unión a cuerpo completo o BUTT JOINT reduciendo la probabilidad de acumulación de bacterias o microfiltración alrededor de la restauración.

Al comparar los resultados de esta investigación con la de Trifkovic et. al. (que a pesar que compararon varias técnicas para determinar la rugosidad de la línea de cementación) se puede estar de acuerdo que al finalizar el proceso de cementación se debe pulir la pieza para dejar una superficie lo menos rugosa posible, sobre todo si se remueven los excesos con la técnica de CURADO TACK, de hacer esto se incrementaría hasta un 75,65% la configuración neutra en la periferia de la interfase diente-prótesis y así obtener mejores resultados clínicos y microscópicos.

En lo evidenciado por Mitchell et. al. y Mansour et. al. Ambos estudios reportaron que usar cementos a base de resina pueden evidenciarse excesos a nivel microscópico a pesar que clínicamente no se observaron. Al igual que en este estudio, se logró apreciar los excesos hasta ser observadas las piezas bajo el estereoscopio y únicamente se presentaron remanentes al utilizar la técnica de Curado Tack.

Mansour et. al., a pesar que no evaluaron la línea de cementación propiamente dicha, hace especial énfasis en sus conclusiones que utilizar un metodo de “flick off” en inglés o una remoción del cemento en estado gel después de 3 minutos de iniciado la polimerización con un instrumento de plástico comparando a una remoción con un rollo de algodón, el primero deja excesos mayores comparado al segundo o incluso mayores brechas. Además concluyeron que esto se debe que al utilizar un rollo de algodón tiende a remover cemento aún no completamente polimerizado debajo del margen de la corona mientras que el primer método que ellos utilizaron tiende a remover el cemento al fracturarlo en el margen de la corona-diente. Por lo cual similares resultados se pueden comparar entre el éste estudio y el de Mansour.

CONCLUSIONES

Con base a los hallazgos encontrados en este estudio piloto comparando dos técnicas de remoción de excesos utilizando cementos de resina autoadhesiva, se concluye que:

1. Ninguna de las técnicas evaluadas provee una configuración homogénea en toda la pieza.
2. A pesar que las piezas no tengan ningún material cementante y que se hayan eliminado variables como materiales de impresión o confección manual de la restauración por parte de un laboratorista, existirá microscópicamente brecha o gap entre el diente y la restauración, y la misma puede ser vista utilizando un medio de magnificación como un estereoscopio.
3. La configuración que predomina en ambas técnicas una vez removido los excesos, es la NEUTRA. Proveyendo una interfase continua entra la restauración y el diente.
4. La técnica de CURADO TACK es la única técnica que reportó excesos (configuración positiva) una vez se eliminó clínicamente el cemento.
5. Ambas técnicas reportaron cierta remoción de material cementante entre el diente y la prótesis, sin embargo la técnica MICROBRUSH fue quien reportó mayor porcentaje de remoción de material entre el diente y la restauración dejando una gap entre la interfase diente-prótesis.
6. Se concluye que la técnica recomendada para remover excesos al utilizar cementos de resina autoadhesiva es el CURADO TACK con un pulido posterior a la cementación para dejar una configuración de la línea cementación adecuada entre la restauración y el diente.

RECOMENDACIONES

Una vez obtenidos los resultados, recomendamos:

1. Se continúen nuevas investigaciones (longitudinales o comparativas) tanto IN VIVO como IN VITRO sobre técnicas de remoción de excesos no sólo con cementos de resina autoadhesiva, sino con otro tipo de agentes cementantes por sí solos a manera de establecer si con muestras más grandes u otros materiales los resultados se puedan reproducir.
2. Utilizar la técnica de CURADO TACK al cementar restauraciones con cementos de resina autoadhesiva, y al finalizar pulir la restauración para poder dejar una configuración neutra o unión a cuerpo completo y evitar irritación de los tejidos periodontales o fracaso de la restauración por caries secundaria o microfiltración en la pieza restaurada.
3. Se tomen en cuenta los resultados de esta investigación en la enseñanza de Materiales Dentales, Prótesis fija, Operatoria Dental y Odontología Restaurativa en la Facultad de odontología de la Universidad San Carlos de Guatemala.
4. Elaborar estudios posteriores que puedan verificar si el vacío o brecha obtenida en las piezas es significativo respecto a microfiltración de fluidos y bacterias.

