

Información Importante

La Universidad Santo Tomás, informa que el(los) autor(es) ha(n) autorizado a usuarios internos y externos de la institución a consultar el contenido de este documento a través del Catálogo en línea del CRAI-Biblioteca y el Repositorio Institucional en la página Web de la CRAI-Biblioteca, así como en las redes de información del país y del exterior con las cuales tenga convenio la Universidad.

Se permite la consulta a los usuarios interesados en el contenido de este documento, para todos los usos que tengan **finalidad académica**, nunca para usos comerciales, siempre y cuando mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de grado y a su autor.

De conformidad con lo establecido en el Artículo 30 de la Ley 23 de 1982 y el artículo 11 de la Decisión Andina 351 de 1993, la Universidad Santo Tomás informa que “los derechos morales sobre documento son propiedad de los autores, los cuales son irrenunciables, imprescriptibles, inembargables e inalienables.”

**Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación, CRAI-Biblioteca
Universidad Santo Tomás, Bucaramanga**

ESTUDIO COMPARATIVO “IN VITRO” DE RESISTENCIA A LA FRACTURA ENTRE DOS CERÁMICAS HÍBRIDAS EN RESTAURACIONES ONLAY

Rodolfo Ochoa Pedroza, Yulieth Rey Ariza, Emmanuel Serrano Malagón

Trabajo de grado para optar el título de Especialistas en Rehabilitación Oral

Director
Bernardo Enrique Mesa Gómez
Tecnólogo en Laboratorio Dental

Universidad Santo Tomas, Bucaramanga
División de Ciencias de la Salud
Facultad de Odontología
2017

Contenido

1. Introducción	7
1.1. Planteamiento y Justificación del Problema.....	8
2. Marco Teórico.....	9
2.1. Clasificación de las Resinas Compuestas	10
2.1.1 Clasificación Cronológica.....	10
2.2. Clasificación Según su Sistema de Activación	11
2.2.1 Resinas compuestas de auto curado.....	11
2.2.2. Resinas compuestas de foto curado	11
2.2.3 Resinas compuestas de activación dual	11
2.2.4. Resinas compuestas termo activadas	11
2.3. Clasificación Según su Consistencia	11
2.3.1. Resinas compuestas convencionales.....	11
2.3.3. Resinas compuestas fluidas.....	12
2.4 Clasificación de las Resinas Compuestas Según el Tipo de Relleno.....	12
2.4.1. Resinas compuestas de Macrorelleno	12
2.4.2. Resinas compuestas de Microrelleno.....	13
2.4.3. Resinas Compuestas Híbridas.....	13
2.4.4. Resinas Compuestas Microhíbridas.....	13
2.4.5. Resinas Compuestas de Nanorelleno	13
2.4.6. Resinas Compuestas Nanohíbridas	14
2.5. Restauraciones Cerámicas.	14
2.6 Clasificación de Incrustaciones.....	16
2.6.1. Según el tipo de material.....	16
2.6.2. Según el diseño de la cavidad.	16
2.7. Cementación de Incrustaciones.....	19
2.7.1. Cementación Ahesiva con Relix u 200.....	20
2.8. Diseño Asistido por Computador y Maquinado Asistido por Computador CAD CAM.	20
2.9. VITA ENAMIC	22
2.9.1 Propiedades físicas y mecánicas (estudio in vitro)	24
2.10 LAVA ULTIMATE 3M	27
2.10.1 Indicaciones..	27

2.10.2 Características.....	28
2.10.3 Fuerza Compresiva.. ..	28
3. Objetivos.....	29
3.1 Objetivo General.....	29
3.2 Objetivos Específicos.....	29
4 Hipótesis	30
5. Materiales y Métodos.....	30
5.1 Tipo de estudio.....	30
5.2 Selección y Descripción de Población.....	30
5.2.1 Población.....	30
5.2.2 Muestra.. ..	30
5.2.3 Criterios de inclusión	30
5.2.4 Criterios de exclusión.	30
5.3. Variables	31
5.3.1 Variables de resultado o dependientes.	31
5.3.2 Variables Independientes.....	31
5.4 Procedimiento	32
5.4.1 Recolección y preparación de dientes.....	32
5.4.2. Plan de análisis estadístico.....	35
6. Resultados.....	35
7. Discusión.....	40
7.1 Conclusiones.....	41
7.2 Recomendaciones	42
8. Aspectos éticos.....	42
8.1 Capítulo III de la investigación de otros nuevos recursos.	42
9. Bibliografía	43
Apéndices.....	48
A. Acta de Donación 1	48
B. Acta de Donación 2	48
C. Acta de Donación 3	49
D. Protocolo de Recolección, Desinfección, Esterilización y Almacenamiento de piezas dentales.	50
E. Formato de Solicitud de préstamo de piezas dentales	52

F. Registro Individual.....	53
G. Registro Diario de Salida y Entrada de Piezas.....	53
H. Formato de Inventario.....	54

Lista de Tablas

Tabla 1. Tabla de operacionalización de variables	31
Tabla 2. Medidas de resumen globales de fuerza aplicada para fractura y tiempo a la misma.	36
Tabla 3. Medidas de resumen de la fuerza (resistencia) a la fractura por tipo de cerámica utilizada.....	36
Tabla 4. Medidas de resumen de la variable tiempo a la fractura por tipo de cerámica utilizada.	36
Tabla 5. Descripción de percentiles de la variable fuerza (resistencia) para la fractura por tipo de cerámica utilizada.	37
Tabla 6. Descripción de percentiles de la variable tiempo a la fractura por tipo de cerámica utilizada.....	39
Tabla 7. Contrastes entre las mediciones del tiempo a la fractura por tipo de cerámica utilizada.	39

Lista de Figuras

Figura 1. Cronología del desarrollo de las resinas compuestas de acuerdo a las partículas, sistemas de polimerización y tecnología adhesiva disponible.	14
Figura 2. Propiedades físicas y mecánicas Adaptado de Catálogo vita, vita enamic.	23
Figura 3. Resultado.	24
Figura 4. Composición química de la matriz cerámica de feldespato de estructura lisa.	25
Figura 5. Composición del componente polimérico.	26
Figura 6. Proporción de cerámica y polímero.	26
Figura 7. Fuerza Compresiva.	28
Figura 8. Comparación de resistencia a fuerzas compresivas	29
Figura 9. Diagrama de caja de la fuerza (resistencia) para la fractura por tipo de cerámica utilizada (1=control, 2=vita, 3=3M).	37
Figura 10. Diagrama de caja del tiempo a la fractura por tipo de cerámica aplicada (1=control, 2=vita, 3=3M).	38

1. Introducción

Existen diferentes razones de pérdida del tejido dentario como la caries, fracturas, traumas (1), entre otras, que actualmente es solventada mediante odontología restaurativa.

Cuando las cavidades se producen en los dientes, diversos materiales pueden ser utilizados para la restauración. Estos incluyen la amalgama, incrustaciones de oro, ionómero de vidrio, resina compuesta y cerámica. La amalgama se utiliza en los dientes posteriores por su longevidad, aunque existen dudas acerca de su aspecto oscuro y la toxicidad del mercurio (1,2).

Las incrustaciones de oro se utilizan, pero no son muy populares debido a su color amarillo, alto costo y tiempo de procedimiento para la preparación. Las resinas compuestas y los ionómeros de vidrio son buenos materiales estéticos, pero tienen sus propios inconvenientes como la contracción de polimerización, discrepancia marginal, citotoxicidad, radicales libres, sensibilidad postoperatoria, y sensibilidad en la técnica (3,4).

Para superar estos inconvenientes, los investigadores dentales han introducido materiales cerámicos indirectos de alta resistencia utilizado en odontología.

Las resinas compuestas están formadas por una matriz orgánica y un relleno inorgánico, encontrando su debilidad en la parte orgánica, por lo cual para resolver estos problemas se ha intentado disminuir la cantidad de matriz orgánica y mejorar el relleno inorgánico, es por eso que en sus inicios, el relleno estaba compuesta de macropartículas (1962), micro partículas (1975), híbridas (1987), micro híbridas (1998), por último nano híbridas y de nanorrelleno (2002) (5).

Pero a pesar de los excelentes resultados estéticos de las resinas compuestas y su gran avance tecnológico, lo que preocupa a los clínicos e investigadores son sus propiedades físico-mecánicas como son resistencia compresiva, resistencia a la flexión, módulo de flexión, desgaste, entre otras.(5,6).

Debido a que las restauraciones en cavidad oral están sometidas a fuerzas compresivas y de cizallamiento producidas durante la masticación, es importante considerar la resistencia a la fractura de los materiales utilizados en boca, que se define como “tensión máxima necesaria para producir una discontinuidad total o parcial de un material” (7,8).

Durante la última década ha existido un aumento drástico en el uso de diseño asistidos por computador y fabricación de estas restauraciones por CAD-CAM en la odontología, ofreciendo simplicidad en los procedimientos, disminución en las citas y mejorando características en procedimientos directos; dos tipos de materiales están disponibles actualmente CAD-CAM: vitrocerámicas y resinas modificadas con cerámica (9).

Las cerámicas se definen como materiales cristalinos no metálicos unidos por enlaces iónicos y/o covalentes, las cerámicas de vidrio están compuestas por una fase vítrea, mientras que las resinas mantienen su matriz polimérica reforzada con rellenos que pueden ser cerámicas o vitrocerámicas (9).

Por esta razón se realizará un estudio in vitro evaluando la resistencia a la fractura entre dos cerámicas híbridas en dientes con preparaciones onlay y haciendo una posterior comparación de estas.

1.1. Planteamiento y Justificación del Problema

La pérdida de estructura dental debido a traumatismos, caries, o preparación de la cavidad, disminuye drásticamente la resistencia del diente natural (1,4), hoy en día se realizan procedimientos restaurativos para devolverle la estética y funcionalidad al paciente, pero al realizar la preparación de la cavidad o remoción de la caries se produce una disminución de la estabilidad de los dientes y de la resistencia a la fractura, entre otros (1, 7, 8).

Existen múltiples materiales restaurativos para el sector posterior como lo son la amalgama, el oro, la resina, y las cerámicas, todos con sus ventajas y desventajas (2).

En la actualidad las personas consideran que la salud oral es parte fundamental para su autoestima y presentación personal, es por ello que hoy en día buscan procedimientos estéticos de durabilidad, predictibilidad, y confianza de una manera rápida y eficaz (1, 4, 8).

Las restauraciones de vitro-cerámica a largo plazo son una excelente alternativa de tratamiento para los dientes posteriores con grandes pérdidas de estructura dental y necesidades estéticas. Estas restauraciones confieren propiedades estéticas, estabilidad de color, durabilidad química, fluorescencia, resistencia a la compresión, al desgaste y biocompatibilidad (9).

Desde 1962 las resinas han evolucionado vertiginosamente, recientemente la nanotecnología ha hecho posible reducir aún más el tamaño de las partículas de relleno, hasta alcanzar dimensiones nanométricas. Los objetivos que se persiguen al incorporar las nano partículas en los composites son mejorar las propiedades mecánicas y estéticas, por ejemplo, la resistencia a la abrasión, mejorar la lisura superficial y permitir mejor terminado, al incorporar más componente cerámico disminuye la cantidad de resina en la fórmula del composite, y con ello, disminuye la contracción de polimerización volumétrica (CPV). Al poseer un composite más carga cerámica, disminuye su porcentaje de contracción (4,9).

Las tendencias recientes en odontología estética incluyen la eliminación de los metales y el aumento del uso de tecnología CAD / CAM (10,11), estas tendencias han dado lugar a un mayor uso de los materiales cerámicos. Estudios previos han demostrado que los materiales totalmente cerámicos pueden producir un desgaste excesivo en los dientes antagonistas debido a su alta dureza (12).

Una vez que llegaron los materiales cerámicos al mercado se observó que su comportamiento mecánico no era igual o similar al de un diente natural, por lo cual se buscaba un material que tuvieran las características similares y su comportamiento fuera igual o mejorado al de los dientes naturales. Con este objetivo se creó un material que intentaría emular las propiedades de los dientes naturales en su estructura y propiedades físicas, fue desarrollado y nombrado como material de polímero infiltrado con cerámica (13), el cual era lograr un material con

características mecánicas mejoradas, en comparación con los materiales de restauración convencionales como cerámicas y materiales compuestos (13,14).

Las ventajas de este nuevo material podrían ser similares a los de los compuestos de resina, es decir, una preparación del diente menos invasiva, con bajo nivel de abrasión en los dientes antagonistas, la posibilidad de reparar alguna alteración con la misma resina de la que está hecho y la compatibilidad químicamente con cementos de resina adhesiva (14).

En las restauraciones tipo ONLAY, existe un recubrimiento de una de sus cúspides y con ello se busca recuperar la función y la estética en el paciente para evitar una restauración de recubrimiento total como son las coronas. En la odontología actual se buscan realizar procedimientos menos invasivos y con mayor eficiencia, es por ellos que las restauraciones tipos ONLAY en cerámicas híbridas son una alternativa que se desea evaluar para observar su comportamiento mecánico.

2. Marco Teórico

A medida que el aspecto estético del tratamiento dental se vuelve cada vez más importante para el paciente, el odontólogo debe ser consciente de las aplicaciones y limitaciones de los distintos sistemas disponibles (15,16).

Las consideraciones estéticas son importantes para la restauración de los dientes posteriores, los pacientes hoy en día se niegan a las restauraciones de amalgama e incluso incrustaciones de oro a pesar de ser materiales con excelentes propiedades (16,17).

Las razones de la pérdida de tejido dental son caries, abrasión o grietas por lo que los procedimientos de restauración, como la eliminación de caries o de preparación de la cavidad se acompañan de la reducción de la estabilidad de los dientes, disminución de la resistencia a la fractura y el aumento de la desviación de las cúspides debilitadas, los materiales de restauración tienen que reemplazar los tejidos dentales en forma y función (18,19).

Estudios de restauraciones de resina compuesta han confirmado su utilidad limitada en los cuadrantes posteriores debido a la abrasión, fracturas, desintegración y caries secundaria (17).

Desde que el Dr. Rafael Bowen (1962) introdujo las resinas a la profesión (20), los médicos, investigadores, y fabricantes han buscado maneras de describir y comunicar acerca de estos materiales. El primer sistema de clasificación fue introducida por Lutz y Phillips (1983) y se basa en el tamaño medio de las partículas de carga, las técnicas de fabricación y la composición de las partículas de relleno. Desde entonces otros sistemas han sido sugeridos por Leinfelder (1989), Roulet (1987), Marshall, Marshall & Bayne (1988), y Hosada et al. (1990) (20, 21).

2.1. Clasificación de las Resinas Compuestas

Las resinas compuestas se pueden clasificar desde distintos puntos de vista:

2.1.1 Clasificación Cronológica.

➤ **Primera Generación:** Las primeras resinas compuestas aparecidas en el comercio se caracterizaron por una fase orgánica compuesta por Bis- GMA y un refuerzo de macropartículas de 8 a 10 μm en promedio, en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje del 70%. Mejoraron la resistencia al desgaste pero no tenían buena capacidad de pulido y se pigmentaban rápidamente. En la actualidad no se cuenta con productos comerciales de esta generación (21,22).

