



VNIVERSITAT DE VALÈNCIA

FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGÍA

Departamento de Estomatología

EFECTO DE DIVERSOS TRATAMIENTOS
DE SUPERFICIE SOBRE LA CAPACIDAD
DE ADHESIÓN DE VARIOS MATERIALES
DE RESTAURACIÓN CAD/CAM

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Paula Vidal Peiró

Bajo la dirección del doctor

Agustín Pascual Moscardó

Valencia 2015



UNIVERSITAT ID VALÈNCIA (U+V) Facultad de
Medicina y Odontología

Universitat de València

Facultad de Medicina y Odontología

Departamento de Estomatología

EFFECTO DE DIVERSOS TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE
SOBRE LA CAPACIDAD DE ADHESIÓN DE VARIOS
MATERIALES DE RESTAURACIÓN CAD/CAM

Tesis Doctoral

Paula Vidal Peiró

2015

D. **Agustín Pascual Moscardó**, Profesor titular del Departamento de Estomatología la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia

CERTIFICA:

Que la presente memoria, titulada “**Efectos de diversos tratamientos de superficie sobre la capacidad de adhesión de varios materiales de restauración CAD/CAM**”, corresponde al trabajo realizado bajo su dirección por Dña. **Paula Vidal Peiró**, para su presentación para optar al grado de doctor por la Universidad de Valencia

Y para que conste firma el presente certificado en Valencia, a 21 de Octubre de 2015.

Fdo. Agustín Pascual Moscardó

EFFECTO DE DIVERSOS TRATAMIENTOS DE
SUPERFICIE SOBRE LA CAPACIDAD DE
ADHESIÓN DE VARIOS MATERIALES DE
RESTAURACIÓN CAD/CAM

Memoria de investigación que presenta:

Paula Vidal Peiró

Para optar al Grado de Doctor por la Universitat de
València

Director:

Prof. Dr. Agustín Pascual Moscardó

Prof. Titular

Departamento de Estomatología
Facultad de Medicina y Odontología
Universidad de Valencia

Valencia, 2015

Dedicatoria

A mi padre, por todo, por estar siempre conmigo y enseñarme tanto. Ahora sé, que juntos lo podemos superar todo.

A mi madre, tu eres mi todo. Por ayudarme a creer en mí.
Gracias por darme la vida en más de una ocasión.

A mi hermana y su familia, mi sobrino Juan y mi cuñado Tobias, siempre os tenemos en mente, cada día.

A mi tío Juan, por sus sabias palabras y en el momento adecuado.

A Ernesto por devolverme la ilusión.

A Nicolás, siempre formarás parte de nuestra familia.

Al Dr. Alós y al Dr. Hinojosa, gracias por curarme y tratarme como una hija más siempre. Sin vosotros no sería posible.

A mi familia y a mis amigos.

Agradecimientos:

Este trabajo de investigación ha sido posible, gracias a la colaboración y esfuerzo de un gran número de personas a las que dedico mi más sincero agradecimiento.

En primer lugar, me gustaría expresar mi total gratitud a mi tutor, el Dr. Agustin Pascual Moscardó, por dirigir sin imponer, por su paciencia y ayuda, por todo el esfuerzo y dedicación que ha empleado en este estudio, sin cuya dirección y disposición permanente no habría sido posible finalizar.

Al Dr. Jose Carlos de la Macorra, por su estímulo y su interés. Por compartir conmigo sus conocimientos y abrirme los ojos en la metodología.

A la Dra. Isabel Camps Alemany, por sus conocimientos y sabiduría transmitidos a lo largo de mis años de formación académica. Por su orientación en mi crecimiento profesional y ser un gran ejemplo a seguir.

A Immaculada Grau Matoses y Manolo Carot, compañeros y amigos, por su profesionalidad, por estar siempre dispuestos.

Al personal de la Biblioteca y auxiliares de la clínica Odontológica de la Universidad de Valencia, por su magnífica y desinteresada ayuda a la hora de recopilar toda la información y materiales necesarios para que esta Tesis saliera a flote.

A mis compañeras de clase, gracias por vuestro estímulo y apoyo moral.

Y a todos aquellos que de una u otra forma han contribuido a la elaboración de este trabajo.

A todos, muchas gracias.

*“Mientras llegas a tu destino,
disfruta por el camino”*

ÍNDICE

ÍNDICE	17
Índice de tablas	19
1.Introducción general	21
1.1.Introducción	23
1.2.Antecedentes históricos	25
1.2.1.Evolución histórica de la estética dental	25
1.2.2.Evolución histórica de las ceramias dentales	31
1.2.3.Evolución histórica de las resinas compuestas	39
1.3. Clasificación cerámica	57
1.3.1. Según su composición química	57
1.3.2. Según técnica de confección	59
1.3.3. Temperatura de sinterización	62
1.4. Adhesión	65
1.4.1. La odontología adhesiva	65
1.4.2. Tratamientos de superficie para la adhesión a cerámica	67
1.4.3. Interfase de unión de cerámica a adhesivo.	69
1.4.4. Adhesivos dentales.	70
1.5 <i>Cad/Cam el origen y su evolución hasta hoy día. La incorporación a la clínica de hoy.</i>	74
1.5.1. Ventajas y desventajas del uso de CAD/CAM	76
1.5.2. Componentes del sistema CAD/CAM	79
1.5.3. Método de trabajo de CEREC:	80
1.6. <i>Causas de fracaso de las restauraciones adhesivas:</i>	81
2. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	83
2.1. Justificación	85
2.2 Hipótesis de trabajo	86
2.3. Objetivos	87
3. METODOLOGÍA	89
3.1. MATERIALES	93
3.1.1. Materiales para la confección de las probetas	95
3.1.2. Elementos para la medición experimental	97
3.1.3. Elementos para el tratamiento de la superficie de la cerámica	98
3.2. MÉTODO	99
3.2.1.Búsqueda bibliográfica	101
3.2.2. Selección de materiales	106
3.2.3.Confección de la probeta de ensayo	108
3.2.4. Tratamientos de superficie	109
3.2.5. Adhesión	112
3.2.6. Fabricación de muestras	113
3.2.7. Termociclado	120
3.2.8.Obtención muestras, nomenclatura y coordenadas	121
3.2.9. Montaje en soporte	125
3.2.10. Ensayo	127
3.2.11. Anotación de resultados	130
3.2.12. Estudio estadístico	132

4. RESULTADOS Y DESARROLLO ARGUMENTAL	137
4.1. MUESTRA	140
4.2. RESULTADOS	143
4.2.1. Homogeneidad de los grupos	143
4.2.2. Relación entre Fuerza y superficie BA	149
4.2.3. Efecto del tipo de cerámica y tratamiento sobre la Fuerza	153
4.2.4. Efecto del tipo de cerámica y tratamiento sobre la Fuerza corregido por Pmod	161
4.2.5. Efecto del tipo de cerámica y tratamiento sobre el tipo de fractura	167
4.3. DISCUSIÓN:	177
4.3.1. Discusión del método	179
4.3.3. Discusión de los resultados	239
5. CONCLUSIONES FINALES	255
6. BIBLIOGRAFÍA	259
7. ANEXOS	303
7.1 ANEXO 1 Tablas de recogida de resultados	305
7.2 ANEXO 2 Tablas estadísticas	331

Índice de tablas

Tabla 1. Cerámicas según su composición química.....	59
Tabla 2. Cerámicas según técnica de confección	62
Tabla 3. Tratamiento de superficie y su mecanismo de acción.....	68
Tabla 4 Ventajas y desventajas del uso de sistema CAD/CAM	76
Tabla 5. Revisión bibliográfica.....	103
Tabla 6. Grupos de trabajo	106
Tabla 7. Distribución de los tratamientos de superficie.....	110
Tabla 8. Toma de registros	122
Tabla 9. Recogida de resultados. Cerámica- tratamiento de superficie.....	131
Tabla 10. Tipos de fractura	131
Tabla 11. Muestra: GRUPO CERÁMICA	140
Tabla 12. Tratamiento según cerámica.....	141
Tabla 13. BA (BONDED AREA mm ²) según cerámica	144
Tabla 14. PMOD (distancia al centro %) según cerámica	147
Tabla 15. Ecuaciones de ajuste de regresión no lineal para diferentes modelos: Estimación de coeficientes, valor de R ² y p-valor de nulidad de R ²	150
Tabla 16. Residuos (Mpa) según cerámica y tratamiento	157
Tabla 17. ANOVA de dos vías: Resultados de los test de efectos entre-sujetos para variable dependiente Residuo.....	158
Tabla 18. Análisis de la covarianza (ANCOVA): Resultados de los test de efectos entre-sujetos y covariable Pmod para variable dependiente Residuo	162
Tabla 19. Intervalos distancia PMOD.....	164
Tabla 20. Análisis de regresión logística binaria para variable dependiente Tipo de fractura según Cerámica y Tratamiento	170
Tabla 21. Composición Vitablocs Mark II.....	201
Tabla 22. Propiedades Vitablocs Mark II	201
Tabla 23. Composición Lava Ultimate	203
Tabla 24. Propiedades físicas Lava Ultimate	203
Tabla 25. Composición de Enamic	204
Tabla 26. Resumen de las propiedades físicas y mecánicas de VITA ENAMIC....	205

1.Introducción

1. Introducción general

1.1.Introducción

En la odontología, la utilización de materiales es indispensable .

Ha habido una gran evolución en cuanto a materiales y a técnica, forzada por las exigencias estéticas de la sociedad.

Prácticamente cada año tenemos a nuestra disposición gran cantidad de materiales de restauración nuevos, como el adhesivo, el cemento, las resinas compuestas y las cerámicas. Aparecen nuevos materiales con pequeñas modificaciones, que intentan salvar los inconvenientes o desventajas que presentan desde sus inicios estos materiales como son la descementación, la fractura, la fragilidad y el ajuste marginal. Así pues, vamos a ver una evolución de los materiales que se han ido utilizando.

En un principio se usaron para reponer dientes metales y el marfil. Se tallaron dientes de hipopótamo. Hubo épocas de la historia en que ni siquiera era importante el hecho de reponer dientes.

Con el tiempo y debido a la corrosión y a las exigencias estéticas, se han ido desarrollando cada vez más los materiales más estéticos como los composites y las cerámicas.

Dentro de la odontología estética, la odontología de hoy, la cerámica ha ido evolucionando desde las feldespáticas convencionales, a las aluminosas o circoniosas.

Gracias a ello hoy disponemos de una amplia gama de cerámicas, que nos ayudan a solventar todo tipo de casos clínicos, y que siguen en estudio para poder mejorar, más si cabe, y llegar a la perfección en cuanto a estética y durabilidad se refiere.

1.2.ANTECEDENTES HISTÓRICOS.

1.2.1.EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LA ESTÉTICA DENTAL:

Las exigencias estéticas dentales han ido evolucionando según cánones de belleza y según los medios y materiales disponibles en cada época.

Las primeras modificaciones dentales en pro de la estética datan de la era prehistórica.

El PUEBLO MAYA 2.500 años A.C. practicaban incrustaciones anteriores, e incluso en ocasiones en los molares también. Preparaban pequeñas cavidades redondas donde incrustaban de forma muy exacta, minerales y piedras preciosas, que a día de hoy sigue ahí.

También se han encontrado restos de cementos a base de minerales, tales como el fosfato de calcio y partículas de sílice, para hacer que la incrustación permaneciera más tiempo.

Algunos autores interpretan estos restos de sílice como residuos de los abrasivos utilizados para taladrar los dientes.

En ocasiones, por otro lado, con fines rituales los Mayas limaban sus dientes de muchas formas. Se han contabilizado más de cincuenta modelos de limado.¹⁴⁶

Los AZTECAS y los INCAS, también tallaban los dientes, limando e incrustando piedras preciosas. En los tótems del Machu Pichu se han encontrado dientes tallados en forma de "T" para evitar de esta manera

afectar de modo traumático la pulpa dentaria.¹⁴⁶

El estudio de estas culturas primitivas llevó a Margitot,¹⁴⁶ a clasificar las mutilaciones, en el congreso de Ginebra de 1890, en seis variedades diferentes:

1. Fractura (sobre todo en los ángulos mesiales de los incisivos centrales superiores)
2. Extracción (preferentemente en el grupo incisivo inferior)
3. Limado (el más conocido es en forma de “V”, de ciertas tribus africanas, otros en forma de “VVV”, de “M invertida”, etc.)
4. Incrustación (de piedras preciosas y semipreciosas, taladrando circularmente la cara vestibular de los incisivos superiores)
5. Abrasión (incluso, hasta hacer desaparecer la corona dentaria)
6. Prognatismo mandibular (forzando progresivamente con fines estéticos, sobre todo en mujeres).

La realización de estas técnicas, que alteraban la morfología de los dientes eran, en la mayoría de las ocasiones realizadas por personas expertas dentro de la tribu, ancianas, curandero o limadores de dientes. Serían ellos pues, los primeros expertos en estética dental que existieron.

Los HEBREOS no veían con buenos ojos el que una persona tuviera un diente mutilado o le faltara. Ellos tienen una gran estima por una boca con dientes sanos y fuertes.¹⁴⁶

Los EGIPCIOS, donde eran frecuentes las pérdidas dentarias por traumatismo, fue donde aparecieron los primeros re-implantes de dientes. Normalmente post-mortem debido a sus creencias religiosas.²⁰⁸

También entre los GRIEGOS, el aspecto estético de los dientes tenía su significado, lo que se demuestra en las caras de las monedas arcaicas griegas, donde destacaban únicamente los dientes largos para resaltar la ferocidad de las mismas, que asemejaban a las Gárgolas míticas descritas por Homero. ²⁰⁸

Los ROMANOS, destacan con las habilidades de hacer prótesis de los Etruscos (confeccionaron el primer bloque de dientes, formado por dos incisivos centrales superiores tallados de un solo diente de buey o de ternera, sobre un puente dental de oro).

Junto con los conocimientos médicos de los hebreos y los griegos aplicados a las enfermedades de la boca y de los dientes, desarrollaron aún más, nuevas técnicas, creando coronas de oro, sobre piezas careadas, y también las pastas dentífricas para conseguir unos dientes blancos y perfumados. ^{146, 208}

El LEJANO ORIENTE concedió también su aportación a la estética dental.

En la INDIA, debido a sus creencias religiosas y médicas, cuidan mucho la higiene. Consideran la boca la puerta del cuerpo y veneran el Diente Sagrado de Buda, que es una de las reliquias sagradas más importantes del mundo. ²⁰⁸

En CHINA, en el S.XIII Marco Polo encontró que hombres y mujeres tenían la costumbre de cubrir sus dientes con finos trozos de oro que adaptaban con gran delicadeza a la forma de sus dientes donde quedaban adheridos. Estas láminas de oro, aunque se sospecha que

tenían carácter cosmético, algunos autores lo interpretan como medidas terapéuticas.²⁰⁸

En JAPÓN, tenían la costumbre las mujeres casadas o las cortesanas de ennegrecer los dientes para parecer más bellas. Se hacía una tinción con tanato férrico cuando se casaban y luego iban tiñéndose con aplicaciones sucesivas conforme iban decolorándose.²⁰⁸

La estética de la tinción de los dientes también se practicaba en tribus primitivas contemporáneas de la selva costera del Ecuador.

Durante la EDAD MEDIA EN EUROPA, la cristiandad ascética, de espaldas a todo lo que fuera bienestar y belleza del cuerpo humano, hundió la odontología, en sentido estético y protésico, durante más de 700 años.¹⁴⁶

En el Siglo XVI, Ambroise Paré, conocido como “Padre de la Cirugía Moderna” ayudó al Renacimiento de la ciencia y en particular de la odontología, pues diseñó prótesis de dientes anteriores perdidos por traumatismos. La reposición de dientes era con los mismos dientes avulsionados o dientes de marfil montados sobre una base de oro y atado con hilos del mismo metal a los dientes adyacentes. Para Paré, la ausencia de dientes anteriores, no sólo constituía un defecto estético notable, sino que impedía la normal deglución y pronunciación.¹⁴⁶

Durante la revolución científica en el Siglo XVIII, Pierre Fauchard conocido como “Padre de la Odontología” publica su libro “Le Chirurgien dentiste ou Traite des Dents” que comienza diciendo “ He perfeccionado y también inventado varias piezas artificiales para sustituir una parte de los dientes y para remediar su pérdida

completa...y aún en perjuicio de mi propio interés, doy a continuación la descripción más exacta posible de estos”.

En su libro ya habla de especialidades odontológicas y describe conocimientos avanzados sobre Periodoncia, Cirugía y reimplantes, Ortodoncia, Anatomía y alteraciones de morfología y posición de los dientes (atribuyendo las principales a los incisivos y caninos), Terapéutica Dental (realizando las obturaciones con plomo y estaño, y en las que ya usaba limas y fresas de mano), Profilaxis (formula varios compuestos para dentífricos) y Prótesis.

Principalmente usaba material humano para los dientes artificiales, pero también hace uso de los de hipopótamo, morsa o toro, los tallaba y pretendía que sirvieran para masticar, cosa que no se había tenido en cuenta hasta ahora, que sólo se reponían por estética los dientes anteriores.

Los dientes artificiales se unían a los naturales por alambres o chapas de oro. A mediados de siglo, estos dientes artificiales de marfil, se recubrían de una capa de porcelana.¹⁴⁶

Claude Mouton, dentista de rey de Francia y seguidor de Fauchard, escribe lo que sería el primer libro de “Odontología mecánica”, nombre que recibía entonces la técnica protésico-dental.

En su libro no sólo realiza la descripción de ciertas técnicas protésicas sino que también nos relata la forma de hacer más agradables aquellas coronas que se realicen en dientes anteriores, que deben ser esmaltadas en su parte vestibular, para darle el aspecto más parecido

al diente natural. ¹⁴⁶

Felipe Pfaff publica en este siglo también “Tratado sobre los dientes humanos y sus enfermedades” donde se cuenta, lo que parece ser fue la primera impresión que se vaciaba en yeso para obtener dientes artificiales, de apariencia similar a los naturales, haciéndose estos en nácar, en vez de dientes humanos o de marfil.

Es a partir de este siglo cuando empieza a desarrollarse una nueva era de materiales estéticos sustituyendo a las prótesis de oro y otros metales, sobre todo para la sustitución de dientes en el sector anterior.

1.2.2.EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LAS CERÁMICAS DENTALES

Aunque existía la tecnología dental en Etruria 700 años aC y durante la época de los romanos, en el siglo I aC , se mantuvo prácticamente sin desarrollar hasta el siglo XVIII.

Los materiales que se usaban para construir los dientes artificiales durante el siglo XVIII eran: dientes humanos, dientes de animales tallados con el tamaño y la forma de los dientes humanos, marfil y, finalmente, minerales o porcelana.

Aparte de que los dientes humanos eran costosos de encontrar, eran escasos, la selección de materiales diente artificial se basaba en su versatilidad mecánica y la estabilidad biológica.

Los dientes de animales eran inestables hacia los agentes corrosivos en la saliva , y el marfil de elefante y el hueso contenían poros que fácilmente se manchaban.

Los dientes de marfil de hipopótamo parecen haber sido más deseados que otros sustitutos dentales estéticos . John Greenwood talló dientes de marfil de hipopótamo por lo menos para uno de los cuatro juegos de dentaduras completas que fabricó para George Washington. ¹³¹

El uso de dientes minerales o dentaduras postizas de porcelana aceleraron considerablemente el terminar con la práctica de trasplante de dientes humanos recién extraídos y reemplazo al uso de productos de origen animal.

Las porcelanas dentales feldespáticas fueron adaptadas de las formulaciones europeas (arcillosa de feldespato de cuarzo), casi coincidentes con su desarrollo.

Después de décadas de esfuerzo, los europeos dominaron la fabricación de porcelanas traslúcidas finas, comparables a las porcelanas de los chinos, por la década de 1720.

El uso de feldespato, para sustituir la cal (óxido de calcio) como fundente, y las temperaturas elevadas de cocción eran ambos desarrollos críticos e imprescindibles para conseguir una porcelana fina en Europa.

Aproximadamente en 1774, un farmacéutico parisino Alexis Duchateau (1714-1792), hizo las primeras prótesis de porcelana en la fábrica de porcelana Guerhard, en sustitución de las prótesis de marfil manchado y malolientes de Fauchard. Las formulaciones de porcelana de Duchateau junto con los conocimientos del dentista Dubois de Chemant se mejoraron continuamente. Se hicieron con patentes tanto franceses y británicos, y se fabricaron las prótesis de porcelana, como parte de la práctica odontológica.

Dubois de Chémant después de que Duchâteau pierda el interés por los dientes de porcelana una vez obtenidas sus nuevas dentaduras, trabajó activamente perfeccionando la invención.

Modificó dos veces la composición de la pasta mineral original para mejorar su color y estabilidad dimensional, y para mejorar la sujeción de los dientes a la base también de porcelana. En 1788 publicó sus

descubrimientos en folletos que reunió en la *Disertación sobre dientes artificiales* publicada finalmente en 1797.