LIMITACIONES

1. Este estudio carece de mediciones sobre el vacío o brecha resultante entre la interfase diente-prótesis o de la cantidad de excesos resultantes debido a la falta de aparatos de medición que logran evaluar dichas variables, por ejemplo microscopio electrónico.
2. Este estudio presentó dificultades en encontrar un aparato para ejercer presión adecuado para el tamaño de la muestra que se utilizó en el estudio. Los aparatos a disposición ejercían una fuerza mínima de 3000 kg y otros ejercía presiones en toneladas. Lo cual significaría una fractura de la muestra. Debido a esto se decidió realizar presión digital y estandarizar la fuerza ejercida.
3. Por razones económicas, el estudio se basó en las observaciones realizadas a 15 piezas dentales extraídas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Akungor, G. et al. (2008). **Clinical efficacy of the Vektor System in excess cement removal during fixed prosthodontic treatment.** Quintecense Intl. 39(4):39-146.
2. Albert, F. and El-Mowafy, O. (2004). **Marginal adaptation and microleakage of procera allceram crowns with four cements.** Quintecense Intl. 17(5):529-535.
3. Anisavice, K. (1998). **Ciencia de los materiales dentales.** 10 ed. México: McGraw-Hill. pp. 549-607.
4. Attar, N.; Tam, L. and McComb, D.(2003). **Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents.** Jrn Prosthetic Dentist. 89(2):127-133.
5. Behr, M., et al. (2003). **The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber reinforced crowns.** Intl Jrn Prosthodontics. Quintessence. 16(5):538-542.
6. Carrillo, C. y Monroy, M. (2009). **Materiales de resinas compuestas y su polimerización.** Revista ADM. 65(4):10-17.
7. Celik, C. and Gemalaz, D. (2002). **Comparison of marginal integrity of ceramic and composite veneer restorations luted with two different resin agents: an in vitro study.** Intl Jrn Prosthodontics. 15(1):59-64.
8. Chun Li, Z. and White, S. (1999). **Mechanical properties of dental luting cements.** Jrn Prosthetic Dentist. 81(5):597-609.
9. Costa Anami, L. et al. (2012). **Morphology and bacterial colonisation of tooth/ceramic restoration interface after different cement excess removal techniques.** Jrn Dentist. 40(9):742-749.
10. DeWald, J.P. (1997). **The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations.** Dent Mater. 13(2):74-81.
11. Diaz-Arnold, A.; Vargas, M. and Haselton, D. (1999). **Current status of luting agents for fixed prosthodontics.** Jrn Prosthetic Dentist. 81(2):135-141.
12. Ferracane, J.L.; Stansbury, J.W. and Burke, J.T. (2011). **Self adhesive resin cements-chemistry, properties and clinical considerations.** Jrn Oral Rehabil. 38(4):295-314.
13. Gemalmaz, D. et. al. (1998). **Effect of early water content on solubility of glass ionomer luting cements.** Jrn Prosthetic Dentist. 80(4):474-478.