➤ **Segunda Generación:** Se aumentó el porcentaje de la fase orgánica, es la generación de las resinas de micro partícula. Inicialmente tuvieron un tamaño promedio de 0,04 μm , actualmente se usan tamaños ligeramente mayores, 0,05 a 0,1 μm , de todas formas de dispersión coloidal no visible al ojo humano.

La adición de estas micro partículas coloidales toma el material extremadamente viscoso y difícil de manipular es por eso que se han creado formas de realizarla sin que comprometa las propiedades físicas. Con esta generación mejoraron la capacidad de pulido pero disminuyó la resistencia al desgaste al tener que aumentar la proporción de matriz (21,22).

➤ **Tercera Generación:** Corresponde a los híbridos, donde se incluyen en la fase inorgánica diferentes tamaños de partícula de micro y partícula pequeña de diferente composición química. La mezcla de diferentes tamaños de partículas mejora considerablemente la textura superficial y la capacidad de pulimento, problema inherente a las primeras fórmulas de macropartículas, que no podían pulirse, ocasionando superficies rugosas aptas para el anclaje de pigmentos y placa (21,22).

➤ **Cuarta Generación:** Corresponde al grupo de resinas compuestas las cuales vienen en alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base en vidrios cerámicos y vidrios metálicos. Son las resinas compuestas para posteriores (21,22).

➤ **Quinta generación:** Son resinas compuestas para posteriores, para ser utilizadas en forma indirecta, procesadas en calor y presión o combinaciones con luz, calor, presión, etc (21,22).

➤ **Sexta Generación:** Son los sistemas contemporáneos llamados también resinas compuestas microhíbridas y nanohíbridas (21,22).

➤ **Séptima Generación:** Son las resinas compuestas de nanotecnología o de nanorrelleno

(21, 22).

2.2. Clasificación Según su Sistema de Activación

2.2.1 Resinas compuestas de auto curado: En el proceso de activación química, una amina terciaria aromática es quien activa la reacción de polimerización, que al actuar sobre el peróxido de benzoilo, permite la producción de radicales libres que reaccionarán sobre el monómero en el inicio del proceso, a temperatura ambiente (21,23).

2.2.2. Resinas compuestas de foto curado: Corresponde a los sistemas activados por luz visible. En estos sistemas una luz halógena, de longitud entre los 410 y 500 nm., activa a una α - dicetona, la canforoquinona, que en presencia de una amina alifática, inicia la reacción de polimerización. En otras palabras, los fotones actúan sobre la canforoquinona, que reacciona liberando radicales libres, los que a su vez inician el proceso de polimerización del monómero presente. Las resinas compuestas foto activadas poseen numerosas ventajas en comparación a las resinas compuestas de auto polimerización, entre las cuales se puede mencionar la menor cantidad de monómero residual que se encuentra posterior al proceso de polimerización, un proceso de polimerización más rápido, la capacidad que posee la luz de atravesar las estructuras dentarias, y proporcionar una mayor estabilidad de color (21,23).

2.2.3 Resinas compuestas de activación dual: Corresponden a la combinación de distintos sistemas de polimerización, tales como calor – presión, luz – presión, calor – luz, o foto – auto polimerización, siendo esta última combinación la más utilizada hoy en día en las resinas compuestas destinadas a la fijación de estructuras indirectas en boca (21,23).

2.2.4. Resinas compuestas termo activadas: Corresponde a la activación por calor o por un alza en la temperatura del material previamente moldeado y por esta razón son utilizadas principalmente como material para la confección de estructuras indirectas. Sin embargo, la clasificación más usada para las resinas compuestas es aquella basada en el tamaño de sus partículas de relleno (21,23).

2.3. Clasificación Según su Consistencia

2.3.1. Resinas compuestas convencionales: Corresponden a un grupo de resinas compuestas que poseen una viscosidad intermedia. Esta característica está dada por la cantidad de relleno presente en su estructura, la que corresponde a un 72% - 82% en peso, y a un 60% - 68% en volumen. Tienen un bajo índice de desgaste, alta elasticidad y resistencia a la fatiga (22).

2.3.2. Resinas compuestas condensables: Corresponden a aquellos composites con una estructura similar a la de cualquier resina, donde la porción inorgánica o de relleno constituye el 77% a 83% en peso y 65% a 71% en volumen. Poseen una malla polimérica rígida (fibras cerámicas porosas silanizadas conectadas entre sí que permiten el infiltrado de la matriz orgánica entre ellas), lo que brinda una viscosidad similar a la de la amalgama. Debido a su alto contenido de relleno, se hace necesario condensar el material para lograr su adaptación a la cavidad a restaurar. Son altamente resistentes al desgaste y a la fatiga, con un alto módulo de elasticidad que las hace comportarse como resinas rígidas. Sus ventajas son, la posibilidad de ser condensadas (como la amalgama de plata), mayor facilidad para obtener un buen punto de contacto y una mejor reproducción de la anatomía oclusal. Su comportamiento físico-mecánico es similar al de la amalgama de plata, superando a las de los composites híbridos. Como principales inconvenientes destacan la difícil adaptación entre una capa de composite y otra, la dificultad de manipulación y la poca estética en los dientes anteriores. Su principal indicación radica en la restauración de cavidades de clase II con el fin de lograr, gracias a la técnica de condensación, un mejor punto de contacto (22).

2.3.3. Resinas compuestas fluidas: Son resinas compuestas de baja viscosidad, es decir, más fluidas que la resina compuesta convencional. Para poder alcanzar esta característica, se les disminuyó el porcentaje de relleno inorgánico y se eliminó de su composición algunas sustancias o modificadores reológicos, con lo cual mejora su manipulación. La cantidad de relleno que poseen es de 51% a 65% en peso y de 36% a 50% en volumen. Esto les confiere un bajo módulo de elasticidad y una gran flexibilidad. Son de fácil pulido y poseen una baja resistencia al desgaste (23).

Además producen alta humectabilidad de la superficie dental, asegurando la penetración en todas las irregularidades del sustrato dentario, formando espesores de capa mínimos que eliminan el atrapamiento o inclusión de aire en su interior.

2.4 Clasificación de las Resinas Compuestas Según el Tipo de Relleno.

2.4.1. Resinas compuestas de Macrorelleno: También denominadas resinas convencionales o de primera generación. Estas resinas estaban constituidas por partículas de relleno inorgánico bastante irregulares en cuanto a su tamaño, oscilando entre 1-100 micrones. Pese a ser mejores que las resinas acrílicas, estos tipos de resinas compuestas presentaban una serie de problemas, tales como: (22, 24, 25)

- Porosidad superficial, lo que se producía al quedar aire atrapado dentro de la resina compuesta durante su manipulación (22,24,25).

- Dificultad de lograr una superficie pulida adecuada, esto se debía fundamentalmente al distinto ritmo de desgaste de las partículas de relleno inorgánicas en relación con la fase matriz, ya que ambas tienen diferentes grados de dureza, y además, por la heterogeneidad del tamaño de las partículas de relleno (22,24,25).

2.4.2. Resinas compuestas de Microrelleno: También llamadas resinas compuestas de acabado fino, nacen como una alternativa a las anteriores. Estos sistemas de resina poseen partículas de sílice pirolítica coloidal, las cuales tienen un tamaño mucho más uniforme que aquellas usadas en las resinas compuestas convencionales, oscilando entre 0.2 - 0.04 micrones de diámetro. Las partículas de relleno ultrafinas, por su tamaño, incrementan en gran medida el área de su superficie en contacto con los monómeros, razón por la cual no se pueden agregar en mucho porcentaje, ya que aumentarían demasiado su viscosidad. Esto conlleva a una reducción de las propiedades mecánicas de la resina compuesta (22, 24, 25).

La característica más destacable de estas resinas compuestas es la excelente terminación superficial que puede lograr, lo que permite obtener una estética excepcional. Es por esta razón que los materiales se reservaron especialmente para restauraciones en el sector anterior donde además no se requiere una gran resistencia mecánica (22, 24, 25).

2.4.3. Resinas Compuestas Híbridas: Estas resinas compuestas buscan combinar las propiedades físicas y mecánicas de los sistemas de partículas convencionales y la capacidad de pulido de los sistemas de partículas de microrelleno, logrando resultados intermedios entre ambos sistemas. Esta tecnología híbrida permite una alta carga de relleno en la resina compuesta, lo cual permite recuperar gran parte de las propiedades mecánicas que se habían perdido con los sistemas de microrelleno, aunque no logran igualar su capacidad de pulido. El tamaño de partícula de relleno en estas resinas híbridas oscila entre 0.04 – 5 micrones, constituyendo un 75 a 80% aproximadamente de la resina compuesta, pero el tamaño promedio está por sobre el micrón (22, 24, 25).

2.4.4. Resinas Compuestas Microhíbridas: Con el fin de mejorar aún más las propiedades estéticas de estos materiales, y a su vez preservar las propiedades mecánicas, surgen los sistemas de resinas compuestas microhíbridas. Estos sistemas de resina compuesta están constituidos por partículas de relleno que oscilan entre los 0.04 – 3 micrones, con un promedio de tamaño que oscila entre 0.4 y 0.8 micrones. Presenta muy buenas propiedades estéticas, una alta capacidad de pulido y buena resistencia a la abrasión (22, 24, 25).

2.4.5. Resinas Compuestas de Nanorelleno: Hoy en día los avances tecnológicos han permitido obtener resinas compuestas con partículas de relleno cada vez más pequeñas, pero con procedimientos que permiten agregarlas en un alto porcentaje. Es así como se han desarrollado estos sistemas de resinas compuestas con partículas de relleno que van de 0.02 a 0.075 micrones. Estos sistemas poseen una buena resistencia al desgaste gracias al tipo de relleno de estroncio vítreo que poseen. Este relleno nanométrico genera un pulido de larga duración de la resina compuesta, manteniendo las propiedades de resistencia mecánica (22, 24, 25).

2.4.6. Resinas Compuestas Nanohíbridas: Poseen partículas nanométricas en su composición inorgánica que oscila entre 20 a 60nm, pero a diferencia de las de nanorelleno no poseen un nanoclúster que esté formado por nanopartículas a manera de un racimo, en reemplazo de este tienen un microrelleno promedio de 0.7 micrones. Estas partículas actuarán como soporte para las nanométricas y otorgan viscosidad al material, regulan la consistencia, dan el color y la radiopacidad.

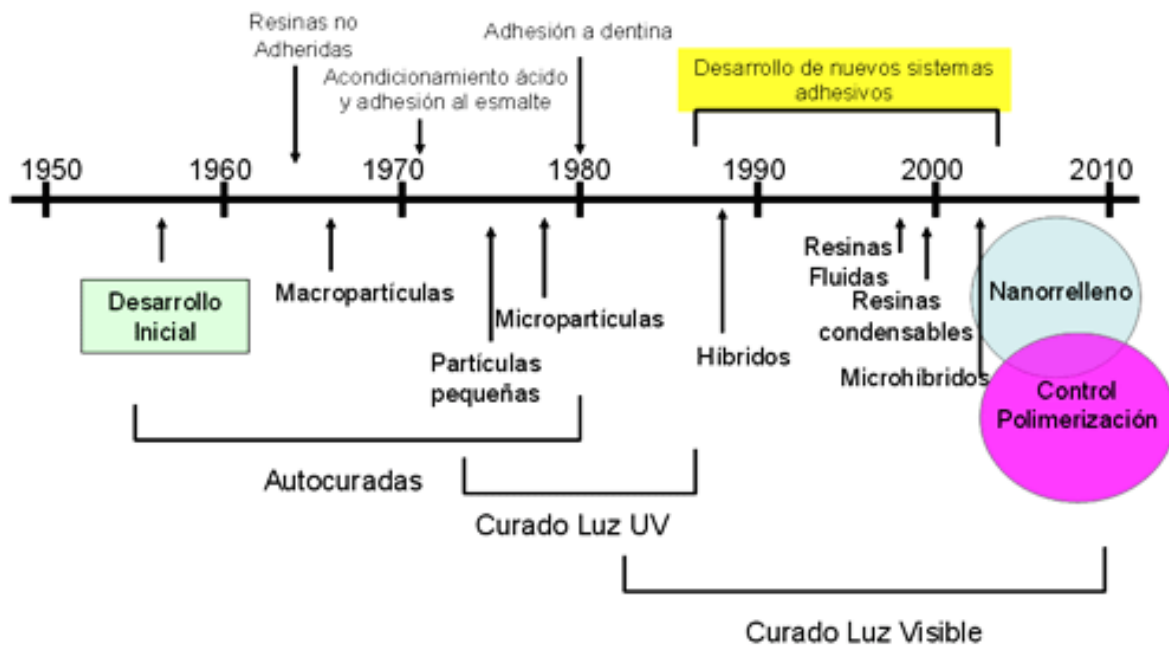


Figura 1. Cronología del desarrollo de las resinas compuestas de acuerdo a las partículas, sistemas de polimerización y tecnología adhesiva disponible. Adaptado de Bayne S. 2005

2.5. Restauraciones Cerámicas.

Los sistemas cerámicos combinan la estética con resistencia al desgaste, estos se han desarrollado para la restauración de los dientes posteriores, se ha demostrado que las propiedades físicas mejoran después de la cementación cuando se realiza con cementos resinosos (17).

Las restauraciones de porcelana para dientes posteriores deben ser consideradas cuando la estética es un factor importante en el reemplazo de restauraciones fallidas, cuando se produce fractura de la cúspide o dientes tratados endodónticamente donde hay necesidad de una cobertura parcial en todo momento (16).

Una de las propiedades importantes que debe ser considerada para la caracterización y clasificación de los materiales restauradores es la dureza de superficie y la resistencia compresiva (22).

La dureza superficial es definida según la ADA como “resistencia a la indentación”, la dureza de microindentación de materiales restauradores pueden ser medidas de varias maneras, las más comunes en odontología son las pruebas de microindentación Knoop y Vickers. Estas son técnicas en las cuales la indentación es realizada y su área medida para calcular la dureza para la carga correspondiente. La dureza Vickers es definida como la resistencia a la deformación plástica permanente, causada por la indentación y puede ser calculada como la carga aplicada, dividida por el área de superficie proyectada de la indentación creada en consecuencia de la prueba (22).

Los valores de dureza Vickers para las resinas compuestas varían entre $25.4 - 186.4 \text{ kg/mm}^2$. La dureza Vickers y desvíos patrón encontrados para esmalte y dentina fueron $408.0 \pm 32.9 \text{ kg/mm}^2$ y $59.6 \pm 4.3 \text{ kg/mm}^2$ respectivamente (22).

Por otro lado la resistencia a la compresión indica la habilidad demostrada por un material para soportar stress vertical, que es vital en áreas de elevado stress. La resistencia a la compresión del esmalte (348 Mpa) y dentina (297 Mpa) y la resistencia a la fractura de un diente natural (molar 305 Mpa y premolar 248 Mpa) (22).