En 1789 Dubois presentó su invento a la *Académie des Sciences* y la facultad de medicina de la Universidad de París, recibiendo de Luis XVI una patente. En 1792 para escapar de la Revolución Francesa se fue a Inglaterra donde solicitó y le es concedida una patente inglesa de 14 años para la manufactura exclusiva de lo que él denominaba "*dentaduras de pasta mineral*", también llamados "*dientes incorruptibles*".

En 1808, los dientes de porcelana formados individualmente que contenían incrustados pernos de platino se introdujeron en París por Giuseppangelo Fonzi. Fonzi llamó a estos dientes "incorruptibles-terro metálico" y su estética y versatilidad mecánica proporcionó un gran avance en la odontología protésica.

Aunque probablemente no implica porcelanas feldespática, el esmaltado de las bases de la dentadura de metal fue descrito en 1723 por Pierre Fauchard en el texto fundamental "*Le Chirurgien Dentiste*". Fauchard se acredita con el reconocimiento de las potencialidades de los esmaltes de porcelana y el inicio de la investigación con las porcelanas de imitar el color de los dientes y los tejidos gingivales.¹³¹

La mejora de la transparencia y el color de las porcelanas dentales se realizó a través de los acontecimientos que iban desde las formulaciones de Elias Wildman en 1838 de la cocción al vacío. En 1851, John Allen de Cincinnati patentó los "*dientes de encia continua*",

prótesis que consistía en dos o tres dientes de porcelana fundidos en un pequeño bloque de porcelana coloreado como la encía.

En el último cuarto del siglo XIX, los dentistas americanos toman la iniciativa mundial en la introducción de nuevas técnicas.

En 1880, el Dr. Cassius M. Richmond patentó un diente de porcelana soldado a un sostén de oro.

Cuatro años después, el Dr. Marshall Logan, dentista de Pensilvania, patentó una corona construida enteramente de porcelana excepto una clavija metálica incorporada dentro antes de cocerla.

A pesar de que ni las coronas de Richmond ni las de Logan podían colocarse sin desvitalizar el diente natural y sacar la corona, sin embargo, representaron un importante avance, ya que la porcelana es un material mucho más estético que el metal.

Charles Henry Land (1847-1919), dentista de Detroit que había estado experimentando con porcelana, había diseñado y patentado, en 1888, un método de hacer incrustaciones de porcelana en una matriz de lámina delgada de platino. No tuvo mucho éxito por ser de aplicación limitada y su ajuste no era el ideal, porque la porcelana seguía siendo difícil de fundir.

Cuando en 1894 se inventa el horno eléctrico y en 1898 la porcelana de baja fusión, Land hace una aportación fundamental a la prótesis al construir la corona de porcelana sobre una matriz de platino.

Hacia 1901 el método de fundir porcelana a altas temperaturas se había perfeccionado, y en 1903 Land introdujo su fuerte y estética corona de porcelana en la profesión.

En el libro “Arte del dentista” del Dr. José Martínez Sánchez, publicado en 1887, se puede leer sobre los dientes de porcelana: *“Han llegado estos dientes a tal grado de perfección, desde los últimos 40 años, que excede a todas las demás clases de dientes artificiales”*, refiriéndose a los dientes que hasta ese momento se utilizaban como: los dientes humanos, dientes de ganado vacuno, lanar, etc., dientes hechos de marfil de elefante y de hipopótamo.

En otro apartado se lee: *“Las ventajas que poseen los dientes minerales, llamados de porcelana, sobre toda las clases de sustancia animal son numerosas”*.

Y con respecto a la invención añade: *“Los franceses inventaron esta clase de dientes que cada vez fueron perfeccionando más; pero a los americanos, luego, se debe la manufactura acabada y perfectísima que hoy poseemos”*.

En la década de 1880 William H. Taggart (1855-1933), dentista de Freeport en Illinois, concibe el método de la incrustación colada a la cera perdida, consiguiendo incrustaciones de oro ajustadas con precisión cuando perfecciona su sistema y patenta su máquina de colar en 1907.

En la década de 1960 se introducen las coronas de porcelana unidas con metal, permitiendo a los dentistas construir amplias y estéticas

prótesis fijas. Estas coronas han sustituido a las populares coronas de oro con acrílico, ya que el acrílico con el tiempo se desgasta, exponiendo el oro subyacente. Pero la funda de porcelana individual todavía tiene su utilidad, sobre todo desde la invención de la porcelana de aluminio, material más fuerte y menos quebradizo.⁴⁹

Con la introducción de las resinas reforzadas y la técnica del grabado del esmalte en 1967, por Michael Buonocore, entre otras cosas, permite adherir finas carillas de porcelana en dientes antiestéticos, evitando la necesidad de construir coronas enteras.

Más adelante, en la década de 1980, aparecen las cerámicas coladas. Y en 1985, Mörmann y Brandestini hacen posible la aplicación directa del CAD-CAM a la Odontología creando el sistema CEREC® para la realización de restauraciones de porcelana sin necesidad del laboratorio.

Un desarrollo notable se produjo en la década de 1950 con la adición de leucita a formulaciones de porcelana que elevó el coeficiente de expansión térmica para permitir su fusión a ciertas aleaciones de oro para formar coronas completas y dentaduras parciales fijas.

El refinamiento en los sistemas de metal-cerámica dominó la investigación cerámica dental durante los últimos 35 años que dieron lugar a la mejora de las aleaciones, la unión de la porcelana de metal y porcelanas.

La introducción de un sistema de corona de cerámica sin metal -contracción libre (Cerestore , Coors Biomédica , Lakewood , Colorado) Y un sistema de corona de vitrocerámica moldeable (división Dicor ,

Dentsply Nueva York) en la década de 1980 aportó una flexibilidad adicional para lograr resultados estéticos.⁴⁹

La cerámica avanzada con métodos de procesamiento innovadores , estimula un interés renovado en toda prótesis de cerámica.

En la actualidad las altas expectativas estéticas de los pacientes y del odontólogo, han llevado a la búsqueda de materiales que posean características mecánicas y estéticas.

Los composites poseen propiedades ópticas y estéticas muy buenas y excelentes propiedades adhesivas, sin embargo, tienen muchas limitaciones mecánicas.

Así pues, surgieron los sistemas cerámicos que son mucho más resistentes a las fuerzas oclusales y ya permiten hacer restauraciones sin una subestructura metálica.

La cerámica o porcelana dental es un compuesto de metales (alúmina, calcio, litio, magnesio, estaño, titanio, potasio, sodio...) y no metales (silicio, boro, flúor y oxígeno) que se usan como único componente en las incrustaciones de CAD-CAM o como varias capas en la fabricación de prótesis a base de cerámica.

A parte de las propiedades estéticas, la porcelana posee estabilidad química, biocompatibilidad, baja conductividad térmica, alta resistencia a la compresión, difusividad térmica, translucidez, fluorescencia, CETL similar al diente.

Sin embargo, la cerámica es frágil, una propiedad que puede ser atribuida a la presencia de microcracks en la superficie, lo que conlleva a que el material sea susceptible a la fractura durante el cementado o bajo fuerzas oclusales.

Uno de los problemas de la clínica actual es la adhesión de las cerámicas utilizadas pues un fallo adhesivo es el que puede dar lugar a descementados o filtraciones de las restauraciones con el consiguiente daño dentario consecuente.

En nuestro estudio nos centraremos en la adhesión a las nuevas cerámicas CAD-CAM.

La porcelana se ha utilizado en odontología como material de restauración desde el s. XVIII ⁷⁹. Éste gran interés por la estética tuvo su auge cuando Land introdujo la primera corona de porcelana feldespática. Por otra parte McLean, fue el autor de la adición de Al₂O₃ a la porcelana feldespática para mejorar sus propiedades físicas y mecánicas.¹⁵⁸

No fue hasta la década de los 90 cuando empezó a utilizarse el circonio en la odontología, tanto para postes de endodoncia, implantes y pilares, brackets, como para núcleos de coronas y armazón para puentes fijos. Aunque se siguen haciendo coronas ceramo-metálicas, sobre todo para parciales fijos, también son válidas las restauraciones completas de porcelana, las cuales combinan un núcleo fuerte de porcelana de disilicato de litio, óxido de aluminio u óxido de circonio y son recubiertas por una porcelana más estética, normalmente feldespática.

1.2.3.EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Los primeros selladores de fisuras descritos por Silverstone (1974) a base de cementos, que se desarrollaron en la primera y segunda mitad del siglo XX eran muy solubles en medio oral y presentaban escasa retención.

Buonocore, 1955,⁴¹ con sus estudios del ataque ácido del esmalte junto con los estudios de Bowen, 1956,³¹ mejoraron la retención de la resina acrílica que usaban como sellador. Además el desgaste rápido de las mismas Bowen lo intentó solucionar con éxito con la incorporación de resinas reforzadas con micropartículas de cristal o cuarzo.³³

El desarrollo de la técnica que permitiera la adhesión de un material de resina a la superficie de los dientes se describe en el trabajo de Buonocore titulado “Un método simple para aumentar la adhesión de los materiales de restauración acrílicos a las superficies adamantinas”.⁴¹

En este artículo, se desarrolla una técnica de grabado ácido de la superficie del esmalte inspirada en las técnicas industriales para la adhesión de la pintura al metal, en uso en el momento.

El ácido, por tanto, que utilizara Buonocore fue el ácido fosfórico a concentraciones, también industriales, del 85%, aplicadas durante 30 segundos, con lo cual obtenía resultados muy positivos, en contraste con los resultados de adhesión obtenidos, cuando el esmalte dentario no era tratado con ácido.

La explicación que daba a estos resultados era que quedaba expuesta la trama orgánica del esmalte, que servía para la adhesión, así como

removía la zona más superficial e inerte con el ácido y que se formaba una capa de fosfatos altamente polares, derivados del ácido.

A partir de los trabajos de Buonocore, ^{41,42} diversos autores desarrollaron varios estudios sobre esmalte bovino y humano como Brauen, Termini ³⁹, Laswel 1971¹⁴², Lee 1971 ¹⁴⁵. Siendo decisiva la aportación que hiciera Silverstone ^{227,228}, quien investigando con ácidos como el fosfórico al 20, 30, 40, 50, 60 y 70 % , fosfórico tamponado con óxido de zinc, cítrico al 5 y 50%, poliacrílico al 10% y soluciones neutras y ácidas de EDTA; todos ellos con tiempos de exposición variables, entre 1 y 5 minutos, dedujo que el ácido fosfórico entre el 20 y 50% y en concreto, sobre el 30%, ofrecía las mejores condiciones de porosidad de la superficie del esmalte. ²²⁷

Estas serían en dos sentidos: de un lado el hecho de que el grabado ácido removería una fina capa de esmalte de aproximadamente 10 micras de grosor, eliminando los cristales inertes del esmalte, y de otro lado, después de que la superficie del esmalte ha sido removida, la parte remanente se vuelve porosa y es capaz de ser penetrada por la resina, de forma que queda perfectamente unida al esmalte.

Esto ha sido confirmado mediante el estudio al microscopio electrónico de barrido que demuestra que tras el grabado ácido la superficie del esmalte adopta una estructura semejante al panal de abeja, donde resalta la superficie interprismática, al disolverse por el ácido los núcleos de los prismas de esmalte, confiriendo mayor área de esmalte disponible, una vez grabada.

Con este sistema de tratamiento del esmalte, Silverstone describe tres patrones básicos de grabado ²²⁸ cuando el esmalte era expuesto al

ácido fosfórico.

- Tipo 1: En este patrón de grabado, la superficie del esmalte se vuelve rugosa, con una característica distintiva, que muestra una perforación de los centros de los prismas del esmalte, manteniéndose intactas las regiones periféricas; siendo el diámetro medio de las zonas vaciadas de 3 micras.
- Tipo 2: En este tipo, las áreas periféricas de los prismas se ven ampliamente dañadas y los prismas parecen proyectarse mas allá de la superficie original del esmalte, estas destrucciones de la periferia de los mismos se extiende en sentido longitudinal y se ve a modo de cuerpos de columnas cuando observamos desde la superficie original. Las depresiones que los separan corresponden a estas regiones periféricas erosionadas. Sería un patrón de grabado inverso al tipo 1 y ambos se producen con exposición al mismo ácido y con el mismo tiempo de exposición.
- Tipo 3: Algunas regiones no se muestran ni como el patrón tipo 1, ni como el 2, sino como superficies rugosas, de manera generalizada, que denominados como tipo 3, presentando características topográficas no relacionadas con la estructura prismática.

Estos tres patrones señalan las variaciones de estructura que pueden aparecer en una misma superficie de esmalte tratado, no solamente de diferentes dientes, sino la superficie de un mismo diente.

Las resinas empleadas para penetrar dentro de las microporosidades conseguidas mediante la técnica del grabado ácido en el esmalte, también sufrieron una evolución, en el sentido de conseguir un mejor mojado de la superficie adamantina, sin olvidar que debían mejorar las propiedades físicas y químicas, y sobretodo la estética y biocompatibilidad que hasta ese momento poseían las restauraciones estéticas a base de silicatos y resinas acrílicas que se usaban durante aquellos años.⁸³

Los silicatos, empleados como restauración estética, por poseer una translucidez semejante a la que confiere la cerámica, presentaban varios inconvenientes:

- la escasa resistencia a la tracción,
- tendencia a desintegración en los líquidos orales,
- retracción permanente por la pérdida de humedad tras la reacción química entre el polvo y el líquido, así como
- la pobre biocompatibilidad, pues se puede considerar como tóxico pulpar.

Estos inconvenientes presentados por los silicatos favorecieron la introducción en la odontología de las resinas acrílicas, que tuvieron más éxito en el área de la prótesis y que precisaban del calor para tener lugar su reacción de polimerización.^{8, 191}

Durante la II Guerra Mundial, aparecieron las resinas autopolimerizables, en las que no se requiere una fuente de calor, sino que la polimerización tiene lugar por medio una reacción química al mezclar el polvo y el líquido en los que viene presentada, y que poseen, de un lado, el polvo, un polimetacrilato, junto a un iniciador (peróxido de benzoilo); y de otro lado, el líquido, contenido el monómero,

metilmetacrilato, con un inhibidor (una hidroquinona) para que no tuviera lugar la reacción de polimerización de forma espontánea.

Estas resinas autopolimerizables superaban en biocompatibilidad a los silicatos, pero seguían presentando el inconveniente de sus pobres propiedades físicas y mecánicas, sobre todo en cuanto a su alto grado de contracción durante la polimerización y su pobre resistencia a las fuerzas masticatorias que favorecerían la aparición de nuevas caries en el diente restaurado, así como un excesivo desgaste, lo que conlleva una escasa duración como restauración en el medio oral.^{83, 259}

Las resinas compuestas, también conocidas por los anglosajones como “composites” y en las que se unía una carga de partículas inerte como refuerzo a la matriz de resina, se desarrollaron, en un intento de paliar las pobres propiedades mecánicas tanto de resistencia como de disminución de la contracción de polimerización, de forma que estos materiales siguen vigentes en la actualidad, desplazando por completo a los antiguos silicatos, y considerándose uno de los materiales restauradores definitivos más habituales en la odontología estética.^{1,15}

La matriz de resina, sufrió una evolución, desde que a primeros de los años cuarenta, la firma De Trey desarrollara un procedimiento para obtener una resina endurecible a base de epiclorhidrina y de bisfenol A. La casa Devoe and Reynolds, simultáneamente desarrolló una resina epoxy, de características similares y con fines protésicos .

Es en 1956, cuando Bowen crea una nueva matriz a partir de resinas epoxy modificadas por el ácido metacrílico, que se conoce con el nombre de “Resina de Bowen” o Bis-GMA^{31,32,33,34,35,36} que presenta un

anillo aromático que le confiere rigidez y resistencia, así como la presencia de grupos OH, para conferirle propiedades de adhesión. De otro lado, esta resina al poseer menor número de dobles enlaces reactivos, posee menor poder de contracción durante la polimerización.¹

Tiempo después aparecieron nuevos composites, que poseían en la composición de su matriz resinosa, el Bis-GMA, en combinación con otros compuestos uretánicos, obtenidos por la acción de un disocianato sobre un diol.

Este diol uretano es condensado por el ácido metacrílico para dar un diacrilato de uretano, en cuya composición química aparece un anillo bencénico, que confiere más resistencia a la tracción y a una amina secundaria (NH-Uretano) junto a un grupo OH, que confiere las propiedades adherentes.

La ausencia, en este caso, de uniones éter, convierten a la resina en más hidrófoba, propiedad que puede incrementarse con el uso de compuestos fluorados como el octofluoropentilmetacrilato, copolimerizado con el Bis-GMA.

Así, la matriz se halla compuesta por un oligómero disfuncional que posee dobles enlaces terminales, cuya apertura por los activadores permitirá adquirir una estructura tridimensional irreversible. Y así lo publican en sus artículos Abadie 1984¹, Barkeley 1979²¹, Bowen 1985³⁵, Craig 1975⁷², Jordan 1987¹²⁸ y McCabe 1988¹⁵⁶.

A esta matriz de resina evolucionada para poder ofrecer mejores características físicas y químicas, se le añade un material de refuerzo,

el cual consiste en una serie de partículas de material cerámico que se unen a la matriz mediante un agente de unión, del que también dependerá la respuesta física y mecánica de la resina compuesta.

El primer agente de unión que se utilizó fue el cloruro crómico de metacrilato, que se hidroliza parcialmente permitiendo su combinación con las funciones Si-OH de las partículas de vidrio del relleno.

En la actualidad esto se ha mejorado con los silanos de unión, que son generalmente alcoxisilanos o halogenosilanos, los cuales de un lado, se hidrolizan más fácilmente para unirse a las partículas de vidrio del relleno, y de otro lado la molécula asegura una unión a la resina por ruptura de enlaces y creación de radicales libres.²³⁴

Estos compuestos a base de silanos, no sólo se utilizaban para unir el relleno a la matriz de resina de un composite, sino que eran ya conocidos en el área de la prótesis, por cuanto servían de unión entre la resina de las bases de las dentaduras y los dientes artificiales.^{62,111, 180, 223}

Las resinas compuestas se utilizaron en odontología conservadora para el tratamiento de aquellos dientes anteriores que se veían afectados por la caries dental, fracturas, defectos de esmalte, alteraciones de color...etc., y todo tipo de defecto estructural y estético, que se veía minimizado y corregido por un material de restauración con una gran similitud a la estructura dental perdida o deteriorada.

Estos materiales compuestos también fueron utilizados por Rochette como cemento de unión para la adhesión, en el caso de fracturas dentales, de un bloque cerámico a la estructura dental⁴⁹ aunque, ha sido la técnica del “bonding” o recubrimiento de la superficie vestibular de un diente anterior, con una fina capa de composite adherida por la técnica del grabado ácido del esmalte y la resina de unión, la utilizada con más éxito. Esta capa de resina compuesta enmascararía el defecto o la alteración estética del diente, por cuanto toda la cara labial del mismo se hallaría recubierta por el composite.

Este sistema que gozaba de las ventajas:

- de índole estética
- económica
- y conservadora

Presentaba una serie de inconvenientes propios de las resinas, como eran:

1. la uniformidad de color y falta de luminosidad,
2. aspecto abultado del diente por el grosor de la capa de composite añadida sobre la superficie bucal,
3. pérdida de propiedades estéticas con el tiempo, a causa del desgaste y de la abrasión con fenómenos de decoloración,
4. tinción por los alimentos,
5. pérdida del brillo y
6. filtración marginal,
7. así como fenómenos de pobre biocompatibilidad, en restauraciones por caries o fractura, en las que la pulpa dentaria estuviera próxima a la resina compuesta, aún con efectos menos lesivos que los antiguos silicatos.

(Baume ²⁰, Boccara ²⁸, Bowen ³¹, Braem ³⁷, Chan ^{59,60}, Christensen

^{64,65}, Davidson ⁷³, De´Rand ⁷⁴, Ferracane ^{104,105}, Jordan ¹²⁸, LaBarre ¹⁴⁰, Lutz ¹⁴⁸, McKinney ¹⁵⁷, Munechika ¹⁶⁹, Reel ²⁰³).

Por todos estos motivos y con el fin de paliar los inconvenientes de los “bondings” de composite, para corregir los defectos estéticos de la cara vestibular de los dientes anteriores, se desarrolla en los años 70 ^{72, 105} los conocidos como “frentes laminados de resina” que consistían en la adhesión, sobre la cara vestibular del diente afectado por cambios de índole estético, de una carilla o lámina de resina que se unía a la estructura dentaria por medio de una resina compuesta, entendiendo que la misma se uniría de forma micromecánica al esmalte grabado, según la técnica del grabado ácido conocida desde Buonocore, y a la cara interna del frente laminado de resina, de forma química, dada la similitud de sus composiciones, entre la resina de la carilla y la del composite ^{216,272,273, 253}

Existían dos técnicas para la colocación de estos frentes laminados:

- la técnica directa, por la cual, sobre el esmalte grabado se aplicarían las resinas compuestas que sirven de unión, y sobre estas un frente de acrílico, ya seleccionado y preparado previamente, lo que dio pie a la elaboración por parte de Caulk Company del sistema “Mastique Laminate Veneer”, en el que existía una serie de frentes laminados de todos los tamaños y formas para ser adaptados a los dientes naturales a tratar, de los que se seleccionaba el que se adaptase a cada caso, de forma individualizada.