14. Gu, X. et al. (2003). **Marginal Discrepancies and leakage of all ceramic crowns: influence of luting agents and agings conditions.** Intl Jrn Prosthodont. 16(2):109-116.
15. Guzman, A. **Tecnología CAD CAM en odontología.** (s.f.) (en línea). Colombia: Consultado el 2 de octubre de 2013. Disponible en: http://www.susmedicos.com/art_tecnologia_cad_cam_odontologia.htm
16. Hondrum, S. (1999). **Storage stability of dental luting agents.** Jrn Prosthetic Dentist. 81(4):464-468.
17. Juárez, A.; Barceló, F. y Ríos, E. (2011). **Comparación de la adaptación marginal y microfiltración entre dos sistemas de zirconia con un mismo medio cementante.** Revista odont mex. 15(2):103-108.
18. Knobloch, L. et al. (2000). **Fracture toughness of resin based luting cements.** Jrn Prost Dentist. 83(2):204-209.
19. Kumbuloglu, O.; Lassila, V.J. and Vallittu, P. (2004). **A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements.** Jrn Prost. 17(3):204-209.
20. Lee, J. J. et al. (2007). **Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths.** Jrn Am Dent Assoc. 138(12):1599-1603.
21. Macorra, J. (1999). **La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resina compuesta.** Rev Odont conservadora. 2(1):24 - 35.
22. Mallat Callis, E. et al. (2007). **Prótesis fija estética un enfoque clínico interdisciplinario.** Madrid, España: Editorial Elsevier. pp. 139-157, 291-314.
23. Mansour, Y. et al. (2005). **Optimizing resin cement removal around esthetic crown margins.** Acta Odontol Scand. 64(4):231-236.
24. Massironi, D.; Pascett, R. and Romeo, G. (2007). **Precision in dental esthetics, clinical and laboratory procedures.** Milán, Italia: Quintessenza Edizioni Srl. pp. 64-81, 404-433.
25. May, K. et al. (1998). **Precision of Fit: The procera AllCeram Crown.** Jrn Prosthet Dent. 80(4):394-404.
26. Mezzomo, E. et al. (2010). **Rehabilitación oral contemporánea.** Venezuela: Amolca. (v.2) pp. 443-508, 791-837.
27. Mitchell, C. et al. (1999). **Retention of the adhesive cement on the Tooth surface after crown cementation.** Jrn Prosthet Dent. 81(6):668-667.

28. Piemjai, M. (2001). **Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns.** Intl Jrn Prosthodont. 14(5):412-416.
29. Preti, G. et al. (2008). **Rehabilitación protésica.** Venezuela: Amolca. (v.3). pp. 251-268, 369-406.
30. Rosentiel, S.; Land, M. and Fujimoto, J. (2006). **Contemporary fixed prosthodontics.** 4 ed. Estados Unidos: Mosby.
31. Rossell, R. et al. **Estrés de contracción de las resinas compuestas.** Revista de la Facultad de Odontología de Carabobo. ODOUS Científica. (s.d.e.).
32. Smith, B. (1991). **Planificación y confección de coronas y puentes.** 2 ed. Barcelona, España: Salvat. pp. 38-56.
33. Smith, B.; Wright, P. y Brown, D. (1996). **Utilización clínica de los materiales Dentales.** Barcelona, España: Editorial Masson. pp. 163-171.
34. Trifković, B. et al. (2010). **Influence of the ways for removing the excess of composite resin cement materials on the surface roughness degree.** Contemp Mat. 1(1):98-103.
35. Villaroel, M. (2008). **Fotopolimerización de resinas compuestas y conceptos afines.** Santiago, Chile: s.e. pp.1-4.
36. 3M ESPE. (2011). **Lava Ultimate CAD/CAM Restorative.** (s.d.e.) pp.3-23.

El contenido de esta Tesis es única y exclusiva responsabilidad del autor.
Aclaración: Ninguna de las marcas y productos comerciales ni de establecimientos mencionados en esta publicación fueron con fines de lucro o publicidad, únicamente para fines académicos y de investigación.

(f) _____
Juan Antonio Martínez Saravia

FIRMAS DE TESIS DE GRADO

Juan Antonio Martínez Saravia
SUSTENTANTE

Erick Rony Hernández Velásquez
Cirujano Dentista
ASESOR

Dr. Byron Estuardo Valenzuela Guzmán
Cirujano Dentista
COMISIÓN DE TESIS

Dra. Karla María Fortuny González
Cirujano Dentista
COMISIÓN DE TESIS

IMPRÍMASE
Vo.Bo.

Dr. Julio Rolando Pineda Cordón
Cirujano Dentista
Secretario Académico
Facultad de Odontología
Universidad de San Carlos de Guatemala