Varias nuevas técnicas de restauración se han introducido durante los últimos años para reducir al mínimo el desarrollo de factores de estrés, tales como múltiples técnicas de incremento, la sustitución de la dentina con un cemento de ionómero de vidrio en la técnica de sándwich o el uso de insertos de cerámica. Sin embargo, estas técnicas todavía sufren de imperfecciones y son muy sensibles a la técnica (26).

Un método prometedor introducido para reducir el problema de la contracción fue la combinación técnica inlay / onlay. La forma de la incrustación puede ser establecida ya sea por un método directo o indirecto. El primer sistema de incrustación directa de resina compuesta se introdujo en el mercado en el año 1987 y se encontró que tiene una tasa de fracaso del 12% después de 6 años (26).

El término incrustación se utiliza generalmente para describir una restauración intracoronal sin inclusión de una cúspide (27).

Las principales ventajas de los sistemas inlay / onlay indirectas se pueden resumir como una reducción de la contracción de polimerización, el aumento en el grado de polimerización, porosidad reducida, una mejor adaptación marginal, el control de contorno y los puntos de contacto (28, 29).

2.6 Clasificación de Incrustaciones

2.6.1. Según el tipo de material.

2.6.1.1 Metálicas. Generalmente son en aleación de oro, cumple con todos los requisitos, menos la estética (por eso se han eliminado de la zona anterior de la boca). Hoy se usan aleaciones de Plata – paladio y Plata – estaño. Como agente cementante se usa fosfato de zinc, da un buen espesor, a pesar de que es soluble en fluidos bucales (30).

2.6.1.2. Cerámicas. Poseen buena estética, pero es un material extremadamente duro, por lo tanto, rígido (30).

2.6.1.3. Resinas. Tienen un sistema de polimerización (temperatura y presión). Poseen buena estética, se cementan con un cemento de resina, puede ser por autopolimerización y terminarlo con fotopolimerización³⁰.

2.6.2. Según el diseño de la cavidad.

- INLAY: Restauración indirecta estrictamente intracoronaria, sin cualquier envolvimiento de cúspides (30).
- ONLAY: Restauración extracoronaria, con envolvimiento cuspidado (30).

2.6.2.1. INLAY. Es una incrustación intracoronaria, que puede ser de larga duración en perfectas condiciones en boca. Es de amplio empleo en la reparación de lesiones oclusales, gingivales y proximales. Estas restauraciones se valen para su retención de un efecto tipo cuña y ejercen cierta presión contra las paredes del diente. Esta presión ya se hace patente durante las pruebas y el cementado, pero adquiere toda su importancia más tarde, cuando soportan todas las fuerzas oclusales. Para que la restauración de buen resultado, hay que encontrar la manera de contrarrestar esas fuerzas. Cuando el diente que lleva una incrustación es de paredes gruesas, esa misma estructura dentaria es capaz, por si sola, de resistir dichas fuerzas (30, 31).

2.6.2.1.1 Indicaciones.

- Cavidades medianas
- Buen remanente dental
- Dientes con tratamiento endodóntico previo

2.6.2.1.2 Ventajas de las Incrustaciones Cerámicas INLAY.

- El resultado estético es muy superior al que se podría lograr con una corona de recubrimiento total.
- Al ser una restauración de cerámica tendrá estabilidad en el color.
- La duración a largo plazo es debida a la dureza, resistencia al desgaste e integridad marginal.
- Se consigue con ellas una oclusión estable, al no perderse por desgaste los contactos oclusales con el antagonista.
- Como la porcelana acumula menos placa que otros materiales y como los márgenes son supra gingivales la salud periodontal resulta preservada (31).

2.6.2.1.3 Desventajas de las Incrustaciones Cerámicas INLAY:

- Son difíciles de tallar.
- La elaboración en el laboratorio eleva el costo, además de ser necesarias dos citas.
- El cementado es complejo y de mayor duración que el de una corona de recubrimiento total.
- Es potencialmente más abrasivo que los composites, amalgama u oro (31).

2.6.2.2. ONLAY. Es una restauración indirecta que se extiende hasta las cúspides y sobrepasa vestibular/lingual y proximal, reemplaza una o más cúspides por completo de manera de mantener y/o restaurar la dimensión vertical (31).

2.6.2.2.1. Indicaciones

- a) Los onlays están indicados en lesiones moderadas a grandes, en molares y premolares.
- b) Cuando el esmalte está muy socavado
- c) sustitución de restauraciones metálicas por razones estéticas
- d) En el caso de restauraciones con resina compuesta en pacientes con diagnóstico de bruxismo que poseen desgastes moderados en dientes antagonísticos, pero el paciente debe ser orientado para la utilización de placas protectoras
- e) En personas alérgicas a los metales es una indicación de restauraciones estéticas (30, 32).

2.6.2.2.2 Contraindicaciones

- a) La actividad parafuncional en general y el bruxismo en particular considerarán contraindicaciones estrictas; y lo mismo se aplica a la mala higiene oral en el caso de cerámicas.
- b) En el caso de las incrustaciones de cerámica los dientes demasiados cortos constituyen una contraindicación, ya que no permiten la profundidad suficiente para el material de cerámica (1.5 es el mínimo de grosor permisible).
- c) Hábitos orales nocivos, como morder lápiz y pipa, no son pacientes ideales para este tipo de restauraciones.
- d) Si el margen de la preparación se sitúa en una extensión dentro del surco que impide el control de la humedad y el acondicionamiento del esmalte, deben ser considerados procedimientos quirúrgicos de gingivoplastia, o contraindicar este tipo de restauración (30).

2.6.2.2.3 Ventajas

- a) Mejor control sobre los críticos contacto proximal y contorno anatómico de la restauración, restableciendo las convexidades naturales del diente
- b) Estupendo potencial para caracterización. Es decir permite interesantes opciones de color y translucidez
- c) Superior adaptación marginal, especialmente en la pared gingival donde la contracción de polimerización puede generar un área de desunión. Estas restauraciones por ser cementadas presentarán mínima contracción, a expensas solamente de la pequeña cantidad de cemento utilizado, lo que propicia un mejor sellamiento, superior resistencia a la micro filtración, caries secundaria, y mínima sensibilidad en el postoperatorio
- d) Mejores cualidades físico mecánicas, así como resistencia a la fractura, resistencia al desgaste, dureza, estabilidad de color, resistencia a la compresión y estabilidad dimensional (30, 32).

2.6.2.2.4 Desventajas

- a) Tiempo adicional de trabajo
- b) Costo más alto. El procedimiento demanda en mayor tiempo e instrumentación adicional.

Scheibenbogen et al. demostraron que existe mayor tasa de éxito en las incrustaciones indirectas 93% cuando se comparan con incrustaciones directas 90% en estudios a 2 años, la mayor tasa de fracaso se debe a caries recurrente, desadaptación marginal, contracción de polimerización, decoloración del margen, e informó que las incrustaciones indirectas presentan mejor resistencia

al desgaste debido a mejores propiedades del material.(30, 33, 34).

Los materiales cerámicos son resistentes a fuerzas de compresión, son más duros y más resistentes al desgaste, pero pueden inducir un mayor desgaste de lo habitual con la superficie del diente opuesto. Además, las interfaces de cemento adhesivo están hechas de material compuesto, por lo que la integridad marginal podría ser mejor. En 2001, Hickel y Manhart reportaron una tasa anual fracaso del 2,3% para inlays y onlays de resina compuesta, en comparación con 1,3% para incrustaciones cerámicas (35). En 2004, los mismos autores reportaron una tasa de fallo anual de 2,9% para incrustaciones de resina, en comparación con 1,9% para las restauraciones de cerámica (35).

2.7. Cementación de Incrustaciones.

La cementación es un paso crítico para asegurar la longevidad de las restauraciones indirectas. De hecho, en ciertas situaciones clínicas (por ejemplo, cuando se utiliza restauraciones indirectas de cerámica o compuestos), se deben utilizar cementos adhesivos. Varios agentes de cementación dentales están disponibles para los médicos, cada uno con sus propias particularidades e indicaciones (36).

El agente cementante tiene como objetivo establecer la unión íntima entre la restauración y la pieza dentaria, además de actuar como barrera contra la filtración bacteriana sellando la interfase que se produce entre ambas estructuras. Por otro lado, otorga retención secundaria a la restauración, siendo la primaria la preparación biológica (37).

Para lograr su objetivo, el cemento debe cumplir con requisitos tales como: biocompatibilidad, resistir a cargas de tracción y compresión, adhesión física o química al diente, baja viscosidad, dureza superficial, radiopacidad y fácil manipulación. Dichos requisitos dependen de su composición, reacción de endurecimiento, presentación, entre otros, que a su vez permiten clasificar los cementos en categorías, entre las cuales destaca la reacción química de endurecimiento que puede ser: ácido-base, polimerización o híbrida (36, 37, 38).

Los cementos de resina han ido aumentando su uso rápidamente desde su inicio en 1952, pues exhiben buenas propiedades mecánicas, físicas y adhesivas comparadas con los cementos de otras categorías (37). Además, poseen adecuada estabilidad en el medio oral y buenos resultados estéticos. La desventaja de estos materiales es que requieren de un acondicionamiento previo de la superficie a cementar. Para contrarrestar esto surgieron en el 2002, los cementos de resina autoadhesivos, los cuales no requieren de aplicación de sistemas adhesivos, obteniendo aún buenos resultados a nivel de propiedades físico-mecánicas y adaptación marginal (36, 38). En estos sistemas autograbantes las propiedades adhesivas son atribuidas a monómeros ácidos que desmineralizan y simultáneamente infiltran el sustrato. Estos sistemas autograbantes en los últimos años han sido introducidos fuertemente en el mercado odontológico debido a que principalmente presentan una técnica simplificada y rápida cuando es comparada con sistemas de cementación convencionales, eliminando pasos que pueden afectar en la manipulación y sensibilidad a la técnica, ahorrando tiempo clínico (39).

Estos cementos son tolerantes a la humedad y capaces de la liberación de fluoruro de una manera similar a los cementos de ionómero de vidrio (36).

Los cementos de resina de polimerización dual son la elección para cementar restauraciones indirectas estéticas. Los componentes de este material, al ser mezclados, inician la reacción química de polimerización, y pueden además, ser activados con luz para acelerar el proceso de endurecimiento (37).

2.7.1. Cementación Ahesiva con Relix u 200. Cemento auto –adhesivo universal de resina ayuda a la cementación de todo tipo de restauraciones metálicas, metal porcelana y cerámicas con gran potencia de adhesión, resistente a la humedad, con fórmula en pasta para una mezcla sencilla y homogénea con el dispensador clicker, y ahora en jeringa de automezcla (37, 40).

2.7.1.1 Características del relyx u 200

- Cemento auto –adhesivo universal de resina
- Este cemento de resina universal fue formulado especialmente para ser autoadhesivo y tolerante a la humedad, eliminando la necesidad de los pasos de grabado, acondicionamiento y adhesión
 - Ahorra tiempo y reduce enormemente el potencial de que el paciente presente sensibilidad postoperatoria en comparación con otros cementos de resina que requieren grabado y acondicionamiento
 - Gracias a su presentación en clicker pasta-pasta el dispensado se logra de manera uniforme
 - Excelente adhesión, alta resistencia física, baja expansión lineal. Provee propiedades estéticas requeridas para usar con restauraciones completamente cerámicas y resinas universales

2.8. Diseño Asistido por Computador y Maquinado Asistido por Computador CAD CAM.

El diseño y la fabricación asistidos por ordenador (CAD/CAM) es una disciplina que estudia el uso de sistemas informáticos como herramienta de soporte en todos los procesos involucrados en el diseño y la fabricación de cualquier tipo de producto (41).

El término CAD se puede definir como el uso de sistemas informáticos en la creación, modificación, análisis u optimización de un producto. Dichos sistemas informáticos constarían de un hardware y un software (41).

El término CAM se puede definir como el uso de sistemas informáticos para la planificación, gestión y control de las operaciones de una planta de fabricación mediante una interfaz directa o indirecta entre el sistema informático y los recursos de producción (41).

La ventaja al realizar procedimientos utilizando tecnología CAD CAM es que presenta una adaptación marginal más exacta gracias al procedimiento automatizado de diseño y fresado (41).

Las principales novedades de sistemas CAD / CAM ocurrieron en la década de 1980. El Dr Duret fue el primero en desarrollar un sistema CAD / CAM. Desde 1971 comenzó a fabricar coronas con una impresión óptica seguido por el diseño y el fresado.

El Dr Mormann desarrolló Sistema CEREC, un enfoque innovador para fabricar restauraciones en el mismo día. El Dr. Anderson desarrolló el Sistema Procera él intentó fabricar cofias de titanio por electroerosión e introdujo la tecnología CAD / CAM en el proceso de restauraciones (42).

El Sistema CAD / CAM ofrece automatización de los procedimientos de fabricación con calidad estandarizada en un período de corto tiempo. Tienen el potencial de reducir al mínimo las inexactitudes en la técnica y reducir los riesgos de contaminación cruzada infecciosa. Permite la aplicación de materiales de alta resistencia con biocompatibilidad excepcional, combinado con una resistencia mecánica adecuada, disposiciones para diseños estéticos, excelente precisión de ajuste y la longevidad (42, 43).

La tecnología CAD/CAM dental consta de tres procesos

➤ El escaneo del diente

➤ El diseño en ordenador de la prótesis estética mediante un software tridimensional que permite calcular los ejes de inserción, tener referencia del modelo antagonista, trazar una línea en la margen cervical y aumentos de 500%.

➤ El fresado robotizado o fabricación de las piezas, a partir de la información del diseño de la Prótesis (43).

Actualmente investigadores han buscado alternativas en materiales que cumplan con los requerimientos de características similares en cuanto a estética, desgaste, resistencia compresiva, dureza superficial y que con el pasar del tiempo no tengan cambio en su estructura química y molecular, para lo cual han buscado la fusión de dos materiales que individualmente no poseen las características deseadas, pero que al fusionarlos ofrezcan las cualidades necesarias para un material restaurador indirecto ante las fuerzas compresivas ejercidas durante la masticación.

Las tendencias recientes en odontología estética incluyen la reducción o eliminación de los metales y el aumento del uso de tecnología CAD / CAM. Estas tendencias han dado lugar a un mayor uso de los materiales cerámicos y compuestos y han contribuido al crecimiento del mercado de CAD / CAM (10, 11).

Las resinas tradicionales se ven comprometidas por su contracción de curado, propiedades mecánicas bajas y mala resistencia al desgaste. Por lo tanto hay una necesidad urgente de desarrollar un nuevo sistema compuesto para apoyar el mercado de material restaurativo con

técnica indirecta (10).

Además de los bloques de cerámica, que se utilizan con mayor frecuencia para aplicaciones CAD / CAM se han desarrollado bloques basados con resina compuesta. Hay varias ventajas en la fabricación de resinas compuestas en bloques CAD / CAM en comparación con resinas compuestas tradicionales que se polimerizan in situ. En primer lugar, se puede lograr una mayor fracción de volumen de relleno, lo que disminuye la opacidad indeseable y la rugosidad de superficie. Segundo, se puede lograr un mayor grado de curado, lo que disminuye la elución de ingredientes tóxicos que no han reaccionado. Tercero, La contracción de curado que proporciona un obstáculo para la exactitud dimensional de restauraciones directas, no está presente para las restauraciones indirectas (44).