Esta técnica, al igual que la del grabado ácido-bonding de composite suponía un abultamiento indeseable del diente tratado, por lo que se procedió a la reducción de la superficie labial del diente, entre 0,5 a 0,8 mm. de grosor, que correspondían al frente laminado.⁴⁹

Esto conlleva la aparición de la otra técnica:

- la técnica indirecta, que supone que tras el tallado del diente, se han de tomar unas impresiones donde sobre un modelo exacto de los dientes a tratar, o bien se seleccionase la veneer más adecuada, o bien, se confeccionase en el laboratorio el veneer individualizado perfectamente ajustado, evitando de esta forma el abombamiento, pero no así, la falta de ajuste marginal que poseían aún cuando la técnica había sido muy depurada.

Estos sistemas de frentes laminados de resina seguían presentando los inconvenientes propios del material acrílico de restauración, como eran la falta de ajuste marginal, a falta de translucidez, la abrasión y los cambios de color al cabo del tiempo, a la vez que presentaban otros inconvenientes mecánicos y estéticos, entre los que destacaba el descementado, por cuanto la unión química entre la resina del veneer y el composite era poco efectiva.^{59, 264}

Es por todo esto que Horn desarrolla la técnica¹²⁵. Consiste en la aplicación sobre la cara vestibular de aquellos dientes con alteraciones en cuanto a la forma o al color de los mismos, de unos frentes laminados de porcelana. Esta técnica que comenzó a usarla para el maquillaje de personajes cinematográficos.

Las ventajas que el material cerámico posee son:

- la estabilidad de color,
- conservación del brillo con el tiempo,
- mayor resistencia a la abrasión,
- biocompatibilidad con las estructuras gingivales,
- menor pigmentación en su superficie
- y resistencia a los efectos nocivos de alimentos, alcohol o tabaco.

Esta técnica de los frentes laminados de cerámica, consistía en la preparación del diente, de forma que se realizaba una reducción mínima del espesor del esmalte de la cara vestibular de los dientes afectados, con el fin de que no se viera incrementado el espesor buco-lingual del mismo, debiéndose respetar las zonas de contacto masticatorio, en las excursiones mandibulares, así como los tejidos gingivales y las zonas de contacto interproximal, como evitar traspasar el límite en profundidad del esmalte dentario, llegando a la dentina.

Una vez reducido el esmalte vestibular del diente, se realizaba la toma de impresiones con elastómeros, con el fin de conseguir un modelo, lo más exacto posible de la reducción realizada en clínica y se temporiza colocando una capa de resina sin carga sobre el esmalte reducido, sin grabar, que será eliminada en la segunda sesión clínica, en la que son cementados los frentes laminados de cerámica con la resina compuesta elegida en cuanto a su opacidad y color.

Estas carillas de cerámica son realizadas en el laboratorio, de forma individualizada sobre un modelo refractario o sobre una matriz de platino de 50 micras en un troquel desmontable.

Una vez elaborados, se procede al tratamiento de la cara interna del mismo, bien grabándola con una solución de ácido fluorhídrico o chorreándola con partículas de dióxido de aluminio, para conferir retención mecánica a la cara interna del veneer donde se unirá el cemento de unión, de composite en una segunda sesión clínica.^{45,125,197,}

Autores como Simonsen y Calamia, desarrollaron en 1983 todo un protocolo para el estudio clínico y experimental de la capacidad de unión y resistencia a la tracción, que poseían estos frentes laminados de cerámica, según el modo de ser tratada la superficie interna.^{45,46,47,48,229}

Estos autores no sólo desarrollaron el grabado de la superficie de la cerámica, basándose en las técnicas de grabado industrial, sino que incorporaron el silano como elemento de unión.

Este, colocándose sobre la superficie interna de la porcelana grabada, se unía por un lado, a la misma, a semejanza de cómo lo hiciera el elemento de unión silano entre las partículas de vidrio y la matriz en el interior de los composites, o del mismo modo que lo hiciera para servir de unión entre los dientes artificiales de porcelana y las bases de resinas de las dentaduras completas o parciales. De otro lado, el silano se uniría al composite que servía de cemento de unión entre la veneer y la cara vestibular del diente a tratar, donde el esmalte había sido previamente grabado, ensablándose el elemento de unión mecánicamente retenido, así como la resina sin carga del composite.

La utilización del silano, incrementaba considerablemente el resultado que Simonsen y Calamia obtuvieran en sus ensayos de tracción.

La evolución de las resinas compuestas, tanto de las propiedades de su matriz de resina como la incorporación de una mayor porcentaje de relleno, así como la utilización de la luz halógena, como activador de la polimerización de dichas resinas compuestas, llevó a profesionales como Goldstein, a primeros de los años 80, ⁴⁹ a la sustitución de las restauraciones de amalgama en los dientes del grupo posterior, por las nuevas resinas compuestas, con el fin de ofrecer las mismas cualidades estéticas que el grupo anterior.

No obstante, estas restauraciones cuyos resultados estéticos eran excelentes, presentaban los inconvenientes propios de las resinas compuestas, como eran, el desgaste y la abrasión, la filtración marginal con la consecuente recidiva de caries y su mayor riesgo de fractura, lo que disminuía considerablemente la longevidad de estas restauraciones, máxime cuando se implicaban las caras interproximales de las piezas dentarias, con la pérdida precoz del punto de contacto.

Un nuevo paso en las restauraciones estéticas de las lesiones cariosas de los dientes del grupo posterior, fue la obturación de forma indirecta con materiales de resina compuestos termopolimerizados en el laboratorio de prótesis. ²⁴⁶

Esta técnica indirecta de obturación, conocida desde hace mucho tiempo, por la realización de inlays y onlays, colados en metales, es aplicada a los nuevos materiales estéticos de obturación, a fines de los años 80, siendo el pionero y más conocido:

el sistema ISOSIT-SR Inlay-Onlay ⁵¹

Consistía: después de la eliminación de la lesión cariosa, protección pulpar y colocación de un cemento de fondo a base de ionómero de vidrio, si la cavidad lo requería, en la realización de un tallado expulsivo tipo Inlay u Onlay, creando un margen redondeado, sin biselar el esmalte, intentando conservar la máxima cantidad posible del mismo.

A esta cavidad preparada de esta manera, se le toman impresiones con elastómeros, que permitan al menos un doble vaciado y se temporiza, bien de forma directa con gutapercha, o bien, de forma indirecta con una resina acrílica, cementada de forma temporal con un cemento libre de eugenol.

La impresión vaciada era remitida al laboratorio donde se confeccionaba la restauración en un horno a 6 atmósferas de presión, en agua a 120 grados centígrados, durante 20 minutos, teniendo lugar la termopolimerización del inlay-onlay de resina compuesta, que de esta forma obtenido, pulido y acabado, ya esta listo para ser cementado, en una segunda sesión clínica.

En esta, tras ser retirada la obturación provisional, se limpia y seca la cavidad, comprobándose sin ejercer mucha presión, que la restauración de resina compuesta elaborada en el laboratorio, se ajusta a la cavidad creada clínicamente para, a continuación, las zonas de dentina expuestas, que quedan libres del ionómero de vidrio de protección, se pincelan con un adhesivo dentinario, tanto a nivel del suelo como de las paredes laterales de la cavidad.

Una vez que ha fraguado, procedemos al grabado ácido de la superficie del esmalte, de la forma habitual, con un gel de ácido ortofosfórico al

37%, durante 30 segundos. Preparados, tanto la dentina como el esmalte, se procede a la cementación del inlay-onlay, con un cemento dual a base de composite ⁵¹.

La incorporación de los cementos de composite duales va a favorecer la total polimerización del mismo, tanto en las zonas donde tiene acceso la luz halógena, como en aquellas zonas del fondo de la cavidad donde es inaccesible y en las que la polimerización tiene lugar de una forma autónoma en ausencia de oxígeno.

Esto se debe a que los cementos duales van a ser capaces de iniciar su polimerización gracias al efecto activador de la luz halógena, y continuar por la presencia en los mismos, de activadores químicos, la reacción de polimerización, aún cuando el efecto activador de la luz ya no tuviera lugar, por encontrarse en zonas inaccesibles a la misma.

Esta característica de este cemento, nos permite estar seguros, que tanto en el fondo de la cavidad que se restaura, como en aquellas piezas dentarias, donde la luz no llega, la polimerización del cemento va a ser completa.

Otra ventaja es la de que va a existir:

- de un lado una perfecta unión de tipo mecánico al esmalte, por cuanto este ha sido previamente grabado y la viscosidad del composite es lo suficientemente baja para permitirse el penetrar en las microanfractuosidades creadas en el esmalte, sin tener que utilizar, como en los casos de cementación de los frentes laminados de los dientes anteriores, una resina sin carga, tras la cual se aplica el composite.

- y de otro lado, vamos a tener una adecuada unión química a la dentina, que previamente hemos tratado con un adhesivo dentinario, compatible químicamente con la estructura de la resina compuesta del cemento dual.

A su vez, el cemento de composite dual va a ser compatible químicamente, de igual manera con la resina compuesta de la restauración parcial, tipo Inlay-Onlay.

Estas restauraciones de resinas compuestas termopolimerizables, realizadas en el laboratorio, de forma indirecta, permitían a la restauración, conseguir una mayor precisión y ajuste en aquellas zonas conflictivas para las anteriores obturaciones directas con composites fotopolimerizables, como eran los puntos de contacto y el fondo de la cavidad.

Se podía controlar adecuadamente el grado de contracción de polimerización, con las ventajas de ajuste y ausencia de filtración marginal y se obtenían restauraciones, por lo tanto más resistentes y de mayor longevidad, aún cuando siempre existieran, aunque extraordinariamente disminuidos, los inconvenientes propios del material de resina compuesto como tal.⁵¹

Es por todo esto, que gracias al desarrollo de las nuevas cerámicas dentales, se pretendía que estas fueran utilizadas para la realización de restauraciones en el grupo posterior, tanto de restauraciones parcial del tipo Inlay-Onlay con la técnica indirecta, como de restauraciones con coronas completas.

Si bien estas últimas, llevan más de una década utilizándose como coronas ceramometálicas con un armazón metálico, que le confiere la resistencia a la porcelana para coronas y puentes del grupo posterior.⁴⁹ Es a partir de 1986 cuando la nueva incorporación a la odontología de las nuevas cerámicas^{158,159} permite la utilización de forma idónea de la cerámica sin sustento metálico para la realización de estos tratamientos, en el grupo posterior, en la actualidad.⁴⁵

De esta forma, el empleo de la porcelana para restauraciones estéticas del grupo posterior, con cerámicas que van a poder resistir las altas fuerzas masticatorias a las que van a estar sometidas, va a suponer gozar, no sólo de las ventajas estéticas, que los composites nos ofrecían, sino de todas las ventajas que un material como la cerámica nos puede ofrecer, tanto de resistencia, ajuste biocompatibilidad como longevidad.

En la actualidad nos hallamos en el momento de máximo desarrollo de la Odontología Estética, tanto desde el punto de vista clínico de mejorar nuestras técnicas, como experimental, en el sentido de conseguir que los materiales se acomoden a las exigencias que la estética y la función oral y masticatoria nos exigen.

La Odontología Estética, que llegó a la Historia de la Odontología de la mano, principalmente, de la aparición de una serie de materiales que se podían adherir a las estructuras dentarias remanentes, se ha orientado, en los últimos años, no sólo en desarrollar dichos materiales de restauración estética, sino en perfeccionar todos aquellos sistemas de adhesión o unión, tanto de tipo químico, como físico-mecánico.

- Por un lado, mejorando su unión a dentina, con la aparición de las diferentes generaciones de adhesivos dentinarios, cada vez con mayor capacidad de adhesión y mayor compatibilidad química con el material compuesto restaurador.
- También mejorando, estandarizando y simplificando las técnicas de retención en el esmalte dentario, con la aparición de nuevos cementos con mayor capacidad de mojamiento a la estructura adamantina, sin perder su adhesión a la estructura química de la resina compuesta, como los cementos duales.
- En tercer lugar, consiguiendo que el cemento o elemento de unión de la estructura dentaria al material restaurador estético, composite o porcelana, entable también una unión duradera y resistente con estos últimos.

1.3. Clasificación cerámica

Distinguimos tres clasificaciones de las cerámicas dentales, según su composición química, según su técnica de confección o según la temperatura de sinterización:

1.3.1. Según su composición química

Según su composición química podemos clasificar a la porcelana en tres grandes grupos: **feldespáticas o de vidrio**, con base de alúmina o **aluminosas**, o **irconiosas**.^{5,6}

Los 3 elementos principales de las primeras son: el feldespato que da translucidez a la porcelana, el cuarzo que constituye la fase cristalina, y el caolín que aporta la elasticidad y fácil manejo, además de otros elementos que aumentan su resistencia mecánica.

Entre estas porcelanas encontramos IPS Empress I (Ivoclar), tiene resistencia por el esfuerzo con micro cristales de leucita IPS Empress II, reforzada con cristales de disilicato de litio lo que mejora la resistencia y aumenta la opacidad Optec HSP, Fortress, Finess AllCeramic, IPS e.max Press/CAD, que sólo consisten en porcelana de disilicato de litio y sus propiedades físicas se consiguen con un proceso de cocción diferente ya que no están totalmente cristalizadas.

Cerámicas aluminosas En 1965, McLean y Hughes abrieron una nueva vía de investigación en el mundo de las cerámicas sin metal. Estos autores incorporaron a la porcelana feldespática cantidades importantes de óxido de aluminio reduciendo la proporción de cuarzo.

El resultado fue un material con una microestructura mixta en la que la alúmina, al tener una temperatura de fusión elevada, permanecía en suspensión en la matriz. Estos cristales mejoraban extraordinariamente las propiedades mecánicas de la cerámica. Esta mejora en la tenacidad de la porcelana animó a realizar coronas totalmente cerámicas. Sin embargo, pronto observaron que este incremento de óxido de aluminio provocaba en la porcelana una reducción importante de la translucidez, que obligaba a realizar tallados agresivos para alcanzar una buena estética. Cuando la proporción de alúmina supera el 50% se produce un aumento significativo de la opacidad. Por este motivo, en la actualidad las cerámicas de alto contenido en óxido de aluminio se reservan únicamente para la confección de estructuras internas. Como ejemplo de porcelana aluminosas encontramos la In-Ceram Alúmina o Procera.

En cuanto a las cerámicas circoniosas, podemos considerar este grupo como el más novedoso. Estas cerámicas de última generación están compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%). El óxido de circonio (ZrO_2) también se conoce químicamente con el nombre de circonia o circona. La principal característica de este material es su elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado «transformación resistente». Este fenómeno descubierto por Garvie & cols. en 1975 consiste en que la circonia parcialmente estabilizada ante una zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta sufre una transformación de fase cristalina, pasa de forma tetragonal a monoclinica, adquiriendo un volumen mayor. De este modo, se aumenta localmente la resistencia y se evita la propagación de la

fractura. Esta propiedad le confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa, superando con un amplio margen al resto de porcelanas. Por ello, a la circonia se le considera el «acero cerámico». Como ejemplo de circonio tenemos en el mercado las cerámicas Lava y Cercon.¹⁵³

Tabla 1. Cerámicas según su composición química:

Feldespáticas o de vidrio	IPS Empress I, IPS Empress II Optec HSP, Fortress, Finess AllCeramic, IPS e.max Press/CAD
Aluminosas	In-Ceram Alúmina o Procera
Circoniosas	Lava y Cercon

1.3.2. Según técnica de confección

La clasificación según la técnica de confección es muy sencilla, se pueden clasificar en tres grupos:

- condensación sobre muñón refractario
- sustitución a la cera perdida
- tecnología asistida por ordenador

La **condensación sobre muñón refractario** se basa en la obtención de un duplicado del modelo primario de trabajo con un material refractario que no sufre variaciones de dimensiones al someterlo a altas temperaturas que requiere la cocción de la cerámica.

La porcelana se modela directamente sobre este modelo y se cuece a presión y temperaturas indicadas por el fabricante. Posteriormente se elimina el muñón refractario y se acaban los ajustes sobre el modelo primario.

Algunas de las cerámicas que usan este procedimiento son Optec-HSP[®] (Jeneric), Fortress[®] (Myron Int), In-Ceram[®] Spinell (Vita), etc.

Sustitución a la cera perdida es el más clásico de los métodos de fabricación en odontología.

Se hace un molde de cera y se reviste en una cofia, se calienta y la cera se funde quedando el hueco.

La cerámica inyectada se calienta hasta su punto de fusión y se inserta en la cofia. Con este método se consigue mejor cristalización de la cerámica y mayor resistencia ya que disminuye la porosidad y proporciona una distribución más uniforme de los cristales en el seno de la matriz.

Los sistemas más representativos son IPS Empress[®] y e.max[®] Press (Ivoclar).

Tecnología asistida por ordenador CAD-CAM (Computer Aid Design, Computer Aid Machining) es una forma rápida y cómoda de confeccionar cerámica.

Consta de tres pasos: - digitalización

- diseño

- mecanizado

La digitalización puede ser intraoral mediante una cámara sin necesidad de tomar impresiones o extraoral analizando el modelo registrado.

El diseño se hace con un software específico y manda las órdenes de tallado a la unidad de fresado.

La unidad de fresado talla los bloques de cerámica convirtiéndola en coronas, carillas o puentes que servirán luego en boca.

Es indiscutible que el futuro de la odontología pasa por este proceso y cada día obtenemos mejor estética y mayor ajuste.

Los sistemas más representativos son Cerec® (Sirona), Procera® (Nobel Biocare), Lava® (3M Espe), DCS® (DCS), Cercon® (Denstply), Everest® (Kavo), Hint-Els® (Hint-Els), etc.

Tabla 2. Cerámicas según técnica de confección

Según técnica de confección	
Sobre muñón refractario	Optec-HSP ® (Jeneric), Fortress ® (Myron Int), In-Ceram ® Spinell (Vita)
Técnica a la cera perdida	IPS Empress ® y e.max ® Press (Ivoclar)
Tecnología asistida por CAD-CAM	Cerec® (Sirona), Procera ® (Nobel Biocare), Lava ® (3M Espe), DCS ® (DCS), Cercon ® (Denstply), Everest® (Kavo), Hint-Els® (Hint-Els), etc.

1.3.3. Según temperatura de sinterización

Según sea el aporte térmico se pueden clasificar a las porcelanas en cuatro tipos:

- Alta sinterización (por encima de 1300°C)
- Media sinterización (1050-1300°C)
- Baja sinterización (850-1050°C)
- Muy baja sinterización (por debajo de 850°C).

Las cerámicas de alta sinterización son las empleadas en la industria para la fabricación de dientes de porcelana a gran escala, brackets estéticos, bloques cerámicos para tecnología CAD/CAM y cualquier otro dispositivo o instrumento cerámico de uso clínico. Aunque, en ocasiones, se han usado también para la confección de coronas jacket de porcelana. Sin embargo, con los nuevos sistemas de óxido de zirconio se han incorporado también al laboratorio dental donde se utilizan para procesar las estructuras internas de las restauraciones totalmente cerámicas.

1.4. Adhesión

1.4.1. La odontología adhesiva

Las técnicas de odontología conservadora se revolucionaron con la aparición de la técnica adhesiva.

Dr. Michael Buonocore fue el pionero de la odontología Adhesiva.

El Dr. Buonocore trabajaba en 'Eastman Dental Center', Rochester y fue allí donde en 1955 empezó a explorar con este método de adhesión.

-Primero trató la superficie del esmalte con ácido fosfórico al 85 % durante 30 segundos y luego lavó.

-Después puso una gota de resina acrílica mixta, lo secó y metió el diente en agua.

-También sumergió el diente al que le había puesto la resina pero sin tratar la superficie a modo de control.

Buonocore encontró que el diente tratado con ácido se adhería a la resina durante 160 horas, comparado con el control que perdía la adhesión a las horas.

Así pues, determinó que había una mejora en la adhesión tras el tratamiento de superficie y que además de la diferente composición del esmalte, influye la presencia de contaminantes como la saliva, iones, etc. y que las imperfecciones del esmalte aumentaban la superficie de adhesión y la receptividad a la adhesión de las resinas. ^{41,42}

Incluso experimentó en gente voluntaria y le dijeron que era el "Pionero de la Odontología Adhesiva" ya que gracias a él hoy día podemos hablar de adhesión en Odontología.

En 1956 demostró que el ácido glicerofosfórico y el dimetacrilato de la resina se unen debido al grabado ácido de la dentina por la interacción de la molécula bifuncional de la resina con el ion calcio de la hidroxiapatita.

En 1963 propuso incorporar a los adhesivos sustancias que desplazaran el agua de la superficie del diente.

A finales de los 60 Buonocore afirmó que la principal causa de adhesión era la formación de tags de resina en los túbulos del esmalte grabado.