También hay algunas ventajas de los bloques de resina compuesta sobre bloques cerámicos convencionales. Ellos son más fáciles de ajustar, fresar y de ser reparados. Las pruebas de resistencia en la unión a la Micro-tracción mostró que el compuesto de resina tiene una mayor resistencia de la unión de materiales adhesivos a base de resinas que a las vitro-cerámicas⁴³⁻⁴⁴. También se ha encontrado que la resina compuesta causó una pérdida de volumen significativamente menor en el esmalte antagonista que la cerámica, por lo cual se puede ayudar a preservar el equilibrio funcional de la dentición (44).

Recientemente, un nuevo material de red interpenetrante en el que una cerámica porosa está infiltrada por un polímero¹⁰ ha sido desarrollado por la empresa 3M (Lava Ultimate) Y VITA (Enamic). Tienen una variedad de indicaciones para las restauraciones permanentes unitarias como inlays, onlays, carillas y coronas soportadas ya sea sobre diente natural o implante dental.

2.9. VITA ENAMIC

Es una de las primeras cerámicas híbridas con una estructura dual que combina lo mejor de las cerámicas y el composite, la estructura dominante de cerámica y la estructura de refuerzo de polímero están fusionadas entre sí, presentan extraordinarios niveles de elasticidad, hasta llegar al punto de autorepararse y evitar la propagación de fracturas (45).

	VITA ENAMIC	Valor estándar
Carga de rotura estática [N] (SD)	2766 (98)	No prescrito
Densidad [g/cm ³]	2,1	No prescrito
Resistencia a la flexión [MPa]	150 - 160	ISO 10477: ≥ 50 ISO 6872: ≥ 100
Módulo de elasticidad [GPa] (SD)	30 (2)	No prescrito
Abrasión [μm]	En el rango de la cerámica de recubrimiento Mark II	No prescrito
Alargamiento de rotura [%] (SD)	0,5 (0,05)	No prescrito
Módulo de Weibull	20	No prescrito
Dureza [GPa]	2,5	No prescrito
Tenacidad de rotura [MPa $\sqrt{\text{m}}$]	1,5	No prescrito
Estabilidad de la unión con el material de recubrimiento [MPa]	Sin silano: 12 Con silano: 27	ISO 10477: ≥ 5
Resistencia al cizallamiento, fijación [MPa]	RelyX Unicem: 21, aprox.; Variolink II: 27, aprox.; RelyX Ultimate: 31, aprox.	No prescrito
Estabilidad cromática	Muy buena, $\Delta E < 2$	No prescrito
Mecanizabilidad, estabilidad de los ángulos	Muy buena	No prescrito
Tiempos de fresado en modo normal, con MC XL	Inlay: 7:56 min Corona anterior: 7:10 min Corona posterior: 9:07 min	No prescrito
Tiempos de fresado en modo rápido, con MC XL	Inlay: 4:40 min Corona anterior: 4:19 min Corona posterior: 5:13 min	No prescrito
Duración de las herramientas de fresado, coronas posteriores	Normal: 148 Rápido: 132	No prescrito
Biocompatibilidad	Confirmada	ISO 10993
Solubilidad química [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]	0,0	ISO 6872: ≤ 100
Absorción de agua [$\mu\text{g}/\text{mm}^2$]	5,7	ISO 10477: ≤ 40
Solubilidad en agua [$\mu\text{g}/\text{mm}^2$]	$\leq 1,2$	ISO 10477: $\leq 7,5$

Figura 2. Propiedades físicas y mecánicas Adaptado de Catálogo vita, vita enamic. The concept, [Internet]. Vita-Zahnfabrik. Consultado 15 julio de 2017. Disponible en: www.vita-zahnfabrik.com.

2.9.1 Propiedades físicas y mecánicas (estudio in vitro)

2.9.1.1 Carga de rotura estática

a) **Material y método:** Para este ensayo se prepararon muñones de resina rellenos, preconfeccionados y estandarizados con un ángulo de convergencia de 5° y un hombro de 90° y de 1,0 mm de ancho. Se redondearon los ángulos axio-oclusales y axio-gingivales. Se confeccionaron varias coronas con la misma geometría biogénica, completamente anatómica, a partir de VITA ENAMIC, IPS e.max CAD, Lava Ultimate e IPS Empress CAD, utilizando el equipo de fresado MC XL de la empresa Sirona, y se fijaron con Multilink Automix (Ivoclar Vivadent). Una vez fijadas, las coronas se almacenaron durante 24 horas en agua, a temperatura ambiente, antes de realizar el ensayo de carga de rotura estática. La carga estática se transmitió a la fosa central de la corona mediante una bola de acero (de 4,5 mm de diámetro) a través de una lámina de estaño. Para todas las muestras se registró la carga que produjo la rotura de la corona. El análisis estadístico se realizó con pruebas ANOVA y Tukey (45).

b) **Fuente:** Universidad de Boston, Escuela Goldman de Odontología, Dpto. de Odontología restauradora/biomateriales, Dr. Russell Giordano, catedrático (45).

c) **Resultado:** Documentación científico-técnica Carga de rotura [N] (45).

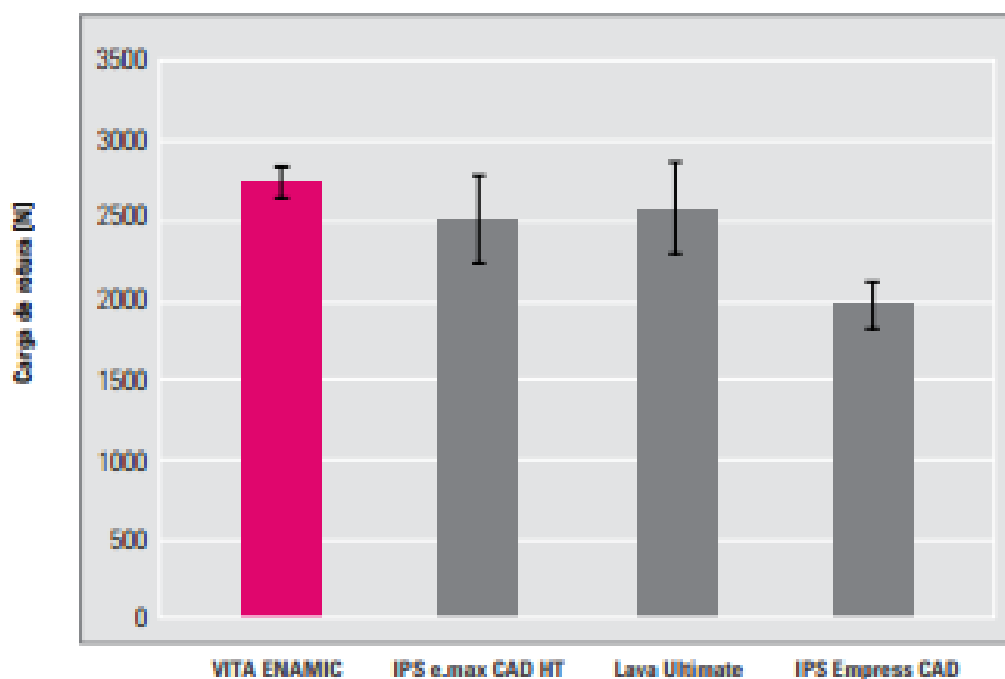


Figura 3. Resultado. Adaptado de: Catálogo vita, vita enamic. The concept, [Internet]. Vita-Zahnfabrik. Consultado 15 julio de 2017. Disponible en: www.vita-zahnfabrik.com.

d) Conclusión: En este ensayo, la carga de rotura estática media de VITA ENAMIC es de 2766 N (± 98 N), cifra que representa el valor medio más alto de todos los materiales analizados. Por otra parte, la desviación estándar de VITA ENAMIC es la más baja de todos los materiales sometidos al ensayo (45).

2.9.1.2 Composición química de la matriz cerámica de feldespato de estructura lisa.

Óxidos	Proporción en % del peso
SiO ₂	58–63
Al ₂ O ₃	20–23
Na ₂ O	6–11
K ₂ O	4–6
B ₂ O ₃	0,5–2
CaO	<1
TiO ₂	<1

Figura 4. Composición química de la matriz cerámica de feldespato de estructura lisa. Adaptado de: Catálogo vita, vita enamic. The concept, [Internet]. Vita-Zahnfabrik. Consultado 15 julio de 2017. disponible en: www.vita-zahnfabrik.com.

2.9.1.3 Composición química de la matriz polimérica: la matriz polimérica está compuesta de polímero de metacrilato.

2.9.1.4 Composición del componente polimérico (14 % del peso y 25 % del volumen)

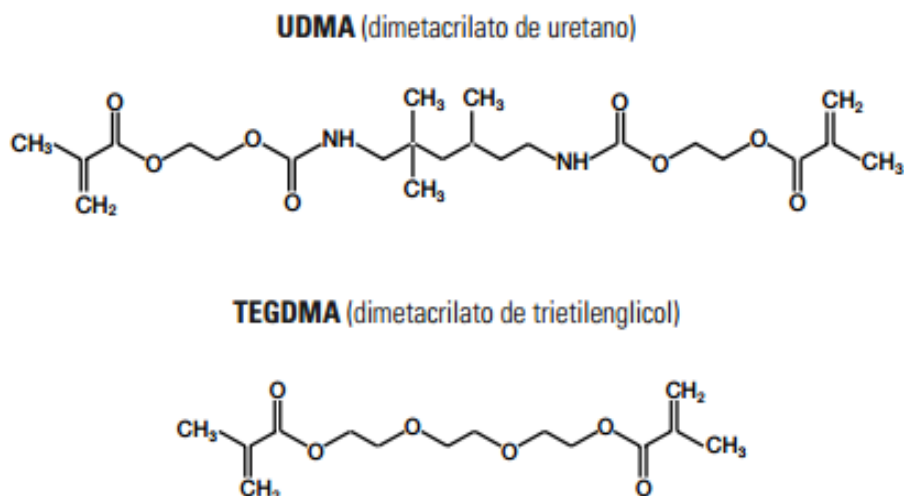


Figura 5. Composición del componente polimérico. Adaptado de: Catálogo vita, vita enamic. The concept, [Internet]. Vita-Zahnfabrik. Consultado 15 julio de 2017. disponible en: www.vita-zahnfabrik.com.

2.9.1.5 Proporción de cerámica y polímero.

Componentes	% en peso	% en volumen
Cerámica de feldespato de estructura fina	86	75
Polímero	14	25

Figura 6. Proporción de cerámica y polímero. Adaptado de: Catálogo vita, vita enamic. The concept, [Internet]. Vita-Zahnfabrik. Consultado 15 julio de 2017. disponible en: www.vita-zahnfabrik.com.

Esta nueva clase de material ofrece menos fragilidad que una cerámica dental pura, al igual que un nivel de abrasión superior al del composite, como resultado ofrece características similares al de un diente natural. Es resistente a fuerzas compresivas y de cizallamiento. El fresado puede ser completado más rápido y con menos desgaste de los instrumentos. Ofrece más precisión, estabilidad en los márgenes obteniendo mejores resultados que con las cerámicas tradicionales (45).

2.9.1.5.1 Características

- **Enorme capacidad de carga:** Tiene una enorme capacidad de carga tras la unión con la sustancia dental remanente. Este “material compuesto” garantiza una distribución óptima de las fuerzas masticatorias y la matriz de polímero absorbe las cargas intraorales de forma excelente (45).
- **Elevada fiabilidad:** Gracias a su especial estructura de matriz dual, la cerámica híbrida es un material de la máxima fiabilidad, ya que integra una función antifisuras (45).
- **Tratamiento conservador de la sustancia dental:** VITA ENAMIC garantiza, además de una elevada capacidad de carga, la elasticidad necesaria, permitiendo así restauraciones mínimamente invasivas en las que se puede conservar la sustancia dental sana mediante grosores de pared reducidos (45).
- **Restauraciones precisas y fieles al detalle:** Tras el proceso de fresado, muestra una excelente estabilidad de los ángulos, sobre todo en caso de bordes con los extremos finos y permite conseguir una morfología detallada y un resultado final de ajuste preciso (45).
- **Elaboración rápida y económica:** Las excelentes propiedades de fresado garantizan que el acabado de la restauración pueda realizarse ahorrando tiempo y con un desgaste mínimo del instrumental de fresado. Además, la cerámica híbrida ya tiene su resistencia final, de modo que puede colocarse en la boca inmediatamente después del fresado (45).
- **Resultados naturales y de color dental:** Es un material de color dental que presenta una excelente conductividad de la luz. Esto permite una integración perfecta de las restauraciones en la sustancia dental remanente y proporciona un juego cromático natural (45).

2.10 LAVA ULTIMATE 3M

Es un producto CAD / CAM "nuevo en el mundo", que utiliza la tecnología revolucionaria nano cerámica de 3M. Es único en cuanto a durabilidad y función. Tiene una excelente retención del pulido para una estética duradera (46).

Lava ultimate presenta alta resistencia a la fractura, resistencia a la flexión y la resistencia, aseguran que las restauraciones fresadas exhibirán una excelente durabilidad. Esto permite a 3M ESPE para ofrecer una garantía líder en la industria de 10 años (46).

2.10.1 Indicaciones. Restauraciones permanentes, adhesivas, de un solo diente incluyendo coronas, coronas sobre implantes, incrustaciones, onlays y carillas.

2.10.2 Características.

- Un procedimiento más rápido en comparación con otros materiales CAD / CAM: fresado, pulido y el ajuste son más fáciles (46).
- Durabilidad y absorción de impactos características de una combinación única de propiedades mecánicas.
- Ajuste intraoral con luz curada reconstituyentes Lava ultimate fue formulado utilizando ambos rellenos Nanomer y nanocluster con un contenido total de material nano cerámica en peso de aproximadamente 80%. La adición de partículas Nanomer a formulaciones que contienen nanoclusters reduce el espacio intersticial de las partículas de carga, que conduce a un mayor contenido de nanocerámica. La matriz reforzada (resina más nanopartículas) es significativamente más duro y mucho más resistente al desgaste que la resina sola (46).

Son nano partículas mono dispersas, no agregadas, y no aglomeradas. Lava Ultimate restaurador contiene dos tipos: nanómetros sílice de 20 nm de diámetro, y nanómetros zirconia de 4 a 11 nm de diámetro. Las nano partículas de ingeniería se tratan con un agente de acoplamiento de silano utilizando un método patentado (46).

Las Partículas nanocluster consisten en agregados consolidados de nanopartículas. Aunque estructuralmente tienen diferentes partículas densas, estas nanoclusters tienen integridad estructural que permite una alta proporción de carga cerámica al ser incorporados en los bloques, lo que proporciona una excelente resistencia a la fractura y al desgaste (46).

2.10.3 Fuerza Compresiva. La resistencia a la compresión es de particular importancia debido a las fuerzas de masticación. Las varillas están hechas de Lava Ultimate y se aplican fuerzas simultáneas a los extremos opuestos de la longitud de la muestra. El fallo de la muestra es el resultado de las fuerzas de cizallamiento y de tracción (46).



Figura 7. Fuerza Compresiva. Adaptado de: Catalogo 3M, LavaTM Ultimate CAD/CAM Restorative, Technical Product Profile. [Internet]. 3M ciencia aplicada a la vida. Recuperado 2012. Disponible en: http://jensendental.com/wp-content/uploads/2015/04/Lava_Ultimate_Technical_Product_Profile.pdf

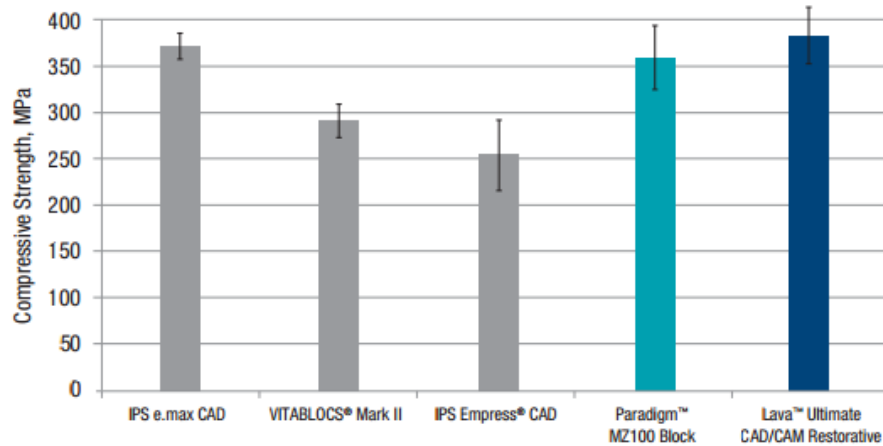


Figura 8. Comparación de resistencia a fuerzas compresivas Adaptado de: Catalogo 3M, LavaTM Ultimate CAD/CAM Restorative, Technical Product Profile. [Internet]. 3M ciencia aplicada a la vida. Recuperado 2012. Disponible en: http://jensendental.com/wp-content/uploads/2015/04/Lava_Ultimate_Technical_Product_Profile.pdf

3. Objetivos

3.1 Objetivo General

Evaluar la resistencia a la fractura de dos cerámicas híbridas Lava Ultimate y Vita Enamic, en preparaciones onlay cementadas adhesivamente sobre dientes premolares superiores.

3.2 Objetivos Específicos

- Determinar la resistencia a la fractura y el tiempo de ocurrencia de la misma de las cerámicas híbrida Lava Ultimate y Vita Enamic en restauraciones onlay en premolares superiores.
- Comparar la resistencia a la fractura entre dientes restaurados con cerámica híbrida VITA ENAMIC y dientes restaurados con cerámica híbrida LAVA ULTIMATE.

4 Hipótesis

Las cerámicas híbridas Vita Enamic y Lava Ultimate 3M presentan una resistencia a la fractura igual, en dientes con restauraciones tipo onlay.

5. Materiales y Métodos

5.1 Tipo de estudio

Ensayo experimental in vitro experimental porque el investigador forma parte “activa” del estudio. Siempre son analíticos (relacionan variables) y el nivel investigativo “explicativo” (causa-efecto)

5.2 Selección y Descripción de Población.

5.2.1 Población. Primeros dientes premolares superiores de pacientes entre 18 y 50 años.

5.2.2 Muestra. La muestra estuvo conformada por 60 dientes primeros premolares superiores sanos, distribuidos en un grupo control de 20 dientes y dos grupos de trabajo de 20 dientes cada grupo, seleccionados por conveniencia. El tamaño de muestra fue establecido con base en los tamaños de estudios similares consultados (46).

5.2.3 Criterios de inclusión

- Dientes totalmente sanos
- Dientes primeros premolares superiores que fueron extraídos por motivos de ortodoncia o con afección periodontal
- Dientes premolares superiores que midan: meso distal 7-8 mm, vestíbulo palatino 8 a 9.5 mm, cervico incisal 8 a 9.5 mm

5.2.4 Criterios de exclusión.

- Dientes con anomalía de forma.

5.3. Variables

5.3.1 Variables de resultado o dependientes. Se evaluaron dos variables desenlace, ambas de tipo cuantitativo continuo; la resistencia a la fractura, medida en megapáscales (Mpa) que corresponde a la fuerza aplicada sobre el diente que ocasiona la fractura de la cerámica. La otra variable de desenlace fue el tiempo de ocurrencia de la fractura de la cerámica, el cual se midió en segundos (Tabla 1).

5.3.2 Variables Independientes. La única variable independiente tenida en cuenta fue el tipo de material restaurador, el cual podía ser Vita Enamic y Lava Ultimate, variable de naturaleza cualitativa nominal dicotómica. (Tabla 1).

Tabla 1. Tabla de operacionalización de variables

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Clasificación Según Naturaleza	Clasificación Según Nivel de medición	Unidad de medida o categoría
Resistencia a la fractura	Resistencia que opone un cuerpo a la pérdida de continuidad, consecuencia de una fuerza aplicada	Cantidad de megapáscales aplicados que ocasionan la fractura de la cerámica	Cuantitativa	Razón	MPa
Tiempo a la fractura	Momento en el cual se fractura el material desde que se aplica la fuerza a estudio.	Tiempo que transcurre desde el momento de aplicar la fuerza hasta que ocurre la fractura o fragmentación del material.	Cuantitativa	Razón	Segundos
Tipo de material restaurador	Tipo de material de restauración utilizado	Enamic: cerámicas híbridas con una estructura dual que combina lo mejor de las cerámicas y el composite, la estructura dominante de cerámica y la estructura de refuerzo de polímero están fusionadas entre si Lava ultimate: Es un producto CAD / CAM "nuevo en el mundo", que utiliza la tecnología revolucionaria nano	Cualitativa	Nominal	0. Enamic 1.Lava Ultimate

		cerámica de 3M			
--	--	----------------	--	--	--

5.4 Procedimiento

5.4.1 Recolección y preparación de dientes. Se seleccionaron sesenta dientes primeros premolares superiores extraídos en un tiempo no mayor a un mes por motivos ortodónticos o enfermedad periodontal, sanos en su corona clínica, sin alteración morfológica ni de desarrollo. Estos se mantuvieron en solución salina al 2% y fueron suministrados por el Banco de dientes de la Universidad Santo Tomás de Bucaramanga, Colombia.

El total de dientes se dividió en tres grupos de manera aleatoria. Se seleccionaron 20 dientes en cada grupo. Grupo A comprendió dientes sin preparación (control). Grupo B primeros premolares superiores con preparación tipo onlay restaurados con incrustaciones de cerámica híbrida Vita Enamic y el grupo C primeros premolares superiores con preparación tipo onlay restaurados con incrustaciones de cerámica híbrida Lava Ultimate 3M.

Las raíces de los dientes seleccionados fueron sumergidas en un molde de silicona de 10 X 10 mm en resina acrílica auto polimerizable (Veracril transparente- New Stetic S.A) de modo que la unión cemento-esmalte del diente se mantuvo 1 mm por encima de la superficie de la resina acrílica. Se tomó una impresión a cada diente de los grupos de trabajo con silicona de condensación siguiendo indicaciones de la casa fabricante (Zetaplus; zhermack, Italia), obteniendo una matriz. Ésta se cortó con bisturí en sentido mesio-distal para controlar la eliminación de la estructura dental de acuerdo con las pautas de preparación y ayudara a la orientación del desgaste.

➤ **En el grupo A** los dientes no preparados se mantuvieron intactos para la comparación con los grupos de estudio. Luego se realizó la enumeración de cada diente del 1 al 20 de manera aleatoria.

➤ **En el grupo B**, los primeros premolares superiores se prepararon con una cavidad Clase II (tipo onlay) con una pieza de mano NSK PANA-MAX. Se utilizó una fresa redonda de diamante, marca Jota de aro negro referencia 1016SP y se colocó en cada una de las fosas del diente para medir la profundidad en la tabla oclusal (2mm). La reducción de la superficie oclusal se realizó con una fresa tronco cónica de extremo redondeado, marca Jota de aro negro referencia 41385G, teniendo en cuenta que las paredes laterales deben tener una divergencia de 6 a 8 grados y anchura de la cavidad de 1/3 de la distancia intercuspídea. La reducción cuspídea se realizó con una fresa tronco cónica de extremo redondeado realizando surcos guía para comprobar que la reducción fuera de dos milímetros, todo esto controlándolo con la matriz y una sonda periodontal marca Hu- Friedy. Todos los ángulos diedros o triedros fueron redondeados con una fresa tronco cónica de extremo redondeado marca Jota de aro rojo referencia 849F.

La cajuela proximal se realizó con una fresa tronco cónica de extremo redondeado con el fin de obtener las paredes vestibulares y palatinas ligeramente divergentes, dicha cajuela tenía una profundidad de 2 mm. El ángulo cavo superficial fue ligeramente redondeado con una fresa tronco cónica de extremo redondeado marca Jota de aro rojo referencia 849F.

➤ **Escaneo y fresado grupo B:** Se realizó la enumeración de cada diente del 21 al 40 para su posterior Scaneo Digital con el Cerec Ineos X5 de Sirona y se realizó la digitalización (captación óptica) de cada uno de los preparaciones y el diseño de las incrustaciones para cada uno de los dientes utilizando el software CEREC IN LAB 3D SIRONA para su posterior posicionamiento en STACK in Lab y maquinado en el sistema CEREC IN lab MC XL en un bloque de cerámica híbrida Vita Enamic. Una vez fresada la incrustación se procedió a realizar la recuperación de la misma mediante un disco de diamante cortando la unión al bloque, y finalmente se comprobó el asentamiento a la preparación en el diente correspondiente para su cementación.

➤ **Cementación grupo B:** La superficie interna de la incrustación de cerámica híbrida Vita Enamic se trató con solución de ácido fluorhídrico al 5% durante 60 segundos(VITA CERAMICS ETHC), luego se enjuagó con agua y se secó con aire usando una pera de aire, hasta obtener una superficie de aspecto blanquecino opaco. Estas superficies de la incrustación grabada fueron tratadas con un agente de acoplamiento de silano durante 20 segundos (VITASIL, VITA). La superficie de esmalte de las cavidades se secó con aire usando una pera de aire y luego se grabó con ácido fosfórico al 37% (Gel de ácido fosfórico al 37% súper ETCH, SDI) durante 15 segundos y se enjuagó con agua durante 30 segundos. Las Incrustaciones de cerámica híbrida Vita Enamic fueron cementadas con un cemento dual, auto adhesivo, con sistema de dispensador clicker (RelyX U 200, 3M). El cemento fue mezclado a mano según indicaciones de la casa fabricante y aplicado tanto a los dientes preparados, como a las incrustaciones. Fueron llevadas al dispositivo de carga constante en la Universidad UNICIEO en Bogotá, a una fuerza constante de 5 kg durante un min y se polimerizó por 2 segundos, se retiraron los excesos y luego se polimerizó durante 20 segundos por cada superficie; Se utilizaron fresas de acabado para suavizar la superficie, marca Jota de aro amarillo referencia 827

➤ **En el Grupo C,** la cavidad de Clase II (tipo onlay) se preparó cada diente con una pieza de mano NSK PANA-MAX. Se utilizó una fresa redonda de diamante, marca Jota de aro negro referencia 1016SP y se colocó en cada una de las fosas del diente para medir la profundidad en la tabla oclusal (2mm). La reducción de la superficie oclusal se realizó con una fresa tronco cónica de extremo redondeado, marca Jota de aro negro referencia 41385G, teniendo en cuenta que las paredes laterales deben tener una divergencia de 6 a 8 grados y anchura de la cavidad de 1/3 de la distancia intercuspídea. La reducción cuspídea se realizó con una fresa tronco cónico de extremo redondeado realizando surcos guía para comprobar que la reducción fuera de dos milímetros todo esto controlándolo con la matriz y una sonda periodontal marca Hu- Friedy. Todos los ángulos diedros o triedros fueron redondeados con una fresa tronco cónico de extremo redondeado marca Jota de aro rojo referencia 849F.

La cajuela proximal se realizó con una fresa tronco cónica de extremo redondeado con el fin de obtener las paredes vestibulares y palatinas ligeramente divergentes, dicha cajuela tenía una

profundidad de 2 mm. El ángulo cavo superficial fue ligeramente redondeado con una fresa tronco cónico de extremo redondeado marca Jota de aro rojo referencia 849F.

➤ **Escanéo y fresado grupo C:** Se realizó la enumeración de cada diente del 41 al 60 para su posterior escaneo Digital con el Cerec Ineos X5 de Sirona y se realizó la digitalización (captación óptica) de cada uno de los preparaciones y el diseño de las incrustaciones para cada uno de los dientes utilizando el software CEREC IN LAB 3D SIRONA para su posterior posicionamiento en STACK in Lab y maquinado en el sistema CEREC IN lab MC XL en un bloque de cerámica híbrida Lava Ultimate 3M. Una vez fresada la incrustación se procedió a realizar la recuperación de la misma mediante un disco de diamante cortando la unión al bloque, y finalmente se comprobó el asentamiento a la preparación en el diente correspondiente para su cementación.

➤ **Cementación grupo C:** Se acondicionó la incrustación aplicando un chorro de óxido de Aluminio de 50 micras a una presión de 2 bars (30 psi) hasta que la superficie tuviera un aspecto mate, se retira la arena con alcohol y se airea con pera de aire.

La superficie de esmalte de las cavidades se secó con aire usando una pera de aire y luego se grabó con ácido fosfórico al 37% (Gel de ácido fosfórico al 37% súper ETCH, SDI) durante 15 segundos y se enjuagó con agua durante 30 segundos. Las Incrustaciones de cerámica híbrida Vita Enamic fueron cementadas con un cemento dual, auto adhesivo, con sistema de dispensador clicker (RelyX U 200, 3M). El Cemento fue mezclado a mano según indicaciones de la casa fabricante y aplicado tanto a los dientes preparados, como a las incrustaciones. Fueron llevadas al dispositivo de carga constante en la Universidad UNICIEO en Bogotá, a una fuerza constante de 5 kg durante un min y se polimerizó por 2 segundos, se retiraron los excesos y luego se polimerizó durante 20 segundos por cada superficie; Se utilizaron fresas de acabado para suavizar la superficie, marca Jota de aro amarillo referencia 827

Todos las muestras fueron llevadas a la maquina universal de ensayo Instron Shymadzu, para evaluar la resistencia a la fractura ante una fuerza compresiva, se aplicó una fuerza de 50 Nw a una velocidad de 1mm/min hasta obtener la fractura de la restauración y se anotaron todos los datos para los posteriores resultados.

➤ **Maquina universal de ensayo Instron:** Esta máquina universal de ensayos realiza tracción, compresión, y la prueba de flexión de los materiales metálicos. En combinación con equipos de prueba opcional, la máquina puede realizar pruebas en madera, hormigón, cerámica, caucho, plástico y muchos otros materiales.