Y en 1967 se introdujo partículas de cuarzo o de vidrio en las resinas compuestas.

Buonocore publicó su nueva técnica para aumentar la adhesión de resinas acrílicas a la superficie del esmalte en 1955 en el *Journal of Dental Research* con el título: 'A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel surface'.

Otras publicaciones importantes de Buonocore son 'Enamel surface in "WhiteSpot" formation' (*J Dent Res* 42(2): 724-731, 1963) y 'Dissolution Rates of Enamel and Dentin in Acid' (*J Dent Res* 40(3): 561-570, 1961).

Buonocore con el descubrimiento de la adhesión a esmalte dentario debido a los efectos de grabado ácido de la superficie, permitió pasar de las restauraciones de amalgama a las de composite a mediados del siglo XX, y tras ello ya iniciamos las restauraciones cerámicas. ^{41,42}

1.4.2. Tratamientos de superficie para la adhesión a cerámica

Encontramos diferentes tratamientos de superficie para mejorar la unión a resinas en las cerámicas ^{4,7}.

El método o técnica más utilizado para las porcelanas feldespáticas es el grabado con ácido fluorhídrico, el cual crea irregularidades en la superficie por la remoción de la fase vítrea y cristalina. ⁴ El ácido reacciona con la matriz que contiene sílice y forma hexafluorsilicatos, la cual es removida y se expone la estructura cristalina. ⁸

Otro tratamiento utilizado es el arenado con partículas de óxido de aluminio, creando una microestructura de la porcelana parecida.

Además de esto el uso de silano, es lo que permite que se produzca la unión química entre la fase inorgánica de la porcelana y la fase orgánica de las resinas. ^{4,8,10}

Gracias al tratamiento de grabado con fluorhídrico y al agente de unión silano, la retención de las coronas y carillas de disilicato de litio es muy buena.

Para las porcelanas de alúmina y zirconio el grabado con ácido fluorhídrico no es efectivo y suele usarse en estos casos la abrasión por arenado. ⁴

Otro proceso menos utilizado es el desgaste con fresas de diamante, pero en todos los casos lo que se intenta es mejorar la fuerza de unión .

Tabla 3. Tratamiento de superficie y su mecanismo de acción

Tratamiento de superficie	Mecanismo de acción
Grabado ácido fluorhídrico	Irregularidades por remoción fase vítrea y cristalina
Arenado con partículas de óxido de aluminio	Crea una microestructura
Silano	Unión química
Desgaste con fresas de diamante	Crear retención física

1.4.3. Interfase de unión de cerámica a adhesivo.

El estudio nos lleva a valorar la interfase de unión de la cerámica al composite.

La cerámica al ser una superficie no viva, no presenta las irregularidades del esmalte. Sin embargo si que es sensible al ataque ácido del fluorhídrico como ha sido demostrado en numerosas ocasiones, y al chorreado o arenado con partículas de óxido de aluminio para crear microretenciones. Además el grupo silano ejerce de nexo de unión química a la cerámica.

En nuestro estudio compararemos el efecto de los tratamientos de superficie sobre cerámica y sobre materiales con estructura de resina compuesta. Materiales usados para restauración CAD/CAM de naturaleza distinta.

1.4.4. Adhesivos dentales.

Para una buena adhesión según Marschall ¹⁵² es primordial una superficie limpia, seca, un tratamiento de superficie adecuado, fluido del cemento, interacción y el curado del cemento. Son muchos los factores que influyen en la adhesión por eso es tan complejo su estudio.

Adhesión es la tendencia de átomos o moléculas a permanecer juntos.

Cohesión es la tendencia de estar juntos átomos o moléculas iguales.

En la adhesión se trata de moléculas o átomos de naturaleza distintos.

La adhesión puede ser mecánica, química o ambas.

Adhesión física o el enlace está siempre presente, incluso a través de él es débil. Así, mientras las fuerzas de Van der Waals se producen en cada interfaz, a menudo se complementan con importantes contribuciones de lazos más fuertes que pueden estar presentes, como los de dipolos permanentes, además de Van der Waals dipolos inducidos.

Por ejemplo cuando el agua está presente, como el agua entre dos placas de vidrio, los dipolos permanentes permiten enlaces de hidrógeno en la superficie, pero tal unión no se produce entre polietileno y otros polímeros que carecen de sitios H- asociados.

Enlace químico incluye posibilidades de enlaces covalentes, iónicos, metálico, y, en algunos casos, la unión de quelación. Existen numerosas posibilidades para la creación de los enlaces químicos.

La cohesión de oro por sí mismo va a crear una interfaz que esencialmente desaparece a medida que los átomos de la superficie se unen químicamente.

Sin embargo, para otros sistemas, tratan de crear lazos entre las superficies a diferencia de como interfaces metal-cerámica y polímero-polímero, la situación es mucho más complicada y puede dar lugar a la unión química muy limitada y las fuerzas de unión interfaciales mucho más bajas.

Según Marschall ¹⁵² los requisitos para una buena adhesión son :

1- Superficies limpias: Un requerimiento esencial para una buena adhesión es que las superficies que se van a adherir estén limpias.

El agua, residuos orgánicos, restos de biofilm están presentes en toda situación clínica. No se pueden remover con cepillado convencional y pasta de dientes. Será el grabado con ácido ortofosfórico el encargado de limpiar y a la vez crear una superficie con retención micromecánica.

El esmalte grabado es muy humectable con los adhesivos, y crea uniones -OH -SH -COOH y -NH.

La presencia de flúor puede entorpecer la adhesión.

2- Asperidad de la superficie: La humectabilidad de una superficie está directamente relacionada con la rugosidad de la superficie.

Según la ecuación de Wenzel $r = \cos\theta_1 / \cos\theta_2$. Donde r es el ángulo de contacto de las superficies lisas y ásperas respectivamente. Así esta ecuación predice que cuando el ángulo

de contacto es menor de 90° la humectabilidad aumenta con el aumento de rugosidad. Si el ángulo es mayor de 90° decrece si aumenta la aspereza.

3- Ángulo de contacto adecuado y una buena humectación: Para una buena adhesión se requiere un buen contacto entre las superficies que van a ser adheridas.

Desde el interior de la materia a pegar, los átomos están en equilibrio entre si, dentro de la estructura cristalina. La superficie libre de energía superficial supone el equilibrio entre el átomo en superficie y el átomo en el interior.

Para ver si una superficie va a adherir bien o no es medir el ángulo de contacto. Si $< 90^\circ$ humectante, si $> 90^\circ$ no humectante y $\sim 0^\circ$ difuso. La ecuación de Young nos ayuda a determinar la humectabilidad.

$\gamma_{sl} = \gamma_{sv} + \gamma_{lv} \cos \theta$ donde θ es el ángulo de mojado y s,v,l, se refieren a solido, liquido o vapor respectivamente

4- Adhesivos de baja viscosidad y flujo adecuado. Se precisa poca viscosidad de los adhesivos para que fluya por las microrreten- ciones. Una alta viscosidad puede generar stress en la zona de adhesión. El coeficiente de penetración se mide con la ecuación de Washburn: $d^2 = \frac{\gamma \cos \theta}{2}$

rt

donde "d" es la distancia recorrida por el liquido, γ es la tensión superficial del liquido, θ es el ángulo de contacto, η es la viscosidad del liquido, r es el radio y t es el tiempo de penetración.

- 5- Resistencia a la separación de fases: Los adhesivos dentales tienen solventes volátiles que pueden producir un defecto de adhesión debido a la evaporación del solvente rápidamente. Esto se debe tener en cuenta a la hora de intentar conseguir una buena adhesión.
- 6- Solidificación adhesiva: Mientras en otras situaciones controlamos la curación en todo momento. Cuando cementamos una corona es difícil controlar la polimerización debido a la mala visibilidad y malas condiciones de humedad. Nos tenemos que asegurar del fraguado del cemento que en estos casos se usa cemento dual para que la polimerización se lleve a cabo en condiciones adversas.

1.5 Cad/Cam el origen y su evolución hasta hoy día. La incorporación a la clínica de hoy.

El mecanizado se ha convertido en una opción viable como un método de formación en la fabricación de restauraciones cerámicas .

Tanto un sistema CAD / CAM (Cerec , Siemens, Bensheim , Alemania) y una máquina de precisión de fresado copiador (Celay , Mikrona Technologies AG , Spreitenbach , Suiza) están disponibles comercialmente.

Disponemos de varias clases de cerámica que están disponibles para el mecanizado de restauraciones y carillas de cerámica individuales : (1) dos porcelanas finas feldespáticas (Vita Mark II y Celay ; Vita) y (2) dos vitrocerámicas (Dicor - MGC luz y Dicor - MGC oscuro ; Dentsplay).

Si bien ambos tipos de cerámica mecanizables evolucionaron a partir de cerámicas dentales existentes , ambos son superiores en propiedades específicas a sus predecesores producidas en el laboratorio dental y están disponibles sólo a través de una ruta de mecanizado. Aunque el mecanizado hace disminuir la resistencia de la cerámica , ambos tipos de cerámica son iguales o superiores a los puntos fuertes normalmente reportados para las cerámicas fabricadas en el laboratorio dental equivalentes. ¹³¹

Además también han surgido recientemente nuevos materiales a base de resinas para la confección de restauraciones CAD/CAM con tal de mejorar los inconvenientes de una estructura totalmente cerámica.

En un artículo de JADA Mörmann ^{164,165,166,167,168} nos cuenta como en los años 80 ya vislumbraba tras una odontología restauradora a base de amalgama y condensación de oro, una odontología ligada a la tecnología en la que la técnica indirecta pasa por una cámara de captación de imágenes para la toma de impresión, un diseño por ordenador y fresado de bloques de cerámica.

El sistema Cerec CAD-CAM ofrece la oportunidad de preparar, diseñar y fabricar cerámica sin la necesidad de tomar impresiones, confeccionar un provisional o la ayuda de un laboratorio dental.

El CEREC se llama así porque viene de las iniciales de CERamic REConstruction, y ha ido evolucionando permitiendo adaptarse a las necesidades de la clínica actual. Al principio permitía restauraciones simples unitarias. Ahora incluso permite la confección de puentes de 6 dientes y rehabilitaciones sobre implantes. Una técnica depurada, que da al profesional las herramientas necesarias para llevar a cabo una práctica clínica avanzada.

1.5.1. Ventajas y desventajas del uso de CAD/CAM

Tabla 4. Ventajas y desventajas del sistema CAD/CAM. ²¹⁵

Paso del Sistema	Ventajas	Desventajas
Preparación del diente	<p>Mayor simplicidad, margen yuxta o supragingival.</p> <p>Preparaciones microinvasivas debido a la técnica adhesiva.</p> <p>Menos tiempo de preparación.</p> <p>Curación más rápida de tejidos debido a colocación del margen yuxta o supragingival.</p> <p>No necesita provisional</p>	<p>La preparación debe ser la necesaria para la capacidad de la unidad de fresado.</p> <p>Los márgenes subgingivales no pueden ser bien tratados.</p>
Capacidad de la unidad de fresado	<p>Tiempo corto de producción.</p> <p>Muchos materiales disponibles.</p>	<p>Influencia del diseño de la preparación del diente.</p>
Impresión	<p>Más rápida que el modelo tradicional.</p> <p>Sin costes.</p>	<p>Los márgenes subgingivales son difíciles de captar.</p>

	<p>Mejor aceptación por parte del paciente.</p> <p>Se obtiene de manera inmediata.</p> <p>No necesita polvo.</p>	
Diseño	<p>Inmediatamente el clínico visualiza la preparación.</p> <p>Posibilita una rápida corrección.</p> <p>Marcar el margen.</p> <p>Selección del eje de inserción.</p> <p>Elegir el patrón, la extensión y la presión de los contactos oclusales.</p> <p>Ajuste del diseño, la extensión y la presión de la zona de contacto proximal</p>	<p>A falta de datos gnatológicos y funcionalización protésica</p>
Materiales	<p>Amplia selección.</p> <p>Alta calidad de estandarización debido a las condiciones de fabricación reproducibles.</p> <p>Alta estética.</p>	<p>Tipo de restauración.</p>

	<p>Alto nivel de precisión.</p> <p>Alta biocompatibilidad.</p> <p>Tiempo corto de fresado.</p> <p>Coste.</p>
Cementación adhesiva	<p>La elección del cemento de acuerdo al color del diente y de la restauración.</p> <p>Tiempo de elaboración.</p> <p>La sensibilidad post-operatoria.</p> <p>Aislamiento perfecto del campo de trabajo.</p> <p>Los márgenes subgingivales.</p> <p>Costes.</p>

1.5.2. Componentes del sistema CAD/CAM

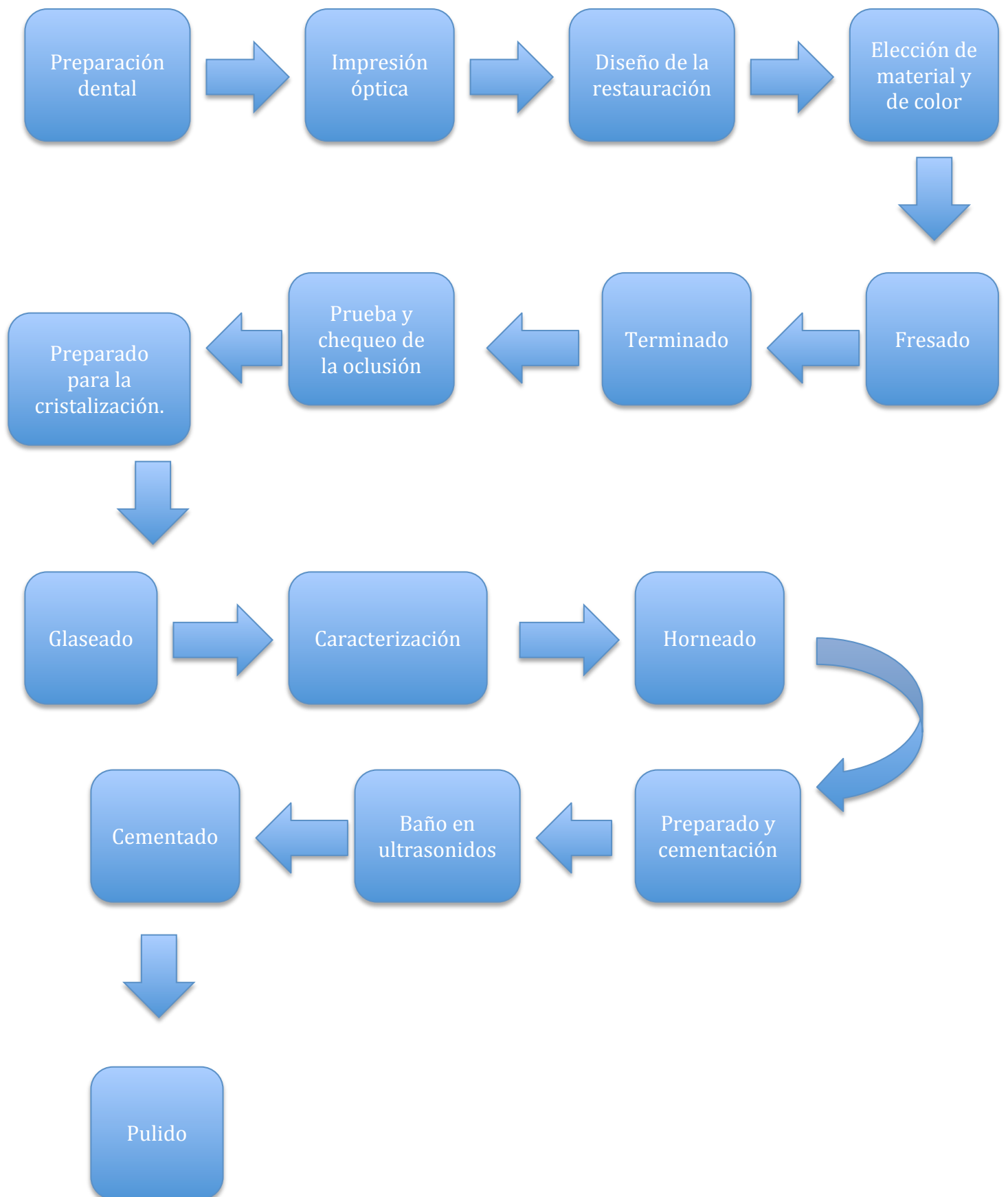
Los sistemas controlados por ordenador que se conocen en la actualidad suelen diferenciarse, fundamentalmente, según el tipo de recogida de datos tridimensionales de los dientes pilares. Por el contrario, la fabricación automatizada (CAM) de las piezas de material cerámico, plástico o metálico es muy parecida en todos los métodos y consiste esencialmente en una máquina de control numérico (NC) con dispositivos específicos para el material de fresado o tallado, que son móviles en varios ejes. Por tanto, un sistema CAD/CAM tradicional puede escanear la preparación de forma óptica o mecánica y diseñar a continuación la restauración, enviando las instrucciones precisas a una microfresadora para que fabrique la prótesis.

Así pues los componentes de una unidad de trabajo CAD/CAM como es el CEREC, son:

- Cámara intraoral, para la toma de impresiones.
- Un pc donde se realiza el diseño de la restauración y se procesan los datos recogidos de la impresión óptica.
- Unidad de fresado, que talla los bloques de cerámica, previamente seleccionados según tipo de material y color adecuado. Dentro de la unidad de fresado, están las fresas y el bloque de cerámica se sujeta por el vástago metálico que es introducido en la ranura correspondiente y atornillado para fijar la sujeción.

1.5.3. Método de trabajo de CEREC:

Gráfico del método de trabajo con tecnología Cad-Cam



1.6. Causas de fracaso de las restauraciones adhesivas:

Fallo puede ser de naturaleza adhesiva o cohesiva (debido al fallo en la adhesión o en el material) Aquí reside la base de nuestro estudio. Queremos saber realmente lo que ocurre con las restauraciones adhesivas y cuanto son capaces de soportar.

La adhesión es la tendencia a estar juntas partículas distintas y la cohesión es la atracción entre moléculas o átomos iguales.

Así pues el fallo adhesivo es la separación de distintos materiales, y el fallo cohesivo es la separación de moléculas de un mismo material ¹⁵²

En la clínica, la preocupación del odontólogo cuando realiza restauraciones cerámicas es el riesgo de descementación. El hecho de que exista la tecnología adhesiva necesaria, para llevar a cabo una odontología adhesiva estética y restauradora es primordial en nuestras consultas. Por ello dedicamos esta tesis al estudio de adhesión de distintos materiales de restauración.

2. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1. Justificación

En la práctica clínica diaria, el uso de las prótesis cerámicas es ampliamente conocido y necesario. La mayor problemática que provoca a nivel profesional, es el grado de descementación de este tipo de restauraciones.

Existen numerosos ensayos “in vitro” que pretenden simular las condiciones orales, el nuestro es uno de ellos.

Y con el fin de ejercer una odontología predecible, científicamente justificada y conocer de primera mano los resultados de los últimos materiales en salir al mercado, procedemos al estudio de nuevos materiales desarrollados para el sistema Cad/Cam.

2.2 Hipótesis de trabajo

En el presente estudio in vitro se plantearon las siguientes hipótesis nulas (H_0):

- No existirán diferencias estadísticamente significativas, dependiendo del tipo de material en cuanto a la adhesión de los bloques de Vitablocks®Mark II, Enamic® y Lava Ultimate®.
- No existirán diferencias estadísticamente significativas, según los tratamientos de superficie, que influyen en el resultado de la adhesión.

2.3. Objetivos

1. Estudio del comportamiento adhesivo de los nuevos materiales de restauración desarrollados para el sistema Cad-Cam
2. Variación de comportamiento según la composición del material
3. Influencia del termociclado en la adhesión
4. Estudio de los tratamientos de superficie para obtener una adhesión óptima
5. Establecer un protocolo de adhesión de restauraciones adhesivas
6. Determinar que material tiene mejor adhesión.

3. METODOLOGÍA

Para el estudio de la capacidad de unión entre la superficie de los materiales de restauración dentales que queremos estudiar y la de la resina de unión se realizaron estudios “in vitro” de tracción sobre una máquina universal de ensayos, de una serie de probetas, preparadas específicamente para tal fin, y en la que la superficie de material restaurador dental previamente tratada quedaba adherida perfectamente alineada a una superficie de resina compuesta. Así elaboradas las probetas eran sometidas a un ensayo de tracción puro, sobre un elemento mecánico que evitaba la presencia de fuerzas tangenciales, que pudieran distorsionar nuestros resultados.