Después de tener todas las incrustaciones cementadas, se llevaron a la maquina Instron. Se ajustó cada cubo en una prensa con el fin de evitar micromovimientos, posteriormente se realiza la carga con un indentador específico de dicha máquina, hasta que se produjo la fractura del material restaurador. En este punto se midió la carga ejercida y así mismo el tiempo que transcurrió desde el inicio de la carga hasta el momento de la fractura.

El sistema de máquinas de carga hidráulica dispone de una amplia gama de control de las velocidades de carga y los permisos sin problemas principales. Una válvula servo

electrohidráulica controla con precisión la velocidad de flujo de aceite a presión bombeada por una bomba de carga que alimenta el cilindro de carga.

Una carga aplicada a una muestra se detecta como un cambio de presión de aceite en el cilindro de carga y se traduce en una señal de voltaje de una celda de presión de alta precisión y amplificador de alto rendimiento. Esta señal analógica se convierte en una señal digital, que se calcula en términos de la escala completa. Por lo tanto, el sistema de medición de la carga proporciona la digitalización de displays analógicos de la carga aplicada en la unidad de KN (tf). Dependientes la dureza y resistencia a la fractura y como variable explicatoria principal el tipo de restauración, se ajustará por el diseño de la cavidad.

5.4.2. Plan de análisis estadístico. En el análisis descriptivo univariado se calcularon medidas de tendencia central (medias o medianas), de acuerdo a la normalidad de los datos, que será evaluada mediante la prueba de Shapiro-Wilk, y medidas de dispersión (desviación estándar o rango intercuartílico) para las variables cuantitativas resistencia a la fractura y tiempo a la misma.

En el análisis bivariado se evaluó si existen diferencias en la resistencia a la fractura y el tiempo de ocurrencia a la misma a través de prueba de anova o Kruskal Wallis según corresponda. Los contrastes se realizarán mediante pruebas t de Student o Mann Whitney. Se considerará un nivel de significancia estadística de 5% (error alfa 0,05).

El software utilizado para el análisis fue Stata 11.0. En todo el análisis se utilizó un $\alpha = 0,05$.

6. Resultados

Se evaluaron 60 piezas dentales divididas en 3 grupos (20 piezas para cada grupo), un grupo se restauró con cerámica híbrida Lava Ultimate, otro grupo con cerámica híbrida Vita Enamic y un grupo control, analizando los resultados de las variables mencionadas y se establecieron comparaciones por tipo de cerámica híbrida utilizada.

Inicialmente se evaluó la normalidad de las variables analizadas mediante la prueba Shapiro Wilk, resultando las variables fuerza (resistencia) aplicada para la fractura y tiempo a la misma distribuidas de manera no normal ($p < 0,05$).

De manera global (para las 60 piezas dentales), las medidas de resumen de las variables analizadas fueron las que se muestran en la tabla 2.

Tabla 2. Medidas de resumen globales de fuerza aplicada para fractura y tiempo a la misma.

VARIABLE	OBSERVACIONES	PROMEDIO	MEDIANA	MÍNIMO	MÁXIMO
Fuerza	60	951,9	923	418	1753
Tiempo	60	2,61	0,68	0,22	60

Nota: *El tiempo está medido en segundos, la fuerza en Newtons.

Por tipo de cerámica híbrida utilizada, las medidas de resumen de la variable fuerza (resistencia) a la fractura se muestran en la tabla 3.

Tabla 3. Medidas de resumen de la fuerza (resistencia) a la fractura por tipo de cerámica utilizada.

VARIABLE	OBSERVACIONES	PROMEDIO	MEDIANA	MÍNIMO	MÁXIMO
Grupo control	20	870,8	838,5	471	1378
Grupo Vita	20	1035,2	942	418	1753
Grupo 3M	20	949,9	943,5	534	1471

Nota: *La variable fuerza está medida en Newtons.

Por tipo de cerámica híbrida utilizada, las medidas de resumen de la variable tiempo a la fractura se muestran en la tabla 4.

Tabla 4. Medidas de resumen de la variable tiempo a la fractura por tipo de cerámica utilizada.

VARIABLE	OBSERVACIONES	PROMEDIO	MEDIANA	MÍNIMO	MÁXIMO
Grupo control	20	0,61	0,64	0,4	0,78
Grupo Vita	20	3,54	0,60	0,22	60
Grupo 3M	20	3,67	0,73	0,48	0,60

Nota: *La variable tiempo está medido en segundos.

Por otro lado, se analizó el comportamiento de cada variable por tipo de cerámica híbrida utilizada de manera visual mediante gráficos de cajas y bigotes; la variable fuerza (resistencia) para la fractura, muestra que el grupo Vita (Grupo 2), la fuerza aplicada para la fractura fue en promedio mayor a expensas de las piezas que presentaron valores superiores a la mediana, tal y como se muestra en la figura 9, aunque con respecto a la mediana las diferencias no fueron significativas.

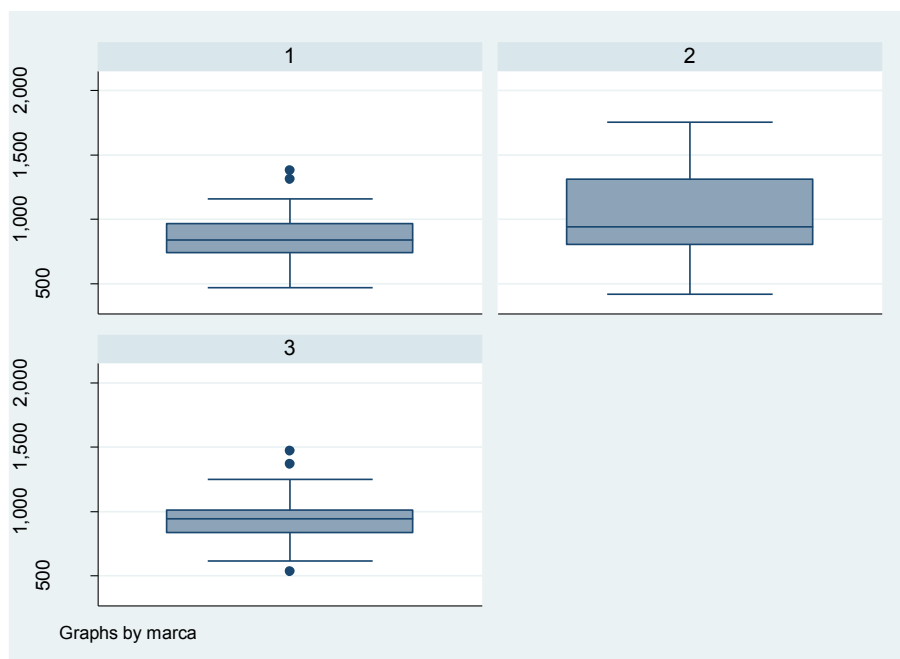


Figura 9. Diagrama de caja de la fuerza (resistencia) para la fractura por tipo de cerámica utilizada (1=control, 2=vita, 3=3M).

Para verificar de manera más precisa el comportamiento de la variable fuerza (resistencia) para la fractura, los percentiles por tipo de cerámica híbrida muestran que la fuerza fue mayor en los dientes sometidos a alguna de las dos cerámicas híbridas utilizadas, situación que se refleja en los valores de los percentiles 75 de los grupos 2 y 3; sin embargo, por tratarse de comparación de medianas, en estas no se pudo evidenciar alguna diferencia entre los grupos comparados (ver tabla 5).

Tabla 5. Descripción de percentiles de la variable fuerza (resistencia) para la fractura por tipo de cerámica utilizada.

VARIABLE TIEMPO	OBSERVACIONES	PERCENTIL	INTERVALO DE CONFIANZA 95%
Grupo control	20		
Percentil 25		733,5	483,37-830,29
Percentil 50		838,5	753,26-929,48
Percentil 75		982,75	845,88-1310,43
Grupo Vita	20		
Percentil 25		767,5	678,34-932,76
Percentil 50		942	868-1215,48
Percentil 75		1351	974,27-1552,96
Grupo 3M	20		
Percentil 25		797,25	615-926,76

Tabla 6.a. Descripción de percentiles de la variable fuerza (resistencia) para la fractura por tipo de cerámica utilizada.

Percentil 50	943,5	912,69-988,95
Percentil 75	1020,75	961,46-1366,78

Por su parte, la variable tiempo a la fractura, dados los valores tan pequeños, no permite observar diferencias visuales, tal y como se muestra en la figura 10.

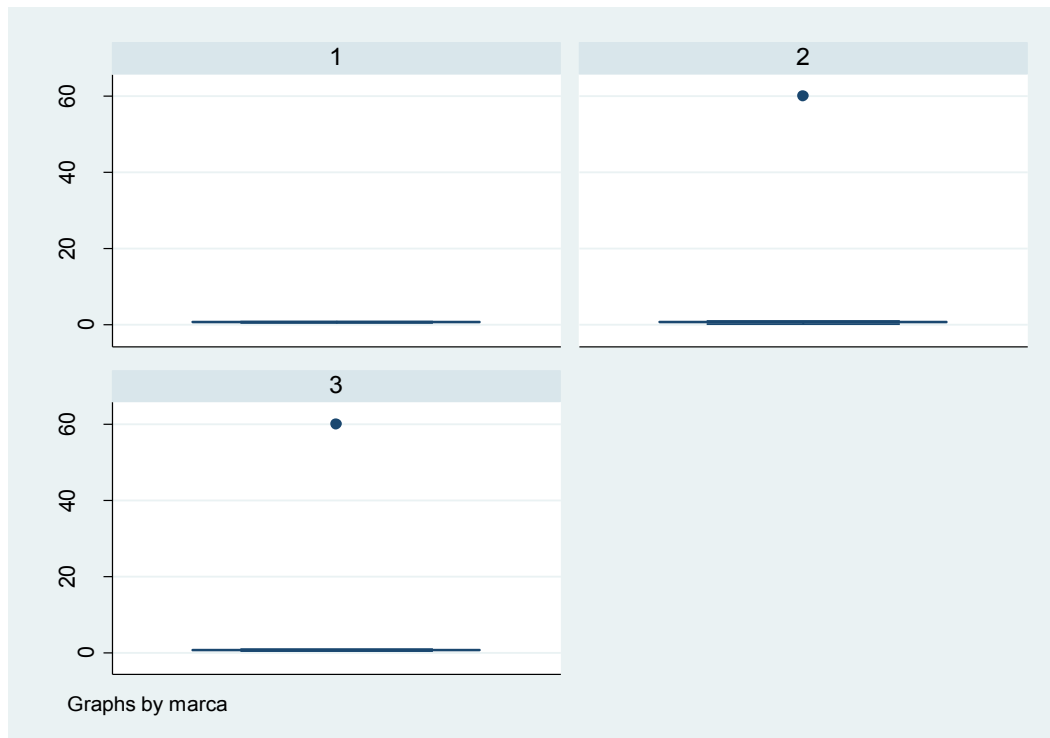


Figura 10. Diagrama de caja del tiempo a la fractura por tipo de cerámica aplicada (1=control, 2=vita, 3=3M).

De igual forma, en la tabla 5 se ve de manera más precisa el comportamiento de la variable tiempo a la fractura, observándose que los percentiles de los tiempos por tipo de cerámica fueron mayores en los dientes sometidos a alguna de las dos cerámicas utilizadas (percentiles 75 de los grupos 2 y 3 mayores al grupo control) (ver tabla 6).

Tabla 7. Descripción de percentiles de la variable tiempo a la fractura por tipo de cerámica utilizada.

VARIABLE TIEMPO	OBSERVACIONES	PERCENTIL	INTERVALO DE CONFIANZA 95%
Grupo control	20		
Percentil 25		0,465	0,430-0,617
Percentil 50		0,645	0,483-0,735
Percentil 75		0,747	0,672-0,759
Grupo Vita	20		
Percentil 25		0,422	0,310-0,587
Percentil 50		0,605	0,432-0,717
Percentil 75		0,772	0,610-0,919
Grupo 3M	20		
Percentil 25		0,655	0,500-0,715
Percentil 50		0,730	0,672-0,800
Percentil 75		0,815	0,744-0,899

La realización de las pruebas estadísticas para establecer posibles diferencias entre los valores de las variables de los tres grupos se realizó de acuerdo a la distribución de los datos, siendo utilizada la prueba de Kruskal Wallis, cuyo resultado fue no significativo ($p=0,1850$) para la variable fuerza; es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre las medianas de las fuerzas aplicadas en los tres grupos de dientes (control, Vita y 3M).

Por su parte, para la variable tiempo, el resultado de la prueba fue significativo ($p=0,0274$), por lo que se entró a evaluar los contrastes mediante la prueba de la U de Mann Whitney, aplicando el método de Bonferroni. Los resultados se muestran en la tabla 6, siendo diferente de manera significativa solamente la comparación entre el grupo control y el grupo Lava Ultimate 3M. La comparación entre los valores de los dos grupos intervenidos (Vita y 3M), mostró una importante diferencia en favor del grupo 3M, pero al penalizar el valor p (Bonferroni), esta diferencia no resulta siendo significativa (ver tabla 7).

Tabla 8. Contrastes entre las mediciones del tiempo a la fractura por tipo de cerámica utilizada.

Comparación	Observaciones	Suma de rangos	Esperado	Valor p	Valor p penalizada
Grupo control	20	427,5	410		
Grupo Vita	20	392,5	410	0,6357	
Grupo Control	20	319	410		
Grupo 3 M	20	501	410	0,0137	0,0411
Grupo Vita	20	330,5	410		
Grupo 3 M	20	489,5	410	0,0314	0,0942

7. Discusión

La reducción de tejido disminuye drásticamente la resistencia estructural de los dientes, alcanzando hasta un 50% de pérdida, lo que aumenta sus riesgos de fractura por esta razón se han diseñado diferentes materiales. La preparación de la cavidad debe basarse primordialmente en la preservación de la estructura dental y las propiedades físicas de los materiales restauradores. Los parámetros para el diseño de la cavidad también deben estar de acuerdo con los principios de adaptación, resistencia - retención, oclusión y estética (22, 27, 47, 48).

En este estudio se realizó la preparación de las cavidades de los dientes según indicaban varios autores, los cuales mostraban el protocolo para la realización de estas (16,27, 28, 49, 50).

El tamaño muestral se estableció a partir de estudios similares. Jonathon S. Egbert (47) estudiaron la resistencia a la fractura de restauraciones oclusales CAD CAM donde se estudiaron 60 dientes divididos en 3 grupos (20 en cada grupo) para cada material: Lava Ultimate, Vita enamic y MZ Paradigm 100. En el estudio de Gloria Beatriz de Azevedo (48) estudiaron la resistencia a la fractura de premolares superiores recuperados con 2 materiales cerámicos donde fueron divididos en 5 grupos de acuerdo al diseño de la restauración. En el artículo de Susana Morimoto (49) se estudiaron 30 dientes divididos en 3 grupos. Este estudio observaba la resistencia a la fractura en premolares restaurados con cerámica.

En el estudio de Sandra Fernandez Villar (51) se evaluó la resistencia a la fractura de 90 coronas confeccionadas en 3 materiales diferentes, estas restauraciones se dividieron en 3 subgrupos de 10 coronas que correspondían a los diferentes tratamientos que recibirían, se usaron premolares superiores. Carlos Jose Soarez (52) en el artículo influencia en el diseño de la preparación de la cavidad sobre la resistencia a la fractura de restauraciones cerámicas, estudiaron 90 dientes divididos en 9 grupos (n=10).

Las restauraciones cuando se asociaron a nuevos sistemas adhesivos y cementos de resina desarrollan una mayor resistencia a la fractura en comparación con los tradicionales cementos, como el ionómero de vidrio y fosfato de zinc (47, 49).

La cementación es uno de los pasos más importantes de la rehabilitación protésica, por ello se siguieron pautas recomendadas por diferentes autores, previa a la cementación se realizó un tratamiento a la superficie interna de las restauraciones dependiendo el material con que estaba elaborada la incrustación (48, 49, 50,51, 52,53, 54).

En el estudio de Sabatini y cols, cementaron restauraciones a muñones de distintos materiales y encontraron que los cementos de resina obtuvieron mejores resultados de adhesión. En este estudio se realizó la cementación con el relux U 200 debido a que es un Cemento auto -adhesivo universal de resina que ayuda a la cementación de todo tipo de restauraciones con gran potencia de adhesión, igual que el estudio de Deborah Estona et al. Donde realizaron la cementación con relux u 200 en 60 dientes divididos en 3 grupos. En el momento de la cementación se realizó con la máquina de presión constante según las especificaciones de la ADA la cual recomienda una carga de 5 Kg (48, 49, 50, 51, 52, 53, 54).

Debemos recordar que en cavidad oral se producen distintos tipos de fuerza como son compresión, fricción, cizallamiento, durante el proceso masticatorio o por hábitos adquiridos por el paciente. En este estudio se realizaron fuerzas compresivas para determinar la resistencia a la fractura de las dos cerámicas híbridas LAVA ULTIMATE Y VITA ENAMIC.

Para medir la resistencia a la fractura de la cerámica híbrida se utilizó la máquina universal de ensayos hasta la fractura de alguno de los componentes de la muestra, Según la normativa ISO 6872:2008, para valorar la resistencia a la fractura de las cerámicas se aconseja utilizar una máquina universal de ensayos mecánicos con una velocidad de avance del cabezal de $1 \pm 0,5$ mm/min y que pueda medir las cargas entre 10 N y 1000 N ($\pm 0,1$ N).

Estudios realizados con anterioridad Jonathan S. Egbert et al. demostraron una mayor resistencia a la fractura en restauraciones con LAVA ULTIMATE en comparación con VITA ENAMIC Y PADIGM MZ100. En este estudio se puede concluir que los grupos B (VITA ENAMIC) y C (LAVA ULTIMATE 3M) mostraron una resistencia a la fractura comparable a la de los dientes del grupo A (control) por lo cual no observamos diferencia estadísticamente significativa y en general los modos de fractura fueron similares. Caso parecido al estudio de Sandra Fernandez Villar, donde estudiaron la resistencia a la fractura de 3 materiales, y no encontraron diferencias significativas entre LAVA ULTIMATE Y VITA ENAMIC (51).

Los valores que se obtuvieron en este estudio en percentiles para cada tipo de cerámica VITA ENAMIC 1351 y para LAVA ULTIMATE 1.020, encontrando valores más altos para Vita Enamic, pero aun así, no se evidencia diferencia estadísticamente significativa entre estos dos materiales. En el estudio de Bofante et al. donde compararon la metal cerámica 1871 y LAVA ULTIMATE 1748, se encontraron valores superiores para LAVA ULTIMATE a los que se obtuvieron en este estudio. En el estudio de Sandra Fernández se encontraron valores para LAVA ULTIMATE de $1142,42 \text{ N} \pm 279,502 \text{ N}$, resultados similares a los encontrados en este estudio (48, 49, 50, 51, 52, 53, 54).

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar la cerámica VITA ENAMIC con el grupo control lo mismo que el artículo de Jie Min et al. que compararon ENAMIC con el esmalte humano donde se encontraron valores más altos para el esmalte humano, pero sin diferencia estadísticamente significativa (48, 49, 50, 51, 52, 53, 54).

Dentro las limitaciones de este estudio se puede destacar que la prueba de compresión por sí sola no puede simular condiciones clínicas, solo nos arroja el resultado de resistencia o fuerza que tiene un material, se recomienda usar otros ensayos in vitro y seguimientos clínicos para determinar la longevidad de varias restauraciones de cerámica híbrida en restauraciones inlay, onlay y overlay (48, 49, 50, 51, 52, 53, 54).

7.1 Conclusiones

Dentro de las limitaciones de este estudio se obtuvieron las siguientes conclusiones:

1. Una vez realizado el estudio in vitro se logró determinar que no existen diferencias

estadísticamente significativas entre LAVA ULTIMATE Y VITA ENAMIC cuando se evaluó la resistencia a la fractura después de cementadas.

2. El comportamiento ante fuerzas compresivas entre los materiales LAVA ULTIMATE y VITA ENAMIC es similar al de un diente sin ningún tipo de restauración.

3. Se observó que, a pesar que la cerámica LAVA ULTIMATE presentó valores superiores en tiempo, en el momento de la carga compresiva, no se generaron diferencias estadísticamente significativas entre los 3 grupos.

7.2 Recomendaciones

Se recomienda en futuros estudios la realización del mismo protocolo de adhesión y cementación para los dos materiales con el fin de observar si es una variable que afecte la resistencia a la fractura de dichos materiales.

Someter las muestras a una carga dinámica de 198-200 newtons a 1.2 millones de ciclos a una frecuencia de 1.6hz usando como antagonista una bola de esteatita, buscando un análisis de frecuencia a la fatiga.

8. Aspectos éticos

Con base en la resolución 8430 de 1993, de acuerdo a su artículo 11 numeral “a” clasifica este tipo de investigación sin riesgo, ya que son estudios que emplean técnicas y métodos de investigación documental retrospectivos y aquellos en los que no se realiza ninguna intervención o modificación intencionada de las variables biológicas, fisiológicas, psicológicas o sociales de los individuos que participa en el estudio, entre los que se consideran: revisión de historias clínicas, entrevistas, cuestionarios, y otros en los que no se identifique ni se trate aspectos sensitivos de su conducta.

8.1 Capítulo III de la investigación de otros nuevos recursos.

➤ **Artículo 60.** Para los efectos de éste reglamento, se entiende por investigación de otros nuevos recursos o modalidades diferentes de las establecidas, las actividades científicas tendientes al estudio de materiales, injertos, trasplantes, prótesis, procedimientos físicos, químicos y quirúrgicos, instrumentos, aparatos, órganos artificiales y otros métodos de prevención, diagnóstico, tratamiento y rehabilitación que se realicen en seres humanos o en sus productos biológicos, excepto los farmacológicos.

9. Bibliografía

1. Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, Brunton PA, Gurgan S, Kakaboura A, Shearer AC, Vanherle G, Wilson NH; Academy of Operative Dentistry European Section.. Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section. *Journal Of Dentistry* 2014; 42(4):377-83.
2. J.-F. Roulet, Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam, *J. Dent.* 1997; 25: 459-473.
3. Matheus Coelho Bandéca, Mateus Rodrigues Tonetto, Érico Damasceno Barros, Shelon Cristina Souza Pinto Leily Macedo Firoozmand, Marcelo Ferrarezi de Andrade, José Roberto Cury Saad Etevaldo Matos Maia Filho, Rejane Christine de Sousa Queiroz. Indirect Resin Onlay Cemented with Self-adhesive Resin Cement: A Comprehensive Clinical Overview. *World Journal of Dentistry* 2012; 3 (3): 273-277.
4. Wilson N, Lynch C. The teaching of posterior resin composites: Planning for the future based on 25 years of research. *Journal Of Dentistry.* 2014; 42(5):503-16.
5. Sturdevant CM. Et Al. *Operatoria dental*. Editorial Harcourt Brace, Tercera edición, Madrid, 1996: 253-265.
6. Ruiz JM. Et Al. Resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad de cinco resinas compuestas: Tetric Ceram, Ecusit, Spectrum TPH, Filtek Z-250, Degufill mineral y dos resinas modificadas con poliácidos: Luxat e Ionosit. *Avances en Odontoestomatología* 2003; 19 (6): 291- 297.
7. *Materiales dentales*, Luis Macchi, 4ta edición, ed médica, panamericana 2007, pag 20-23.
8. *Introduction to dental materials*, Noort Richard, ed. Mosby, pag 32-34.
9. Ruse N, Sadoun M. Resin-composite Blocks for Dental CAD/CAM Applications. *Journal of Dental Research* 2014; 93 (12):1232-4.
10. Li Hong He. A novel polymer infiltrated ceramic dental material, *Dental materials* 2011; (27): 527–534.
11. Li R, Chow T, Matinlinna J. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal Of Prosthodontic Research.* 2014; 58(4):208-16.
12. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist—a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater* 2008; (24): 433–49.

13. Coldea A, Swain M, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials* 2013; 29 (4):419-26.
14. Petrini M, Ferrante M, Su B. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dental Materials* 2013; 29 (4):375-81.
15. Scielo. [Internet]. Martínez Rus Francisco, Pradés Ramiro Guillermo, Suárez García M^a Jesús, Rivera Gómez Begoña. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE. 2007; 12(4): 253-263. [citado 2015 Mar 26]. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2007000300003.
16. Busato P, Simon G, Camilotti V, Nasar P, Vendrame T, Moura S. Aspectos clínicos da técnica de preparo e restauração onlay de porcelana em dentes posteriores. *Revista Dental Press De Estética*. 2010; 7(4): 60-67.
17. Galiatsatos A, Bergou D. Six-year clinical evaluation of ceramic inlays and onlays. *Quintessence International* 2008; 39(5): 407-412.
18. Rosenstiel, S. Fujimoto. (1991). Prótesis Fija e Incrustaciones. Editorial Salvat. Barcelona, España.
19. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, Rousson V, Randall R, Schmalz G, Tyas M, Vanherle G (2007). Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent*. 9 Suppl 1:121-47.
20. R.L. Bowen D.D.S., Washington, D.C, properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations *J Am Dent Assoc*. 1963; 66:57-64.
21. Lang, B.R.; Jaarda, M.; Wang, R.-F. Filler particle size and composite resin classification systems. *Journal of Oral Rehabilitation* 1992; (6): 569-584.
22. Pegoraro L.F; **Baratieri** L.N. Reconstrução **estética** e funcional de dentes anteriores tratados. *Revista Dental Press de Estética*. 2013; 10: (4) 75.
23. Bin Yu, Yong-Keun Lee, Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites, *Journal of Dentistry*. 2008; 36: 840–846.
24. J. Whitters et al. *Journal of Dentistry* 27 (1999) 401–435, Dental materials: 1997 literature review, *J Dent*. 1999; 27(6):401-35.
25. Strang R, Whitters CJ, Brown D, Clarke RL, Curtis RV, Hatton PV, Ireland AJ, Lloyd CH, McCabe JF, Nicholson JW, Scrimgeour SN, Setcos JC, Sherriff M, van Noort

- R, Watts DC, Woods D. Dental materials: 1996 literature review. Part 2, journal dental 1998; 26 (4): 273 – 291.
26. J.W.V. van Dijken, Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up, journal of Dentistry. 2000; 28: 299–306.
27. Fonseca R, Correr-Sobrinho L, Fernandes-Neto A, Quagliatto P, Soares C. The influence of the cavity preparation design on marginal accuracy of laboratory-processed resin composite restorations. Clinical Oral Investigations. 2008; (2): 1253-59.
28. Hasanreisoglu U, Sonmez H, Uctaşli S, Wilson H. Microleakage of direct and indirect inlay/onlay systems. Journal of Oral Rehabilitation. 1996; 23(1): 66-71.
29. Christopher D. Lynch, Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section, journal of dentistry. 2014; (42): 377–383.
30. Chain M., Baratieri LN. Restauraciones Estéticas con Resinas Compuestas en Dientes Posteriores. 1º Edición. Sao Paulo. Ed. Artes Médicas Latinoamericana; 2001.
31. Shillingburg, h. Fundamentos de Prostodencia Fija. Editorial Copilco. 1983.
32. Busato PMR, Simon GHP. Camilotti V, Nassar PO, Vendrame T. Moura SK. aspectos clínicos da técnica de preparo e restauração on/a/de porcelana em dentés posteriores. Rev Dental Press Estét 2010; 7 (4): 60-7.
33. Manhart J, Neuerer P, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Hickel R.. Two-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth, J Prosthet Dent. 2000; 84 (3):289-96.
34. Price RB¹, Gerrow JD. Margin adaptation of indirect composite inlays fabricated on flexible diez, J Prosthet Dent. 2000; 83 (3):306-13.
35. Hélène Fron Chabouis, Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: A systematic review, dental materials. 2013; 29: 1209–1218.
36. Susan Hattar, Muhanad M. Hatamleh, Faleh Sawair, Mohammad Al-Rabab'ah. Bond strength of self-adhesive resin cements to tooth structure. Saudi Dent J. 2015 Apr; 27(2): 70–74.
37. Bornscheuer W, “Estudio comparativo in vitro de la tracción diametral superficial de cementos adhesivos con distintos tipos de activación de polimerización.” [Tesis]. Chile. universidad de chile; 2013.
38. Gualda B.J “Estudio comparativo de la filtración marginal en postes de fibra de vidrio cementados con dos cementos de resina”. [Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano-dentista]. Chile. universidad de chile; 2013.

39. Castillo F.M, Comparación de la resistencia adhesiva Push-Out en postes de fibra cementados con tres diferentes sistemas autograbantes. *Revista Dental de Chile* 2014; 105 (2) 16-20
40. Catálogo 3M ESPE Cemento RelyX U200. Manual- 3M ESPE RelyXTM U200 Cemento de Resina Universal Autoadhesivo. [Internet]. 3M ciencia aplicada a la vida. Recuperado 2012. Disponible en: http://solutions.3mchile.cl/wps/portal/3M/es_CL/3MESPE_LA/dentalprofessionals/productos/productos-por-categoria/cementos/u200/.
41. Johnson AC, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res.* 2014; 58 (2):107-14.
42. Sneha S.Mantri. Abhilasha S. Bhasin. CAD/CAM in dental restorations: an overview, *Annals and Essences of Dentistry*, 2010; 3 (3) 123-128.
43. Makkar, Sunut; Kaul, Sndevi. CAD CAM ceramics in dentistry; An inside view. *Indian Journal of Stomatology* . 2012; 3 (2): 119-122
44. Duan Y, Griggs JA. Effect of elasticity on stress distribution in CAD/CAM dental crowns: Glass ceramic vs. polymer–matrix composite. *J Dent.* 2015; 43(6):742-9.
45. Catálogo vita, vita enamic. The concept, [Internet]. Vita-Zahnfabrik. Consultado 15 julio de 2017. disponible en: www.vita-zahnfabrik.com.
46. Catálogo 3M, Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative, Technical Product Profile. [Internet]. 3M ciencia aplicada a la vida. Recuperado 2012. Disponible en: http://jensendental.com/wp-content/uploads/2015/04/Lava_Ultimate_Technical_Product_Profile.pdf
47. Jonathon S.Egbert, Andrew C.Johnson, DaraneeTantbirojn, . Author links open the author workspace.AntheunisVersluis. Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Sci Int.* 2015; 12, (2): 53-58.
48. Gloria Beatriz de Azevedo Cubas, Luciano Habekost, Guilherme Briao Camacho, Tatiana Pereira-Cenci, Fracture resistance of premolars restored with inlay and onlay ceramic restorations and luted with two different agents, *Journal of Prosthodontic Research.* 2011; 55: 53–59.
49. Susana Morimoto; Glauco Fioranelli Vieira; Carlos Martins Agra; Newton Sesma; Carlos Gil. Fracture Strength of Teeth Restored with Ceramic Inlays and Overlays, *Braz Dent J.* 2009 20(2): 143-148.