Los materiales y metodología utilizada para la realización del presente estudio, son descritos a continuación:

3.1. MATERIALES

3.1.1. Materiales para la confección de las probetas

3.1.1.1 Bloques de los distintos tipos de materiales a estudiar. Se precisan 4 de cada tipo siendo del mismo lote y con la misma referencia:

3.1.1.1.1. Vitablocs Mark II for CEREC A1C I 12 LOT: 30070

3.1.1.1.2. Vita Enamic 0M1-T EM-14 LOT 35090

3.1.1.1.3. Lava Ultimate A1-HT 14L REF: 3314^a1-HT LOT:N372983

3.1.1.2 Silicona masilla para la confección del molde del bloque que servirá para la confección del bloque de composite.

Silicona Masilla Normal Setting Elite HD LOT 168383

3.1.1.3 Composite con el que se confecciona un extremo de la probeta para la tracción: Ceram X mono M5 Lot: 1309000220
EXP: 2015-08

3.1.1.4 Lámpara de polimerizar LED WOODPECKER D12060038A

3.1.1.5 Espátula de composite HU-FRIEDY PFIWDS 2

3.1.1.6 Máquina de corte Struers MiniTom Type: 04436216 Serial No:
4431792

3.1.1.7 Máquina DREMEL 3000 Fresa Komet 918 PB Lot. 042518.

- 3.1.1.8 Disco de diamante Diamond Cut-off Wheel MOD13 Cat.no:
40000038 Bacth no: 4055-6145
- 3.1.1.9 Adhesivo Scotchbond Universal Lot: 534511
- 3.1.1.10 Cemento de polimerización dual para el cementado del
bloque de cerámica al bloque de resina. Reli X tm Ultimate ID
No 70201138735 Lot: 536754
- 3.1.1.11 Soporte de metal diseñadas para la tracción con una ranura
interior en forma de cuña para la estabilización correcta del
prisma y que el posicionamiento sea el correcto siempre y
evitar fuerzas tangenciales. Fabricadas bajo pedido a Lam
Technologies
- 3.1.1.12 Cianoacrilato gel Ceys, un adhesivo para sujetar la probeta en
el soporte de metal.
- 3.1.1.13 Material para el descementado una vez realizado el ensayo:
- Cucharilla MAILLEFER 59/60 swiss made
 - Acetona para disolver el cianoacrilato: Deliplus quitaesmalte
con acetona 14GLG 1808

3.1.2. Elementos para la medición experimental

3.1.2.1 Máquina para ensayos mecánicos

- Máquina de tracción Luers LAM Technologies LMT 100 Model: UU-K20 CAP: 20kgf S/N: D0701010

3.1.2.2 Pie de rey electrónico Dentagaugue 2 5B1837 para medir la base y la altura de la probeta para medir el área de adhesión. Más adelante la llamaremos BA (Bonded area)

3.1.2.3 Programas informáticos para la recogida de datos y elaboración del trabajo:

- Excel Microsoft
- Word Microsoft
- Power Point Microsoft
- Image J
- Mendeley
- Paint
- LMT1xxVer1.2 (LAM Technologies-Italy)

3.2.4. Instrumental de aumento óptico, lentes de aumento 10X

3.1.3. Elementos para el tratamiento de la superficie de la cerámica

3.1.3.1 Materiales para el tratamiento de la superficie de los materiales de restauración.

3.1.3.1.1 Pulido de la superficie del bloque de cerámica para limpiar de impurezas y preparar al tratamiento de superficie.

- Pulidora con discos de silicona Struers LaboPol-1 Type: 05186327 Serial No: 51810205
- Disco de silicona Silicon Carbide FEPA P#500

3.1.3.1.2 Gel de ácido fluorhídrico para el grabado de la superficie de la porcelana. Gel grabador de porcelana Pulpdent Lot: 121115

Se realizó la aplicación de Ácido fluorhídrico Ultradent Products <10% según instrucciones del fabricante durante 60 segundos

3.1.3.1.3. Materiales para el arenado de la superficie de la cerámica:

- Arenadora óxido de aluminio EMS AIRFLOW PREP K1 MAX CH-1260NYON Serial Number: AD 00607
- Polvo arenadora EMS Abrasive-Powder for EMS Airflow Prep K1 0507310 07-2015

3.1.3.2 Agentes de unión a base de silanos

Se usó silano como agente de unión Silano monobond plus Lot. 32678

3.2. MÉTODO

3.2. MÉTODO

3.2.1. BÚSQUEDA BIBLIOGRÁFICA

En todo estudio lo que nos interesa es conocer y comparar resultados a la vez que poderlos compartir. Siguiendo estas premisas procedimos a una búsqueda bibliográfica previa. Tras obtener los primeros resultados se hizo otra búsqueda más exhaustiva, y finalmente una tercera durante el desarrollo final del trabajo. Siendo la última búsqueda de julio de 2015.

La búsqueda bibliográfica electrónica se hizo usando PubMed, Google Académico, Data Base y la biblioteca de la Universidad de Valencia.

Utilizamos la siguiente combinación de palabras clave y sin excluir el año de publicación.

- Ceramic CAD CAM, adhesion to ceramic, microtensile bond strength, ceramics review, ceramics in dentistry, microtensile test, surface conditioning methods, CAD CAM, history dental ceramic, lava ultimate, enamic, vitabloc, bonded restoration, resin cement, water storage, glass ceramic, surface preparation, surface treatment, luting cement.

Se tuvieron en cuenta como criterios de inclusión : textos en inglés, estudios de revisión bibliográfica, así como también ensayos de laboratorio y clínicos que incluyeran las restauraciones cerámicas en el artículo.

Siguiendo un protocolo de investigación trabajamos con la plataforma Pubmed, de donde extraímos los PDF de los artículos seleccionados, para posteriormente leerlos y analizarlos. Así pues, de nuestra labor en Pubmed resumimos en la siguiente tabla cuantos artículos fueron hallados con la palabra clave, y los que fueron seleccionados para nuestro estudio.

TABLA 5. Revisión bibliográfica

Palabra clave	Artículos hallados	Artículos seleccionados
Ceramic Cad-Cam	1472	5
Adhesion to ceramic	1110	9
Microtensile bond strength (AND ceramic)	1206	18
Ceramics review	1416	7
Ceramics in dentistry	11484	28
Microtensile test	777	9
Surface conditioning methods	1194	4
Cad-Cam (AND dental)	14763	6
History dental ceramic	160	7
Lava ultimate	30	3
Enamic	16	3
Vitabloc	15	1
Bonded restauration	1257	3
Resin cement	12790	16
Thermocycling water storage	225	3
Glass ceramic	4218	8
Ceramic surface treatment	2187	23
Luting cement	2087	9

- Con la búsqueda “microtensile bond strength” encontramos 1206 artículos, de los que tras los criterios de inclusión (AND ceramic) seleccionamos 18

- Con la búsqueda “Cad-Cam” encontramos 14763 artículos, de los que tras aplicar los criterios de inclusión y acotamos la búsqueda con “Cad Cam dental” seleccionamos 6

De los 165 artículos que fueron seleccionados, 12 de los mismos eran repetidos, por lo que finalmente de la búsqueda de Pubmed almacenamos en nuestra base de datos un total de 153 artículos.

De los 153 artículos que han sido seleccionados, de las referencias bibliográficas de los mismos hemos obtenido 128 artículos más.

Además la casa Vita nos ha proporcionado información de los materiales que hemos utilizado en nuestro estudio, así como la casa 3M Espe.

Se procesaron los PDF de los artículos obtenidos con el programa Mendeley, una plataforma de almacenaje y lectura de los mismos.

Tras el estudio del tema a tratar y una vez realizada la búsqueda bibliográfica, diseñamos la metodología.

Primero fue realizado un ensayo previo, en el que nos dimos cuenta de la gran dispersión de datos obtenidos. Teniendo en cuenta esto, con la ayuda del profesor Dr. J.C. De la Macorra que ya había realizado estudios de esta índole, y siguiendo los pasos descritos por Sano en 1994, modificamos el método. Aplicando el método de “mapping” teniendo en cuenta a la hora de comparar resultados de diferentes bloques, la situación de la muestra dentro del bloque.

Hemos tenido en cuenta la posición de la muestra dentro del bloque de material anotando las coordenadas como explico a continuación y teniendo en cuenta el área de la superficie adherida.

3.2.2. SELECCIÓN DE MATERIALES

Teniendo en cuenta la evolución de las cerámicas y sus distintas composiciones, nuestro estudio pretende: comparar la resistencia adhesiva a la tracción entre las cerámicas convencionales y materiales de última generación.

Como ejemplo de cerámica clásica tomamos como referencia la cerámica feldespática Vitabloc. Y los materiales de última generación son Enamic y Lava Ultimate.

Así pues el ensayo se realizó con estos tres tipos distintos de materiales y dentro de cada tipo de material los sometimos a cuatro tipos distintos de tratamiento de superficie. Obtuvimos así doce grupos de trabajo que constituimos de la siguiente manera.

Tabla 6. Grupos de trabajo.

Tipo de cerámica	Vitabloc	Enamic	Lava Ultimate
Tratamiento	Control	Control	Control
Tratamiento	Arenado	Arenado	Arenado
Tratamiento	Grabado ácido	Grabado ácido	Grabado ácido
Tratamiento	Arenado+Graba do	Arenado+Graba do	Arenado+Graba do



3.2.3.CONFECCIÓN DE LA PROBETA DE ENSAYO

Para el ensayo de tracción fabricamos unos bloques de composite que fueron adheridos posteriormente a la porcelana para permitirnos realizar la tracción y estudiar la interfase de unión material restaurador- cemento de resina compuesta de fraguado dual.

Estos bloques se confeccionan con la técnica incremental polimerizando cada 2 mm de espesor el composite Ceram X Duo M5 dentro de un molde de silicona masilla que previamente hemos tomado del bloque de cerámica.

El molde es una réplica de los bloques que vamos a utilizar en el trabajo de investigación para obtener una superficie lisa y de área similar a la que queremos cementar.



3.2.4. TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE

La superficie de cada uno de los bloques de cerámica que fue sometido a ensayo, fue pulida con discos de silicona Silicon Carbide FEPA P#500 con la máquina Labo Pol -1 Struers y se limpió en el ultrasonidos con tal de eliminar cualquier interferencia .

Una vez obtenidos los dos extremos de la probeta, de un lado el bloque de cerámica y de otro el bloque de composite que fue fabricado, procedimos a realizar los distintos tratamientos de superficie a la cerámica.

En el presente estudio de investigación se incluyen cuatro tipos de tratamientos de superficie del material de restauración expuesto a la adhesión a la resina compuesta:

Grupo 1

Un primer grupo en el que el material de restauración no había sido tratada con fines retentivos y que servía de control en nuestro estudio.

Los tres grupos siguientes de la experimentación poseían tratamientos de superficie.

Tabla 7. Distribución de los tratamientos de superficie

Grupos		
Grupo1	Control	Sin tratamiento de superficie
Grupo2	Grabado ácido	Acido fluorhídrico Ultradent
Grupo 3	Arenado	Partículas de óxido de aluminio EMS Air Flow Prep K1 Max. A una distancia de 10cm.
Grupo 4	Arenado + Grabado ácido	

Grupo 2

Un bloque de cada tipo de material que estudiamos en nuestro estudio, (Vitabloc, Enamic y Lava Ultimate) lo sometimos a grabado ácido con ácido fluorhídrico durante un minuto. Se lavó el bloque durante 20 segundos y se secó. Se aplicó después el cemento según las instrucciones del fabricante y en todos los grupos por igual, tal como describimos más adelante.

Grupo 3

Un bloque de cada tipo de material fue chorreado con partículas de dióxido de aluminio de 50 micras a una distancia de 10 cm.

Grupo 4

Y en el cuarto grupo, un bloque de cada tipo de material a estudiar, lo sometimos a chorreado con partículas de óxido de aluminio y grabado ácido con ácido fluorhídrico.

Una vez realizado el tratamiento de superficie al bloque según el grupo al que corresponde se aplica Silano Monobond Plus, lo dejamos secar durante 60 segundos y luego soplamos con la jeringa de aire 20 segundos.

3.2.5. ADHESIÓN

Para la cementación entre el bloque de composite y el de material de restauración CAD/CAM fue aplicado el cemento según las instrucciones del fabricante.

Una vez realizado el tratamiento de superficie dependiendo del grupo y aplicado el silano; de las instrucciones del cemento RelyX Ultimate se siguieron los siguientes pasos:

1. Se aplica el adhesivo Scotchbond™ Universal a la superficie de cerámica y a la de composite (20 seg.).
2. Con cuidado se deja secar al aire la superficie de la restauración hasta que el disolvente se haya evaporado por completo (5 seg.).
3. Aplicar RelyX™ Ultimate directamente en la superficie de material de restauración mediante una boquilla intraoral.
4. Después de asentar los bloques, se retira el cemento sobrante mediante una bolita de esponja y se coloca un peso de 500 gr para hacer una presión uniforme y constante en toda la superficie.
5. Aplicar gel de glicerina al margen del cemento para prevenir la inhibición por oxígeno y maximizar la calidad marginal.
6. Fotopolimerización del cemento con el gel de glicerina utilizando la luz de polimerización.

3.2.6. FABRICACIÓN DE MUESTRAS

Con la máquina Minitom Struers y el disco Diamond Cut-off Wheel MOD13 Cat.no: 40000038 Bacth no: 4055-6145 procedimos al corte de los bloques en prismas de 1mm x 1 mm +/- 0,5mm.

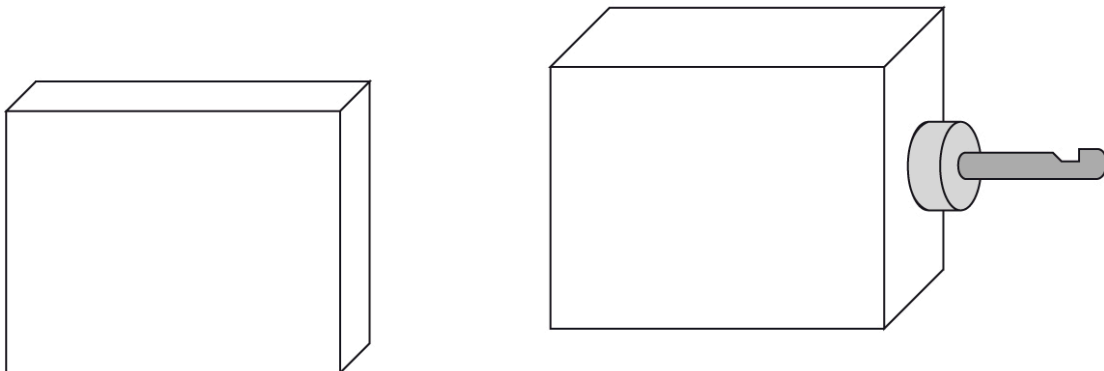


La máquina de corte, en funcionamiento, mientras cortaba un bloque de cerámica y resina, para la obtención de las probetas.

Se sujetaba el bloque de material de restauración CAD/CAM adherido al de composite desde el vástago que lleva de por sí el bloque de cerámica CAD CAM. Una vez realizados todos los cortes paralelos y a una distancia entre sí de 1 milímetro aproximadamente, el último corte se hace hasta el final, desprendiéndose del vástago metálico.

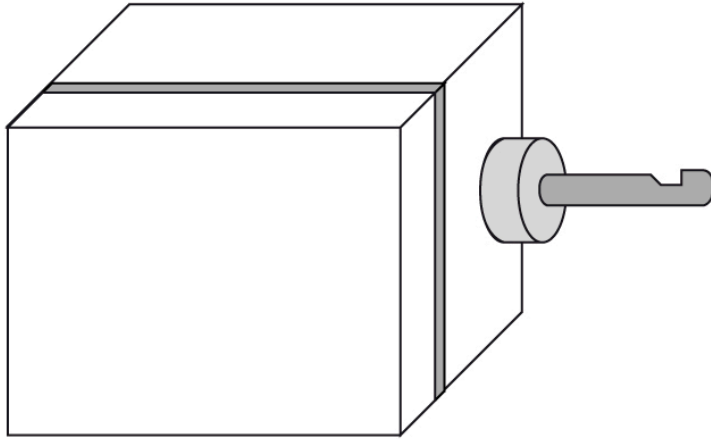
Luego para continuar con los cortes se pega otra vez el bloque al vástago metálico desde otro lado del bloque para poder realizar cortes perpendiculares a los realizados anteriormente. El proceso adhesivo se realizó siguiendo los pasos de grabado ácido de la cerámica y cementado con RelyX. Así se conforma a modo de peine un bloque con múltiples prismas de similar tamaño.

PASO1:



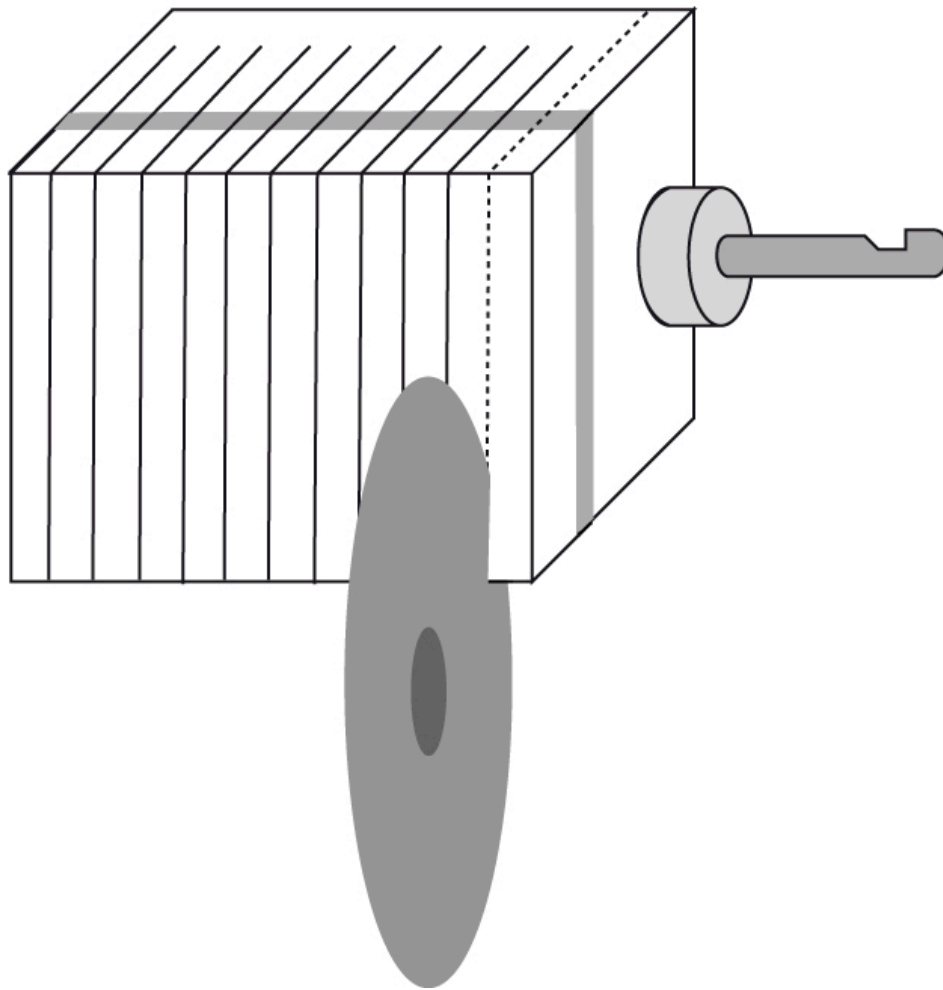
Por un lado disponíamos del bloque de composite que habíamos fabricado (a la izquierda) y por otro lado estaba el bloque de cerámica que ha recibido un tratamiento de superficie, tras el pulido con los discos.

PASO2:



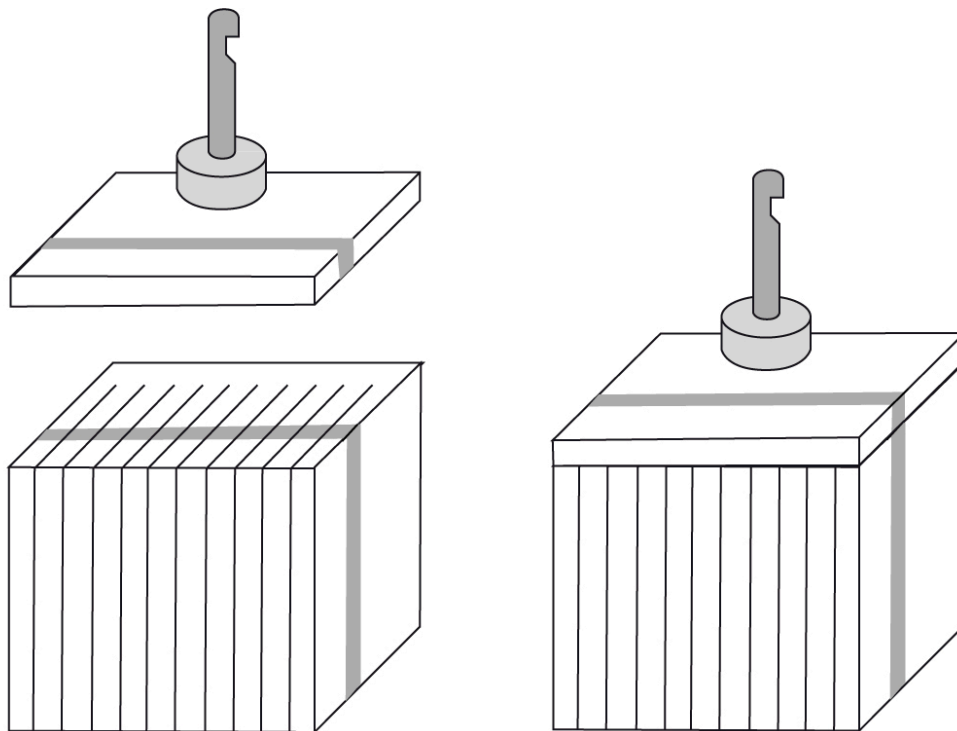
Se cementó el bloque de composite al bloque de material de restauración CAD/CAM, según las instrucciones del fabricante, y las condiciones establecidas en nuestro estudio.