50. Aurélio de Carvalho Macha Flávio Vellini-Ferreir Helio Scavone-Junior Rívea Inês Ferreira, Mesiodistal width and proximal enamel thickness of maxillary first bicuspid, Braz Oral Res. 2010; 24(1):58-63.
51. Sandra Fernandez Villar. Resistencia a la Fractura de Coronas de Resina Reforzada y de Coronas de Cerámica Híbrida sobre un Muñón de Titanio. Barcelona 2015.
52. Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior leucite-reinforced ceramic restorations. J Prosthet Dent. 2006; 95(6):421-9.
53. Estevam a. bonfante, marcelo suzuki, Fábio c. lorenzoni, Lídia a. sena, ronaldo hirata, gerson bonfant paulo g. coelho. probability of survival of implant-supported metal ceramic and cad/cam resin nanoceramic crowns dental materials. 2015; 31: e168–e177.
54. Deborah stona. Luiz henrique burnett jr. Eduardo gonçalves mota. Ana maria spohr. fracture resistance of computeraided design and computer-aided manufacturing ceramic crowns cemented on solid abutments. The journal of the american dental association, 2015; 146 (7): 501–507.
55. Jie Min, Dwayne D. Arola, Dandan Yu, Ping Yu, Qianqian Zhang, Haiyang Yu, Shanshan Gao Comparison of human enamel and polymer-infiltrated-ceramic- network material “ENAMIC” through micro- and nano-mechanical testing Ceramics International 2016; 42: 10631–10637.

Apéndices

A. Acta de Donación 1

BANCO DIENTES HUMANOS PERMANENTES DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS BUCARAMANGA.

ACTA DE DONACION No _____

Fecha _____

Yo, _____ identificado (a) con cc No _____ exp _____, edad _____ domiciliado en _____, acepto donar el (los) diente (s) _____, extraído (s) en esta fecha por el estudiante de odontología acompañado de su docente supervisor, al banco de dientes permanente humanos de la facultad de odontología de la universidad Santo Tomás Bucaramanga, con pleno conocimiento que serán utilizados por los estudiantes y el grupo de investigadores, como parte de actividades de entrenamiento preclínico y para el desarrollo de investigaciones científicas *In vitro*.

Soy consciente que las extracciones fueron realizadas por indicación terapéutica siendo parte del plan de tratamiento necesario para mejorar mi estado de salud oral como consta en la historia clínica odontológica, por un diagnóstico dental previo de _____. Aclaro además, que la donación es totalmente voluntaria, que no recibiré en ningún momento remuneración económica por parte de la institución ni de los estudiantes y que bajo ninguna circunstancia será revelada mi identidad.

Si presenta alguna inquietud, con respecto a la funcionalidad del banco de dientes, puede comunicarse al Laboratorio de Ciencias Básicas de la universidad Santo Tomás a la línea telefónica 6800801 ext: 2409 con Laura Viviana Herrera Sandoval.

Después de haber leído y entendido completamente el documento firmo libre y voluntariamente,

Firma paciente _____ cc _____

Operador _____ Firma _____

Testigo nombre y apellidos _____

Firma y cc _____.

B. Acta de Donación 2

BANCO DIENTES HUMANOS PERMANENTES DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS BUCARAMANGA. ACTA DE DONACION No _____

Fecha _____

Yo, _____ identificado (a) con cc No _____ de _____, edad _____ domiciliado en _____, acepto donar el (los) diente (s) _____, extraído (s) en esta fecha por el Dr _____, al banco de dientes permanente humanos de la facultad de odontología de la universidad Santo Tomás Bucaramanga, con pleno conocimiento que serán utilizados por los estudiantes y el grupo de investigadores,

como parte de actividades de entrenamiento preclínico y para el desarrollo de investigaciones científicas.

Soy consciente que las extracciones fueron realizadas por indicación terapéutica siendo parte del plan de tratamiento necesario para mejorar mi estado de salud oral como consta en la historia clínica odontológica, por un diagnóstico dental previo de _____. Mi estado sistémico es _____. Aclaro además, que la donación es totalmente voluntaria, que no recibiré en ningún momento remuneración económica por parte de la institución ni de los estudiantes y que bajo ninguna circunstancia será revelada mi identidad.

Si presenta alguna inquietud, con respecto a la funcionalidad del banco de dientes, puede comunicarse al Laboratorio de Ciencias Básicas de la universidad Santo Tomás a la línea telefónica 6800801 ext: 2409 con Laura Viviana Herrera Sandoval.

Después de haber leído y entendido completamente el documento firmo libre y voluntariamente,

Firma paciente _____ cc _____

Operador _____ Firma _____

Testigo nombre y apellidos _____

Firma y cc _____

C. Acta de Donación 3

BANCO DIENTES HUMANOS PERMANENTES DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS BUCARAMANGA. ACTA DE DONACION No _____

Fecha _____

Yo, _____ con Reg. med No _____ consultorio odontológico ubicado en _____, ciudad _____ dono al banco de dientes BDPH de la facultad de odontología de la universidad Santo Tomás Bucaramanga, _____ piezas dentales, las cuales han sido extraídas hasta la fecha en mi consulta particular; la donación se realiza con pleno conocimiento que serán utilizadas por los estudiantes y el grupo de investigadores de la universidad Santo Tomás, como parte de actividades de entrenamiento preclínico y para el desarrollo de investigaciones científicas *in vitro*.

Certifico que las extracciones fueron realizadas por indicación terapéutica siendo parte del plan de tratamiento necesario para mejorar el estado de salud oral de cada uno de los pacientes, como consta en la historia clínica odontológica de cada uno de ellos. Aclaro además, que la donación es totalmente voluntaria, que no recibiré en ningún momento remuneración económica por parte de la institución ni de los estudiantes.

Si presenta alguna inquietud, con respecto a la funcionalidad del banco de dientes, puede comunicarse al Laboratorio de Ciencias Básicas de la universidad Santo Tomás a la línea telefónica 6800801 ext: 2409 con Laura Viviana Herrera Sandoval.

Después de haber leído y entendido completamente el documento firmo libre y voluntariamente,

Firma y sello od.

Coordinación BDPH usta

D. Protocolo de Recolección, Desinfección, Esterilización y Almacenamiento de piezas dentales.

PROTOCOLO DE RECOLECCIÓN, DESINFECCIÓN, ESTERILIZACIÓN Y ALMACENAMIENTO DE PIEZAS DENTALES EN EL BANCO DE DIENTES DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA DE LA UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS BUCARAMANGA BDPH.

El personal que labora en el sector salud, está habitualmente expuesto a agentes infecciosos. Para disminuir el riesgo de adquirir enfermedades ocasionadas por contaminación cruzada se debe tener en cuenta varios factores importantes: lavado de manos, uso de barreras de protección personal y la inmunización adecuada.

Es de vital importancia, que las personas encargadas de la manipulación de las piezas dentales en el BDPH, cumplan con los esquemas completos de vacunación anti hepatitis b tres (3) dosis (dosis inicial, al mes, a los seis meses y refuerzo al año) y antitetánica mujeres cinco (5) dosis (inicial, dos (2) meses, seis (6) meses, un (1) año y al año siguiente) hombres tres (3) dosis (inicial, dos (2) meses y seis (6) meses).

El ingreso al banco de dientes debe realizarse utilizando los elementos de protección personal bata, gorro y tapabocas desechables.

A continuación se describe los procedimientos para la recolección, el ingreso y mantenimiento de las piezas dentales al BDPH.

A. Recolección:

1. Ingreso del funcionario del BDPH a la clínica odontológica de la Usta, con elementos de bioseguridad (bata antifuídos manga larga, gorro y tapabocas desechables).
2. Se ubica de manera visual (observando las unidades odontológicas que están cubiertas por los campos azules) a los estudiantes que tienen programado a sus pacientes procedimiento quirúrgicos (exodoncia).
3. Una vez ubicados, se procede a explicar al paciente a cerca de la existencia y finalidad (de manera breve) del BDPH de la universidad Santo Tomás y se le pregunta si desea donar al banco de dientes, la pieza dental que le va a ser extraída por plan de tratamiento.
4. Si acepta, se hace entrega al paciente del acta de donación para ser diligenciada y firmada, y al estudiante el recipiente para depositar la pieza dental el cual se debe marcar con el nombre del paciente, edad, fecha y nomenclatura dental. Se hace la salvedad, que el documento no debe tener espacios en blanco, ni tachones, ni enmendaduras.
5. Luego de realizado el procedimiento quirúrgico (exodoncia), haciendo uso de los barreras de protección personal, se toma la pieza dental con la pinza algodoner y se deposita dentro del recipiente previamente marcado.
6. Al terminar el horario de la respectiva clínica, el personal encargado perteneciente al equipo de BDPH recoge las actas de donación diligenciadas y firmadas, también los

recipientes marcados y los transporta al BDPH para su correspondiente lavado y desinfección.

B. Desinfección:

7. Ya en el BDPH, usando las barreras de protección personal y un delantal de plástico, se procede a depositar cada una de las piezas dentales dentro de un recipiente plástico con solución de hipoclorito de sodio (NaOCl) al 5.25%, por 30 minutos para remover tejido residual y detritos de la superficie radicular.
J Endod. 2010 Mar;36(3):509-11. doi: 10.1016/j.joen.2009.10.008. Epub 2010 Jan 25. Comparison of the antimicrobial efficacy of irrigation using the EndoVac to endodontic needle delivery. Miller TA, Baumgarther JC.
8. Pasado el tiempo recomendado, las piezas dentales son retiradas de la solución de NaOCl 5.25%, se lavan con abundante agua y se procede a eliminar los restos inorgánicos de su superficie, con curetas de Gracey, cavitron o scaler.
9. Se procede a lavar de nuevo con abundante agua, y se deja secar sobre toallas desechables.
10. Posteriormente se procede a separar las piezas que tengan restauraciones con aleaciones metálicas del resto de los dientes.
11. Luego se clasifican las piezas dentales en los siguientes grupos: incisivos superiores, incisivos inferiores, caninos superiores e inferiores, premolares superiores, premolares inferiores, 1er y 2do molar superior e inferior, terceros molares superiores e inferiores, diente con restauración protésica, núcleos intrarradiculares con raíces completas o fragmentadas, restos radiculares, dientes amorfos.

C. Esterilización:

Las piezas dentales que no presentes restauraciones de aleaciones metálicas, se llevan al autoclave para su proceso de esterilización, en recipientes de vidrio resistentes al calor (frascos de seguridad tapa azul o roja) con agua destilada hasta no más de la mitad de su capacidad, a una temperatura de 121°C, 15 libras de presión durante 20 minutos. Después de terminado este proceso, se debe esperar que baje completamente la temperatura en el autoclave para retirar los recipientes; esto con el objetivo de evitar accidentes con el proceso de ebullición del agua. (Sterilization of extracted human teeth: A comparative analysis Sandhu SV, Tiwari R, Bhullar RK, Bansal H, Bhandari R, Kakkar T, Bhusri R. J Oral Biol Craniofac Res. 2012 Sep-Dec;2(3):170-5. doi: 10.1016/j.jobcr.2012.09.002. Epub 2012 Sep 23.)

12. Las piezas dentales que tengan restauraciones en amalgama, se desinfectan en recipientes plástico con tapa, oscuros, sumergidos en hipoclorito de sodio (NaOCl) 5.25% por 7 días o en glutaraldehído. (Schulein M. Infection control for extracted teeth in the teaching laboratory. J Dent Educ 1994; 58: 411-413) (Ardila L, Sanchez P, Rodriguez M.

Parámetros requeridos para implementar un banco de dientes humanos deciduos y permanentes. Tesis grado USTA, 2005)

D. Almacenamiento:

13. Se procede a almacenar las piezas dentales en la nevera a 4 grados centígrados, en recipientes plásticos bien cerrados en solución salina estéril amortiguada con fosfato (PBS) PH 7.4, o Timol 0.1% ¿?
O agua destilada y con cambio cada semana. (Ardila L, Sanchez P, Rodriguez M. Parámetros requeridos para implementar un banco de dientes humanos deciduos y permanentes. Tesis grado USTA, 2005)
14. Los recipientes plásticos en nevera se rotulan con las siguientes anotaciones: fecha de inicio del grupo (mes/día), fecha de último cambio de la solución de almacenamiento y tipo de dientes.
15. El cambio solución salina amortiguada con fosfato (PBS) se debe realizar cada vez que se manipulen piezas (ingresen o salgan). Con el fin de evitar proliferación de microorganismos (hongos).
16. La disposición final de desechos de riesgo biológico se realiza según manual básico de procedimientos de bioseguridad para el laboratorio de Investigación y Ciencias Básicas USTA- área Biomédica

E. Formato de Solicitud de préstamo de piezas dentales

FORMATO DE SOLICITUD DE PRESTAMO DE PIEZAS DENTALES

Solicitud No _____

Nombre solicitante: _____ Código/reg. Med _____

Pregrado _____ post grado _____ semestre _____

Docente investigador Usta _____ Otro _____ Cual _____

Dirección _____ Teléfono _____

E-mail _____

Fecha	Cantidad	Grupo dientes	Área	Finalidad	Fecha entrega	Fecha devolución

Firma solicitud _____ Firma entrega (préstamo) _____

Firma y fecha devolución _____

F. Registro Individual.

REGISTRO INDIVIDUAL DE PIEZAS DENTALES PARA EL BANCO DE DIENTES DE LA UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS BUCARAMANGA

Código pieza dental: _____

Fecha ingreso: _____

Nombre del paciente: _____

Edad: _____

No pieza dental: _____

Motivo de la extracción. Diagnóstico previo: _____

Origen:

Universidad Santo Tomás consulta particular

G. Registro Diario de Salida y Entrada de Piezas

REGISTRO DIARIO DE ENTRADA Y SALIDA DE PIEZAS DENTALES DEL BANCO DE DIENTES DE LA UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS

[illegible]

H. Formato de Inventario.

FORMATO DE INVENTARIO MENSUAL POR GRUPOS

Inventario por grupos						
Fecha	Incisivos	Premolares	Molares	3° molares	Otros	Total stock
TOTAL ANUAL :						