PASO3:



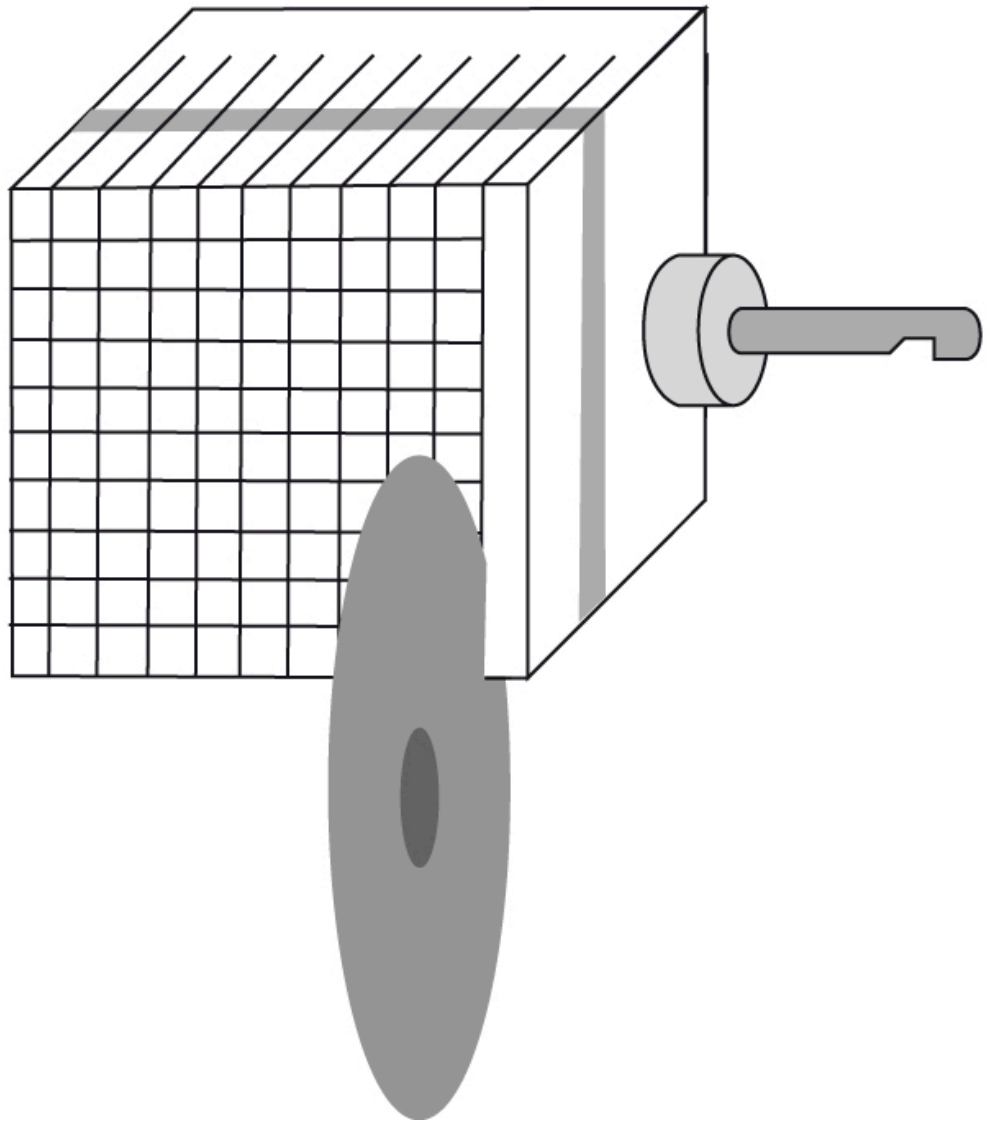
Con la máquina de corte se hicieron cortes paralelos, entre 1,5mm y 2mm de distancia de uno a otro, sin llegar al final del bloque. Tan sólo el último corte llegaba hasta el final para separarlo del vástago.

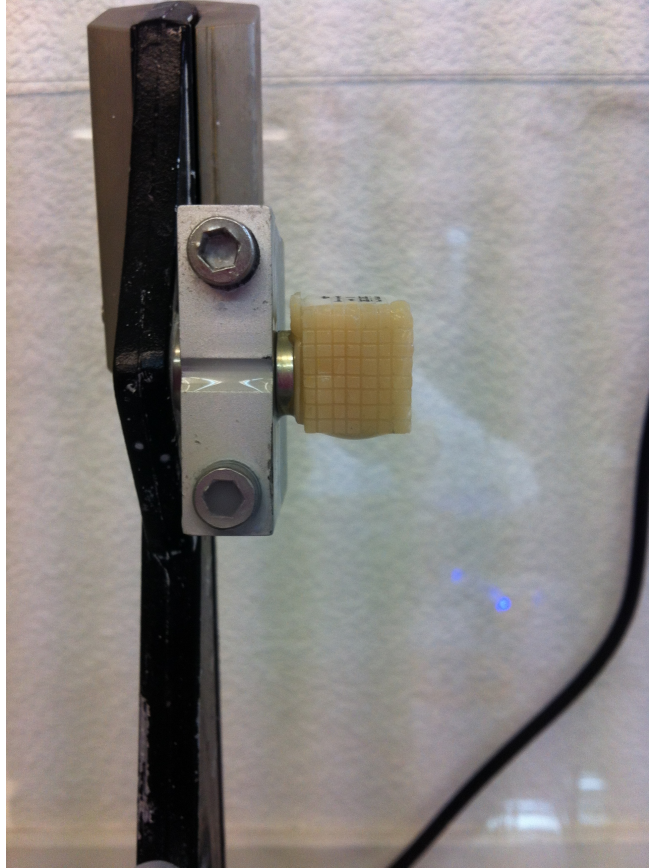
PASO4:



Para poder sujetar el bloque y seguir cortando, la parte con un poco de cerámica y el vástago metálico, fue cementada en un lateral, para poder hacer los cortes en forma de cuadrícula. Tal y como se muestra en la siguiente ilustración, y en la fotografía del bloque en la máquina de corte.

PAS05:



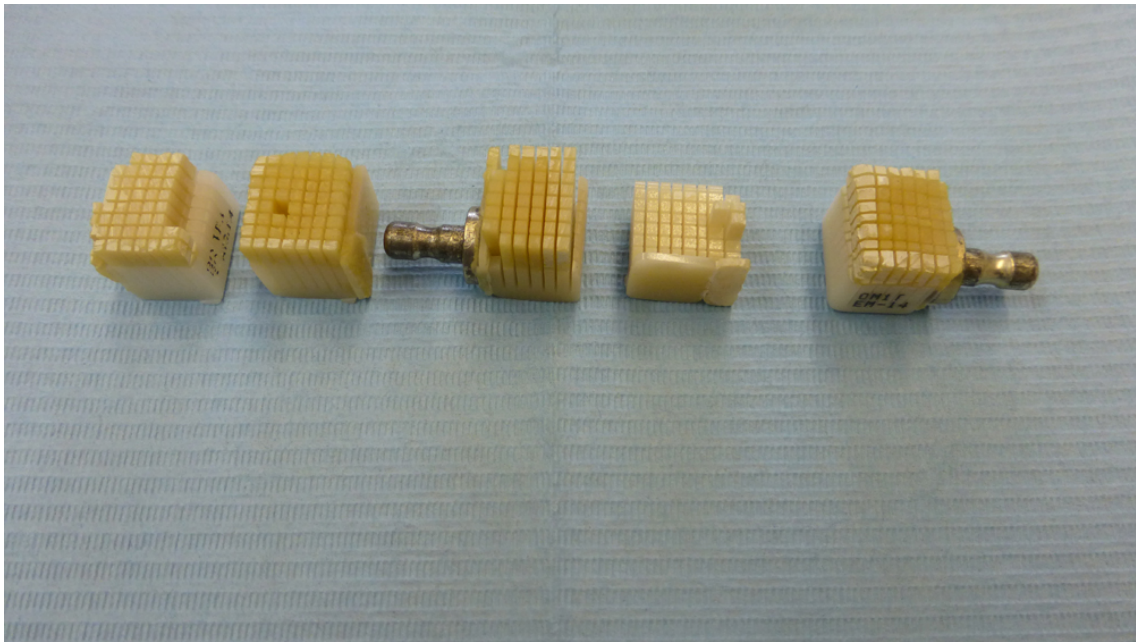


Bloque en la máquina de corte, una vez ya finalizado.

3.2.7. TERMOCICLADO

Los bloques fueron almacenados en agua destilada a 37 grados centígrados durante 48 horas.

Una vez ya conseguidos los prismas los sometimos a termociclado 1.000 ciclos con cambios de temperatura de 5 a 55 °C con un intervalo de 60 segundos. Hacemos el termociclado una vez hechos los cortes en el bloque para que los cambios de temperatura influyan por igual en todos los prismas.



3.2.8.OBTENCIÓN MUESTRAS, NOMENCLATURA Y COORDENADAS

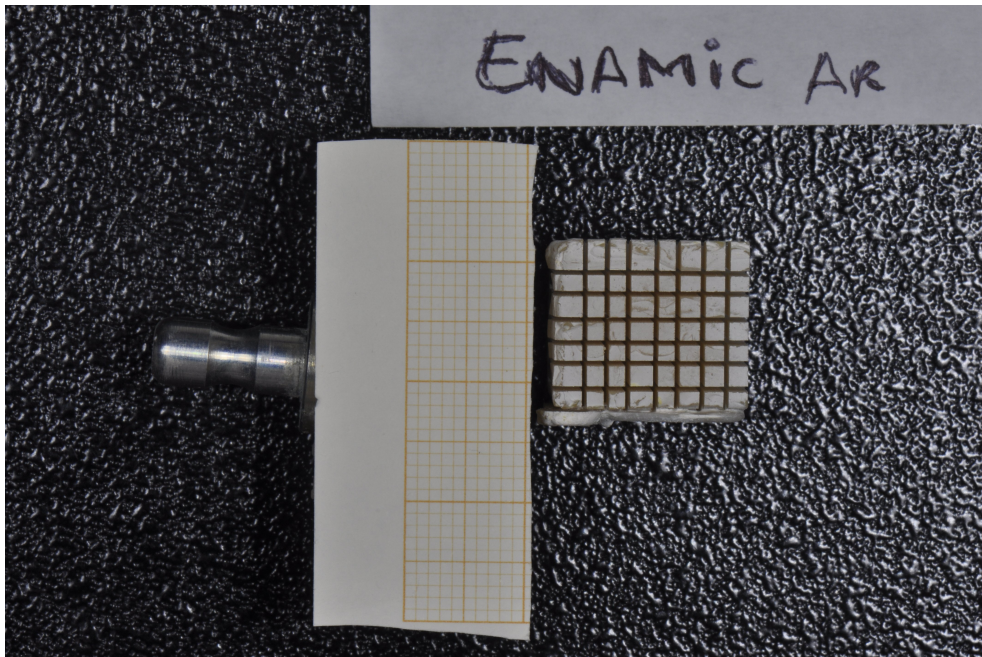
Se separaron las probetas del bloque una vez finalizado el termociclado con un disco de diamante y la pieza de mano.



Teniendo en cuenta la contracción del material de adhesión al polimerizar, por si puede influir en el resultado, así como la superficie total adherida, a partir de ahora la llamaremos Bonded Area (BA), hicimos una cuadrícula del bloque teniendo dos coordenadas letras y números para situar la probeta dentro del bloque.

Tabla 8. Toma de registros

	A	B	C	D	E	F	G	H
1	A1	B1	C1	D1	E1	F1	G1	H1
2	A2	B2	C2	D2	E2	F2	G2	H2
3	A3	B3	C3	D3	E3	F3	G3	H3
4	A4	B4	C4	D4	E4	F4	G4	H4
5	A5	B5	C5	D5	E5	F4	G4	H4
6	A6	B6	C6	D6	E6	F6	G6	H6



Para la toma de registros de los pixeles y de las fuerzas obtenidas sobre una foto del bloque y con el programa de gestión de imágenes Image J, fuimos anotando los vértices de cada prisma en sentido de las agujas del reloj en una tabla Excel que detallo a continuación:

	Equinas (sentido de la reloj)										Centro General		Pmod		
	1ª		2ª		3ª		4ª		5ª		BA	Y	Módulo	Pmod	
4	A1	2416.000	1048.000	2520.000	1024.000	2520.000	1148.000	2392.000	1152.000		151264.0	2462.0	1099.0	449.2	79.3
5	A2	2404.000	1164.000	2516.000	1172.000	2516.000	1244.000	2416.000	1244.000		97208.0	2463.0	1206.0	391.5	65.1
6	A3	2408.000	1264.000	2512.000	1264.000	2512.000	1356.000	2408.000	1356.000		120336.0	2460.0	1310.0	366.1	64.7
7	A4	2408.000	1372.000	2520.000	1372.000	2520.000	1456.000	2416.000	1456.000		104720.0	2466.0	1414.0	360.5	63.7
8	A5	2392.000	1480.000	2508.000	1476.000	2508.000	1544.000	2404.000	1544.000		79952.0	2453.0	1512.0	399.2	70.5
9	A6	2384.000	1568.000	2512.000	1568.000	2508.000	1656.000	2390.000	1660.000		120412.0	2446.0	1610.0	431.1	60.0
10	B1	2528.000	1024.000	2608.000	1024.000	2604.000	1144.000	2536.000	1144.000		156464.0	2569.0	1084.0	375.5	66.3
11	B2	2536.000	1168.000	2608.000	1172.000	2612.000	1240.000	2528.000	1244.000		106656.0	2571.0	1206.0	295.5	52.2
12	B3	2528.000	1268.000	2612.000	1268.000	2608.000	1356.000	2536.000	1356.000		113024.0	2571.0	1312.0	256.3	45.3
13	B4	2532.000	1372.000	2608.000	1372.000	2608.000	1452.000	2524.000	1452.000		113168.0	2568.0	1412.0	239.6	45.8
14	B5	2528.000	1476.000	2608.000	1472.000	2604.000	1548.000	2532.000	1548.000		93680.0	2568.0	1511.0	295.5	52.2
15	B6	2536.000	1580.000	2604.000	1580.000	2604.000	1660.000	2532.000	1660.000		70200.0	2519.0	1620.0	566.3	100.0
16	C1	2640.000	1028.000	2704.000	1028.000	2704.000	1156.000	2636.000	1160.000		184872.0	2671.0	1099.0	307.8	54.4
17	C2	2636.000	1180.000	2700.000	1184.000	2704.000	1252.000	2636.000	1252.000		99512.0	2669.0	1211.0	210.5	37.2
18	C3	2636.000	1276.000	2708.000	1276.000	2704.000	1364.000	2636.000	1364.000		122144.0	2671.0	1320.0	157.0	27.7
19	C4	2636.000	1384.000	2704.000	1388.000	2704.000	1464.000	2632.000	1464.000		113672.0	2669.0	1425.0	166.4	29.4
20	C5	2632.000	1488.000	2700.000	1488.000	2704.000	1552.000	2632.000	1552.000		88740.0	2667.0	1520.0	222.5	39.3
21	C6	2632.000	1572.000	2696.000	1580.000	2700.000	1664.000	2636.000	1664.000		123344.0	2666.0	1620.0	302.7	33.5
22	D1	2732.000	1032.000	2832.000	1036.000	2828.000	1164.000	2732.000	1164.000		109056.0	2781.0	1099.0	265.2	46.8
23	D2	2732.000	1184.000	2824.000	1184.000	2828.000	1252.000	2728.000	1252.000		101784.0	2778.0	1218.0	149.7	26.4
24	D3	2728.000	1272.000	2824.000	1272.000	2824.000	1368.000	2728.000	1368.000		140360.0	2776.0	1320.0	62.0	15.9
25	D4	2732.000	1384.000	2824.000	1384.000	2828.000	1468.000	2724.000	1468.000		128512.0	2777.0	1426.0	79.4	14.0
26	D5	2728.000	1488.000	2820.000	1492.000	2820.000	1556.000	2724.000	1556.000		101936.0	2773.0	1523.0	169.5	29.9
27	D6	2728.000	1576.000	2820.000	1576.000	2820.000	1664.000	2724.000	1664.000		131456.0	2773.0	1620.0	263.8	46.6
28	E1	2856.000	1032.000	2928.000	1032.000	2924.000	1160.000	2852.000	1160.000		194064.0	2890.0	1096.0	273.4	48.3
29	E2	2852.000	1184.000	2920.000	1184.000	2920.000	1256.000	2852.000	1256.000		107568.0	2886.0	1220.0	154.6	27.3
30	E3	2852.000	1276.000	2920.000	1276.000	2920.000	1360.000	2848.000	1364.000		134056.0	2885.0	1319.0	75.2	13.3
31	E4	2848.000	1388.000	2920.000	1388.000	2920.000	1464.000	2848.000	1468.000		119536.0	2884.0	1427.0	90.2	15.9
32	E5	2890.000	1480.000	2924.000	1480.000	2920.000	1552.000	2836.000	1548.000		142408.0	2892.5	1515.0	169.2	29.9
33	E6	2836.000	1568.000	2916.000	1568.000	2916.000	1656.000	2836.000	1632.000		96832.0	2876.0	1606.0	250.8	44.3
34	F1	2940.000	1020.000	3032.000	1020.000	3028.000	1102.000	2932.000	1156.000		213706.0	2996.5	1054.3	296.5	62.3
35	F2	2932.000	1172.000	3032.000	1180.000	3028.000	1248.000	2932.000	1248.000		118480.0	2981.0	1212.0	217.5	38.4
36	F3	2932.000	1284.000	3028.000	1272.000	3028.000	1356.000	2936.000	1356.000		134532.0	2981.0	1311.0	165.5	39.2
37	F4	2936.000	1376.000	3028.000	1376.000	3032.000	1460.000	2928.000	1460.000		137048.0	2981.0	1418.0	168.4	29.7
38	F5	2928.000	1480.000	3028.000	1480.000	3028.000	1548.000	2928.000	1552.000		112408.0	2978.0	1515.0	218.8	38.6
39	F6	2928.000	1584.000	3028.000	1584.000	3028.000	1664.000	2928.000	1664.000		106400.0	2978.0	1614.0	297.0	52.4
40	G1	3048.000	1024.000	3144.000	1024.000	3144.000	1160.000	3044.000	1156.000		216832.0	3095.0	1091.0	385.5	67.7
41	G2	3044.000	1180.000	3136.000	1180.000	3136.000	1248.000	3044.000	1248.000		109752.0	3090.0	1214.0	305.1	53.9
42	G3	3044.000	1284.000	3136.000	1284.000	3136.000	1368.000	3044.000	1364.000		161884.0	3090.0	1315.0	271.4	47.9
43	G4	3044.000	1376.000	3136.000	1376.000	3136.000	1464.000	3036.000	1464.000		147888.0	3088.0	1420.0	271.9	48.0

Esta tabla nos va a dar unos valores PMod que es la distancia al centro del prisma, que nos servirá a la hora del estudio, para poder comparar muestras de PMod similar.

Dentro de nuestro estudio hay dos fuentes de variabilidad:

1- Según el área de la muestra varían los MPa en sentido descendente. A menor superficie(S) mayor resultado aparente. Ya que a mayor superficie, existe mayor probabilidad de que haya un defecto de adhesión. Toda fractura se produce a partir de un defecto adhesivo o cohesivo, a mayor superficie mayor probabilidad de hallar defectos.

Si todas son iguales la T solo se afecta por el área.

Se mide la distancia a la línea de regresión para comparar un material con otro. El que está mas por encima de la línea de regresión mayor resistencia.

2- Según la posición del prisma dentro del bloque de cerámica. La contracción del cemento es tridimensional. Para solventar las diferencias, hacemos una foto y con el Photoshop anotar los pixeles en el sentido de las agujas del reloj.

Para comparar con otros materiales vamos a hacerlo por partes comparando grupos de Pmod similares haciendo grupo centro, lateral y extremos. Es decir compararemos los materiales entre sí, pero siempre respetando su posición dentro del bloque para que las condiciones sean las mismas.

Hacemos una línea de regresión para todos los materiales y todas las superficies. Lo que se derivan de la línea es lo que diferencia cada punto.

3.2.9. MONTAJE EN SOPORTE

Una vez obtenida la probeta, el prisma de cerámica y composite, correctamente medido y posicionado, lo pegamos a la plataforma metálica que hace de soporte para poder posicionar la probeta en la máquina de ensayo. Fue pegado cianoacrilato en gel en los extremos para poderlo someter al ensayo de tracción.

La plataforma metálica que utilizamos está personalizada, tiene una ranura central en forma de cuña que permite asentar la muestra correctamente, y sin moverse.

La zona media queda libre y es donde situamos la interfase de unión cerámica-cemento-composite.

Durante la adhesión de la muestra a la plataforma metálica es conveniente vigilar el cianoacrilato, la densidad del mismo, pues si llega a la interfase podría interferir en los resultados.

Con sumo cuidado lo extendimos únicamente en los extremos más distales.

Esperamos 48 horas desde el montaje al ensayo para asegurarnos del buen fraguado del mismo.



3.2.10. ENSAYO

La probeta montada en la plataforma metálica la situamos en la máquina de ensayo de tracción.

Programada a una velocidad de 0,5 mm/seg y a una distancia de 2cm se activa el ensayo con el ordenador desde el programa y se activa desde el mismo.

Se pulsaba la puesta en marcha del ensayo y aparecía la gráfica tensión-deformación hasta la ruptura por la unión entre la cerámica y la resina compuesta.

Fueron realizados los ensayos para cada una de todas las probetas de todos los grupos, en igualdad de condiciones y de cada uno se obtuvo un valor numérico en unidades Newton y una gráfica del mismo.

Los datos en Newton, luego fueron convertidos a Mega Pascales que es la unidad de medida con la que trabajamos en el estudio estadístico.

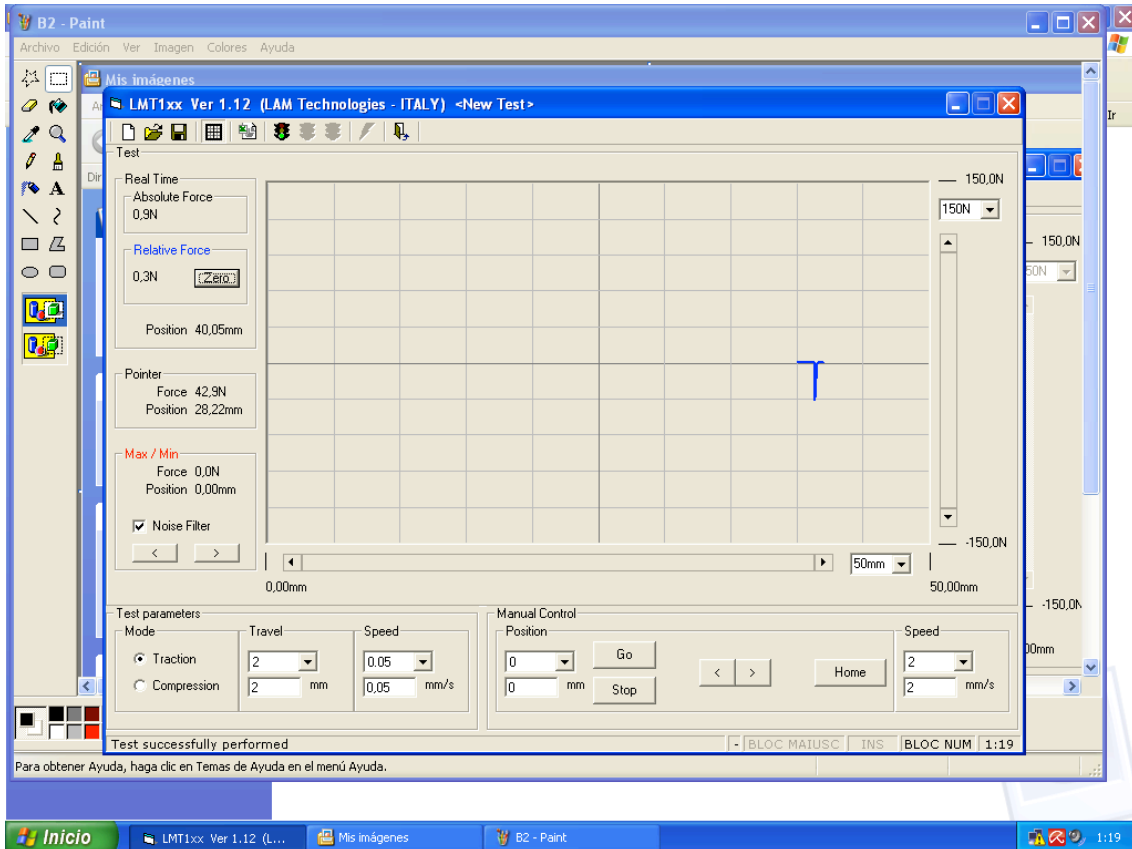
Cada vez que tenía lugar la ruptura de la muestra, esta era retirada del bloque de tracción de la máquina de ensayos mecánicos, y se estudiaba en punto de fractura. Anotando el tipo de fallo.

Fueron valoradas las distintas características morfológicas y cualitativas de tipo de fractura de la muestra.

Tras cada fractura fueron aproximadas las mordazas de la máquina para el siguiente ensayo de tracción, de forma que la distancia entre ambos extremos es siempre igual al empezar cada ensayo.

Las plataformas metálicas sólo se pueden insertar en la máquina de tracción a una determinada distancia, pues lleva dos orificios que es desde donde se ejerce la tracción controlada.





Cada gráfica se copiaba y guardaba con el sistema de procesamiento de imágenes Paint con el nombre de la coordenada de la probeta, dentro de una carpeta con el nombre del bloque al que pertenece la probeta.

Tabla 9. Recogida de resultados. Ceramica-tratamiento de superficie

prisma	base	altura	Newton	Mpa	Modo de fractura
A1					
A2					

Tabla 10. Tipos de fractura.

	tipos de fractura	de numero
fractura adhesiva	f.mixta	1
	f.composite	2
Fractura cohesiva	f.ceramica	3
	pegamento en platina	4

El tipo de fractura era observado con una magnificación óptica 10x , determinado a que grupo pertenecía según el fallo observado.

3.2.12. ESTUDIO ESTADÍSTICO

La muestra para la investigación está constituida por 438 unidades de ensayo de 3 materiales de restauración diferentes.

Dentro de cada material, los especímenes han sido tratados según 4 protocolos diferentes: arenado, ácido fluorhídrico, arenado+ácido o controles sin tratamiento.

Las dimensiones de las piezas fueron medidas y calculada el área de adhesión (BA).

Seguidamente se sometieron a un ensayo de tracción y se registró la fuerza en Newton a la que se produce la fractura.

Se calculó la fuerza por unidad de área (N/mm^2), esto es, megapascales Mpa.

La fuerza de resistencia hasta la fractura en Mpa es la variable respuesta primaria de la investigación.

Una segunda variable respuesta es el tipo de fractura producida: adhesiva o cohesiva, diferenciando a su vez si se localiza en el composite o en el material de restauración.

VARIABLES COMO EL ÁREA DE ADHESIÓN (BA) O LA DISTANCIA AL CENTRO DE LA ESTRUCTURA (P_{MOD}) EJERCEN EL ROL DE INDEPENDIENTES Y SERÁN UTILIZADAS COMO MEDIDAS DE CONTROL PARA ESTIMAR EL VERDADERO EFECTO DEL MATERIAL Y EL TRATAMIENTO SOBRE FUERZA Y TIPO DE FRACTURA.

El **análisis descriptivo** proporciona los estadísticos más relevantes para las variables de análisis.

Las continuas (fuerza, área BA y distancia pmod) se describen en términos de media, desviación estándar, rango y mediana.

Para las categorías (material de restauración, tratamiento y tipo de fractura) se aportan las frecuencias absolutas y relativas.

El **análisis inferencial** tiene por objeto determinar si existen diferencias significativas en la fuerza de adhesión y tipo de fractura según tipo de material de restauración y tratamiento.

La normalidad de las medidas continuas se ha contrastado mediante test de Kolmogorov-Smirnov y la homogeneidad de varianzas mediante la prueba de Levene. En ambos casos se han observado ciertas desviaciones de las hipótesis; pero dado que la muestra es de tamaño muy grande (438) y los grupos son bastante equilibrados en tamaño, se opta por un enfoque de análisis paramétrico.

Se desarrolla un modelo lineal general de análisis de varianza (ANOVA) de dos vías, para la variable dependiente BA y con factores entre-sujetos tipo de material de restauración y tratamiento. Con este modelo se demuestra que la superficie media depende de los grupos específicos de pertenencia del espécimen.

La relación entre Fuerza y superficie BA se estudia mediante modelos de regresión no lineal de diversa estructura: logarítmica, inversa, raíz inversa y potencia, cuantificando la calidad del ajuste mediante valor del R^2 . Se seleccionará el modelo inverso según este criterio de bondad

de ajuste para calcular los residuos y trabajar con esta nueva medida de la Fuerza, neutralizando así el efecto de la superficie.

Un nuevo modelo lineal general de análisis de varianza (ANOVA) de dos vías, para la variable dependiente Residuo y con factores entre-sujetos tipo de material de restauración y tratamiento, se estima para evaluar los distintos efectos principales, además de la interacción. Las comparaciones múltiples de Bonferroni fueron utilizadas para comparar los promedios del residuo en diferentes niveles de los factores.

Para evaluar la influencia de la distancia pmod al centro de la estructura sobre las asociaciones anteriores se estima un modelo lineal general de tipo ANCOVA o análisis de la covarianza, con covariable la distancia pmod. Se evalúan los efectos principales y las interacciones dobles y triples del modelo. Para una interpretación gráfica de los resultados más clara, se re-estimaré el modelo con intervalos de pmod.

Se ha estimado un modelo de regresión logística para la variable respuesta tipo de fractura. El objetivo de este análisis es identificar si el material de restauración o el tratamiento explican la probabilidad de una fractura de tipo cohesivo. Se obtienen estimaciones de los coeficientes y del OR ajustado, con intervalos de confianza al 95%, a partir de un modelo completo. Se obtiene R^2 de Nagelkerke y test de Hosmer-Lemeshow para evaluar la bondad de ajuste.

El *nivel de significatividad* empleado en los análisis ha sido el 5% ($\alpha=0.05$)¹.

¹Cualquier p-valor menor a 0.05 es indicativo de una relación estadísticamente significativa. Por contra, un p-valor mayor o igual a 0.05 indica ausencia de relación.

Para el test F del modelo de análisis de varianza, con un nivel de significatividad del 5% y considerando un tamaño del efecto de 0,25 (moderado), la potencia alcanzada es 0,95 en una muestra como la actual (n=438).

4. RESULTADOS Y DESARROLLO ARGUMENTAL

4. RESULTADOS

Una vez recogidos los datos correspondientes de los ensayos de tracción sobre la máquina de tracción Luers LAM Tecnologies LMT 100 con el fin de valorar la capacidad de unión a la tracción entre los distintos materiales de restauración CAD/CAM y la resina compuesta, tras condiciones reproducibles y similares a las condiciones orales, elaborados por un único operador, éstos arrojaron los siguientes resultados:

4.1. MUESTRA

La muestra para la investigación está constituida por 438 especímenes o unidades de ensayo de 3 materiales de restauración CAD/CAM diferentes:

T11.- GRUPO MATERIALES

	N	%
Total	438	100,0%
VITABLOCK	119	27,2%
LAVA ULTIMATE	171	39,0%
ENAMIC	148	33,8%

Dentro de cada material de restauración, los especímenes fueron tratados según 4 protocolos diferentes: arenado, ácido fluorhídrico, arenado+ácido o controles sin tratamiento.

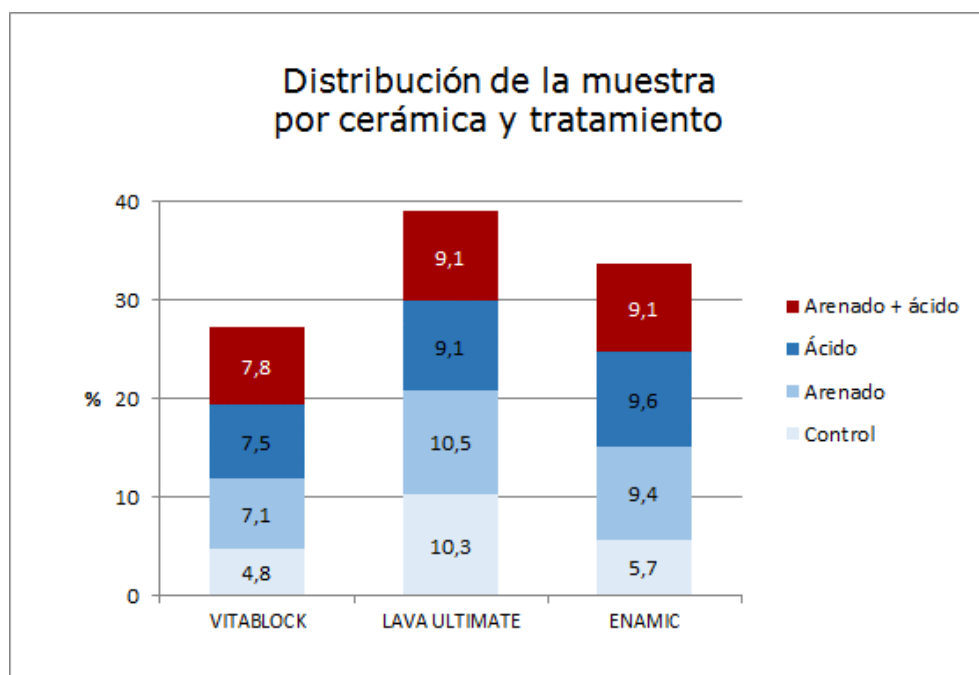
La distribución marginal de las piezas por material y tratamiento se resume en la tabla siguiente T12.

Por ejemplo, dentro de las 119 unidades de material VITABLOCK, 21 no recibieron ningún tratamiento, 31 arenado, 33 ácido y 34 arenado+ácido.

T12.- TRATAMIENTO según MATERIAL

	Material de restauración							
	Total		VITABLOC K		LAVA ULTIMATE		ENAMIC	
	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	438	100,0%	119	27,2%	171	39,0%	148	33,8%
Control	91	20,8%	21	4,8%	45	10,3%	25	5,7%
Arenado	118	26,9%	31	7,1%	46	10,5%	41	9,4%
Ácido fluorhídrico	115	26,3%	33	7,5%	40	9,1%	42	9,6%
Arenado + Ac.fl.	114	26,0%	34	7,8%	40	9,1%	40	9,1%

Gráficamente:



Las dimensiones de las piezas fueron medidas y se calculó el área de adhesión (BA). Seguidamente fue sometido a un ensayo de tracción y se ha registrado la fuerza en Newton a la que se produce la fractura. Se calculó la fuerza por unidad de área (N/mm^2), esto es, megapascales Mpa. La fuerza de resistencia hasta la fractura en Mpa es la variable respuesta primaria de la investigación.

Una segunda variable respuesta es el tipo de fractura producida, adhesiva o cohesiva, diferenciando a su vez si se localiza en el composite o en el material de restauración.

VARIABLES COMO EL ÁREA DE ADHESIÓN (BA) O LA DISTANCIA AL CENTRO DE LA ESTRUCTURA (P_{MOD}) EJERCEN EL ROL DE INDEPENDIENTES Y SERÁN UTILIZADAS COMO MEDIDAS DE CONTROL PARA ESTIMAR EL VERDADERO EFECTO DEL MATERIAL Y EL TRATAMIENTO SOBRE FUERZA Y TIPO DE FRACTURA.

4.2. RESULTADOS

4.2.1. Homogeneidad de los grupos

Cada espécimen presenta unas características propias en lo que respecta a superficie de pegado BA y distancia al centro Pmod. Los primeros análisis estudian la homogeneidad de los distintos grupos de cerámica y material en relación a estas características.

BA

Según los artículos del Dr. Macorra, las variaciones de BA son determinantes sobre la fuerza de resistencia, de tal manera que los ejemplares más grandes pueden presentar, con mayor probabilidad, un defecto y precipitar la rotura. Si los grupos de materiales no son homogéneos en BA, las conclusiones extraídas pueden ser poco fiables.

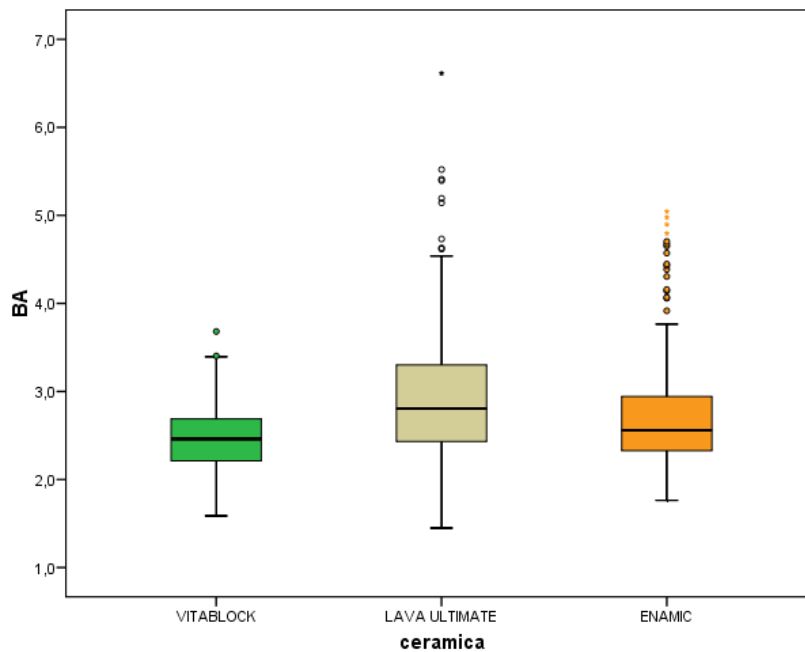
La tabla T13 muestra la descriptiva de BA por material cerámico:

T13.- BA (BONDED AREA mm²) según MATERIAL

	cerámica			
	Total	VITAB LOCK	LAVA ULTIM ATE	ENAMI C
N	438	119	171	148
Media	2,76	2,46	2,97	2,76
Desviación típica	,74	,39	,84	,75
Mínimo	1,45	1,59	1,45	1,76
Máximo	6,61	3,68	6,61	5,04
Mediana	2,60	2,46	2,81	2,56

El grupo de LAVA presenta una mayor BA media ($2,97 \pm 0,84 \text{ mm}^2$), por encima de ENAMIC ($2,76 \pm 0,75 \text{ mm}^2$) y, especialmente, de VITABLOCK ($2,46 \pm 0,39 \text{ mm}^2$).

Las diferencias son todavía apreciables en términos de medianas; aunque no tan grandes, lo que sugiere que puede existir una bolsa de piezas con superficies extremas. Se propone explorar la distribución completa de valores de superficie a través de un gráfico box-plot:



El grupo VITABLOCK concentra especímenes con una variabilidad relativamente reducida de área. El grueso de ENAMIC se concentra en un rango comparable al de VITABLOCK; pero existen numerosos ejemplares con áreas atípicas o extremadamente grandes. En LAVA los ejemplares se distribuyen en unos rangos de áreas marcadamente más grandes.

Se estimará un modelo de análisis de la varianza ANOVA para concluir sobre la homogeneidad o no de la superficie media según tipo de material de restauración.

Mediante test de Kolmogorov-Smirnov se ha comprobado que sólo VITABLOCK cumple estrictamente el ajuste a una distribución normal

($p=0,200$), no así los otros dos grupos ($p<0,05$). No obstante, el tamaño muestral en cada grupo es extremadamente grande ($n=119, 171$ y 148 respectivamente) y las desviaciones no tienen mayor influencia en una técnica robusta como es el modelo lineal general.

El resultado del ANOVA es que existen diferencias significativas en la superficie BA media de los 3 grupos de materiales de restauración CAD/CAM ($F=17,9, p<0,001$). Las comparaciones post-hoc de Tamhane matizan que las piezas de VITABLOCK son significativamente más pequeñas que las de los otros 2 grupos ($p<0,001$) y que las de LAVA y ENAMIC pueden considerarse homogéneas, aun por escaso margen ($p=0,064$). La tendencia a la heterogeneidad es tan grande que, razonablemente, admitimos que los ejemplares de uno y otro grupo tienen medidas distintas.

La conclusión, a nivel estadístico, es que ***la superficie BA debe funcionar como variable de control en el análisis, para conocer la verdadera diferencia en la resistencia de los materiales.***

Se ha explorado también la homogeneidad de la BA dentro de los diferentes tratamientos, mediante un modelo ANOVA de dos factores tratamiento y cerámica. Los resultados apuntan en el mismo sentido:

- Hay diferencias significativas de superficie media debida al tratamiento ($p<0,001$).
- De hecho, estas diferencias dependen específicamente del grupo cerámico (interacción $p<0,001$). En la tabla T4C del Apéndice se lee que los controles de VITABLOCK son los más grandes dentro

de esta cerámica; pero en los otros grupos LAVA y ENAMIC son, precisamente, los de tamaño más pequeño.

- Este sub-análisis no hace sino confirmar la necesidad de utilizar la BA como variable de control.

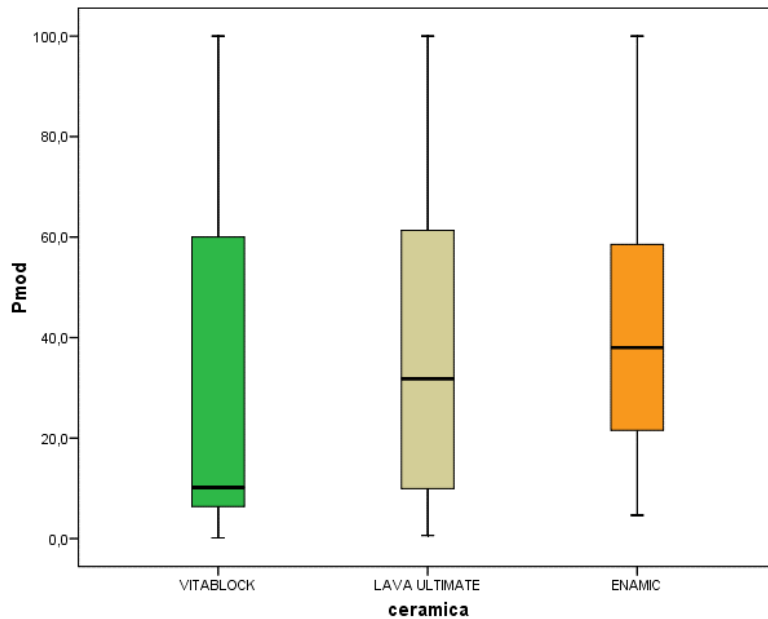
PMOD

Una estrategia similar puede desarrollarse para la variable Pmod. La tabla Tabla 14 muestra que, dentro de una elevada dispersión, los valores Pmod de los especímenes VITABLOCK es notablemente inferior a los de los otros grupos:

T14.- PMOD (DISTANCIA AL CENTRO %) según MATERIAL

	Material de restauración CAD/CAM			
	Total	VITABLOCK	LAVA ULTIMATE	ENAMIC
N	438	119	171	148
Media	37,62	31,92	38,09	41,65
Desviación típica	28,66	32,90	29,18	23,35
Mínimo	,15	,15	,63	4,66
Máximo	100,00	100,00	100,00	100,00
Mediana	31,40	10,16	31,82	38,00

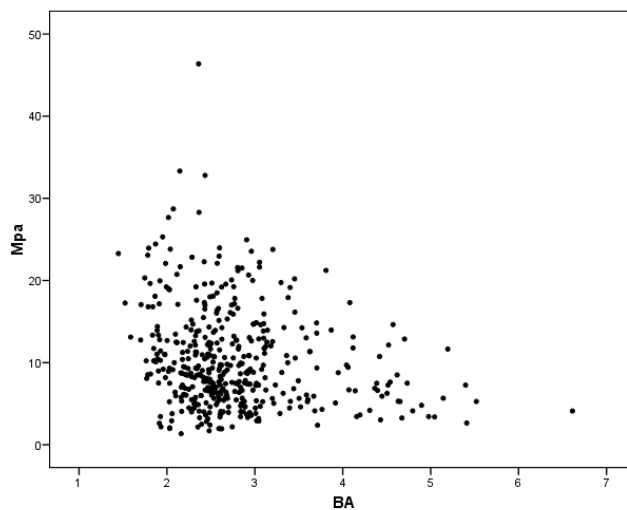
El gráfico box-plot ratifica esta impresión:



El rango de valores es similar, como es razonable por la estructura de la rejilla; pero con VITABLOCK la mitad de la muestra dista menos de 10 unidades del centro. El modelo ANOVA también revela diferencias significativas de Pmod por grupo de material de restauración.

4.2.2. Relación entre Fuerza y superficie BA

Las tablas T5, T5b y T5c del Apéndice describen la fuerza en Nw para los diferentes grupos de material de restauración y de tratamiento. La siguiente serie T6, T6b y T6c describe la fuerza relativizada por unidad de área, es decir, en Mpa. Si con esta transformación hubiera desaparecido la influencia del área sería esperar una independencia de la nube de puntos de fuerza frente a BA, es decir, el valor de Mpa integra toda la información relevante procedente de BA. El resultado es, sin embargo:



La influencia de BA todavía existe. A mayor área del espécimen, la fuerza de fractura es menor. La probabilidad de rotura aumenta conforme lo hace el tamaño de la pieza.

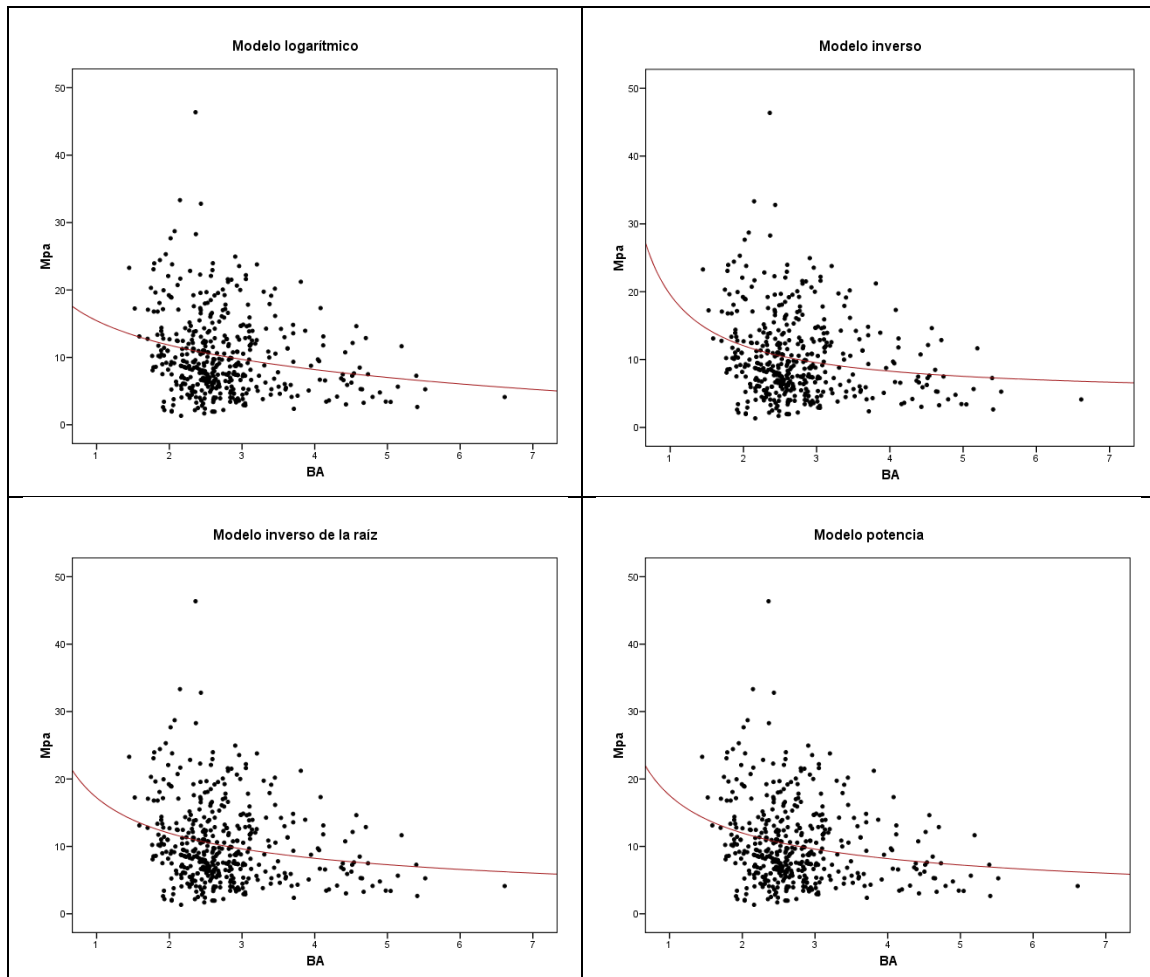
Se estudia a continuación la ecuación de ajuste ideal. La distribución observada sugiere una relación de tipo no lineal; ya que la fuerza cae con mayor intensidad en valores bajos de BA; pero luego se modera conforme se incrementa BA.

Mediante el procedimiento de regresión no lineal se trata de encontrar la función que mejor se ajusta a la relación entre Mpa y BA. Los modelos logarítmico, inverso, inverso de la raíz y potencia proporcionan los siguientes resultados:

Tabla 15- Ecuaciones de ajuste de regresión no lineal para diferentes modelos: Estimación de coeficientes, valor de R² y p-valor de nulidad de R²

	Ecuación	R²	p-valor
Logarítmico	MPA = 15,45 - 5,23 LN(BA)	0,044	<0,001***
Inverso	MPA = 4,52 + 15,05 / BA	0,048	<0,001***
Raíz inverso	MPA = -0,76 + 17,96 / \sqrt{BA}	0,046	<0,001***
Potencia	MPA = 17,55 BA ^{-0,55}	0,046	<0,001***

Es decir, los 4 modelos estimados presentan una calidad de ajuste similar ($r=0,20-0,22$), lo que se interpretaría como una relación de intensidad débil; aunque estadísticamente significativa, motivado también por el gran tamaño de la muestra. Obsérvese la representación gráfica de las 4 líneas de ajuste:



Las curvas se estabilizan rápidamente a partir de 1,5 mm² de BA. Es para superficies más pequeñas donde la influencia sobre los Mpa es más evidente.

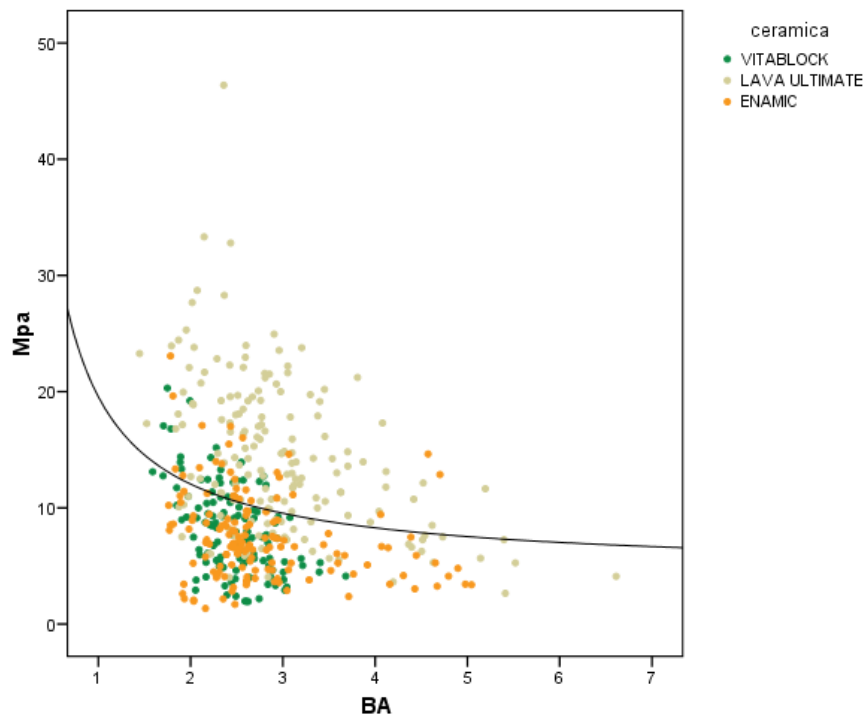
Esta conclusión coincide también con los hallazgos del Dr. Macorra cuyo rango de valores posibles para BA es más pequeño ($<1,3 \text{ mm}^2$) y, por tanto, en sus gráficos es más visible el ajuste no lineal.

Cualquiera de los 4 modelos puede ser seleccionado como óptimo; ya que proporcionan un ajuste parecido. Se elige el modelo inverso, simplemente, por obtener el R^2 más alto (=0,048).

Hasta el momento, se ha demostrado que la Fuerza se relaciona con el inverso de la superficie BA (apartado actual) y que los distintos grupos de material de restauración exhiben diferentes superficies medias

4.2.3. Efecto del tipo de cerámica y tratamiento sobre la Fuerza

El siguiente gráfico representa el ajuste óptimo con el modelo inverso previamente definido y, adicionalmente, se han diferenciado las unidades según el tipo de material de restauración:



Las impresiones que se derivan del mismo son importantes:

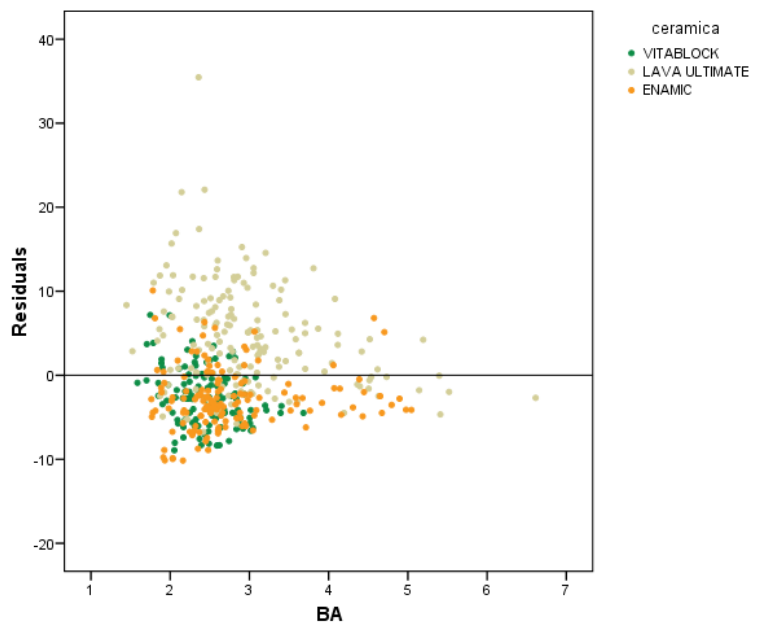
- En primer lugar, los especímenes de VITABLOCK tienden a ocupar exclusivamente la zona izquierda del plano, correspondiente a áreas más pequeñas. ENAMIC y, sobretudo, LAVA son los materiales cuyos ejemplares tienen áreas más grandes. Este resultado ya se estudió en el apartado 4.2.1. e imposibilita comparar directamente la resistencia medida en el ensayo.

- Incluso para un valor fijo de BA, los resultados de Mpa que exhiben los diferentes materiales cerámicos parecen bastante diferentes: La resistencia de LAVA se evidencia superior a la de los otros grupos. La línea del ajuste del modelo inverso parece simplemente el promedio entre una curva teórica más alta para LAVA y unas curvas a nivel más bajo para los otros materiales.
- Otro hecho que ilustra el gráfico anterior es que la curva que relaciona Mpa con BA en el grupo LAVA tiene una pendiente notablemente más grande en el intervalo de baja-media BA. En estos especímenes, el impacto de un área un poco mayor es muy grande sobre la probabilidad de la fractura.

En definitiva, la variabilidad de la resistencia en Mpa que ofrecen las piezas tiene su origen en una serie de causas:

- i. Debida a las diferencias en BA*
- ii. Debida al material y tratamiento aplicado*
- iii. Debida a la distancia al centro de la estructura Pmod*
- iv. Debida a la variabilidad intrínseca de los especímenes (no todas las piezas en idénticas condiciones de los factores anteriores van a soportar exactamente la misma fuerza).*

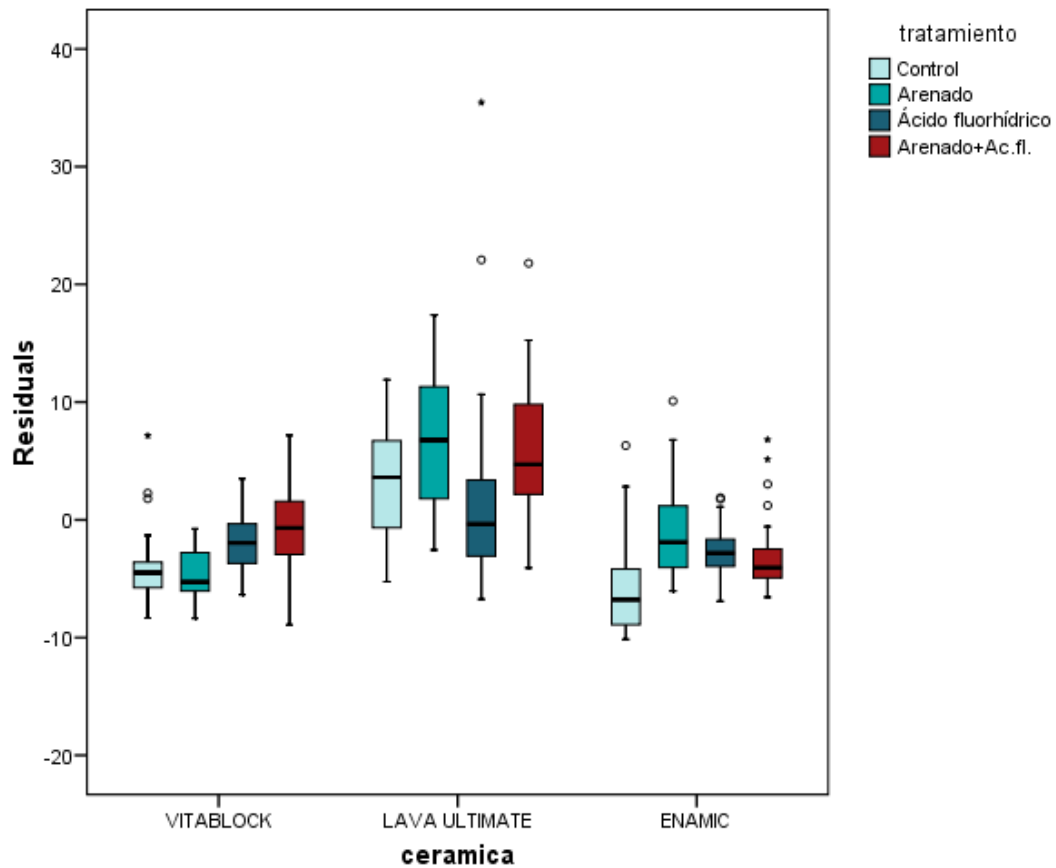
Para eliminar el efecto confusor de la primera fuente de variación, las diferencias en BA, se calculan los residuos del modelo de regresión anterior. Son las distancias entre el valor real de Mpa y el pronosticado por la ecuación en base a su BA. Esos residuos o distancias representan la verdadera Fuerza una vez neutralizado el efecto que la distinta superficie tiene sobre aquélla.



Los residuos se representan en un gráfico de dispersión, con línea de referencia a 0 Mpa, que sería la situación para un ajuste idealmente perfecto. Persiste un alejamiento de la línea de referencia, porque el ajuste era bastante discutible; pero en términos generales, la dependencia del residuo respecto a la BA se ha reducido.

Un residuo positivo se interpreta como un valor de Fuerza superior al predicho por el modelo en base a la BA de la pieza. Un residuo negativo se interpreta como un valor de Fuerza inferior al predicho por el modelo en base a la BA de la pieza.

El siguiente box-plot presenta la distribución de valores de los residuos de los diferentes materiales de restauración y tratamientos:



La impresión puramente descriptiva es que los elementos de material LAVA exhiben resistencias más altas que las de los otros dos materiales de restauración; aunque también la variabilidad es superior.

La tabla siguiente describe con mayor exactitud los índices descriptivos correspondientes a los residuos:

T16.- RESIDUOS (Mpa) según MATERIAL Y TRATAMIENTO

	Materiales de restauración CAD/CAM											
	VITABLOCK				LAVA ULTIMATE				ENAMIC			
	tratamiento				tratamiento				tratamiento			
	Con trol	Are nad o	Ácido fluor hídri co	Aren ado+ Ac.fl.	Cont rol	Aren ado	Ácido fluor hídri co	Aren ado+ Ac.fl.	Con trol	Aren ado	Ácido fluorh ídrico	Aren ado+ Ac.fl.
N	21	31	33	34	45	46	40	40	25	41	42	40
Med ia	- 3,76	- 4,75	-1,71	-1,10	3,20	6,66	1,41	5,78	- 5,77	-,80	-2,68	-3,21
Des v.típ	3,68	2,12	2,44	3,82	4,53	5,55	7,72	5,42	4,36	3,79	2,09	2,96
Míni mo	- 8,34	- 8,36	-6,35	-8,93	-5,27	-2,56	-6,73	-4,08	- 10,1 5	-6,05	-6,92	-6,57
Máx imo	7,14	-,76	3,50	7,18	11,9 0	17,4 0	35,46	21,7 9	6,31	10,1 0	1,87	6,82
Med iana	- 4,48	- 5,28	-1,96	-,69	3,61	6,79	-,35	4,71	- 6,78	-1,91	-2,82	-4,06

Se estima un modelo ANOVA para comparar el valor medio del residuo en los diferentes grupos de material, tratamiento e interacción:

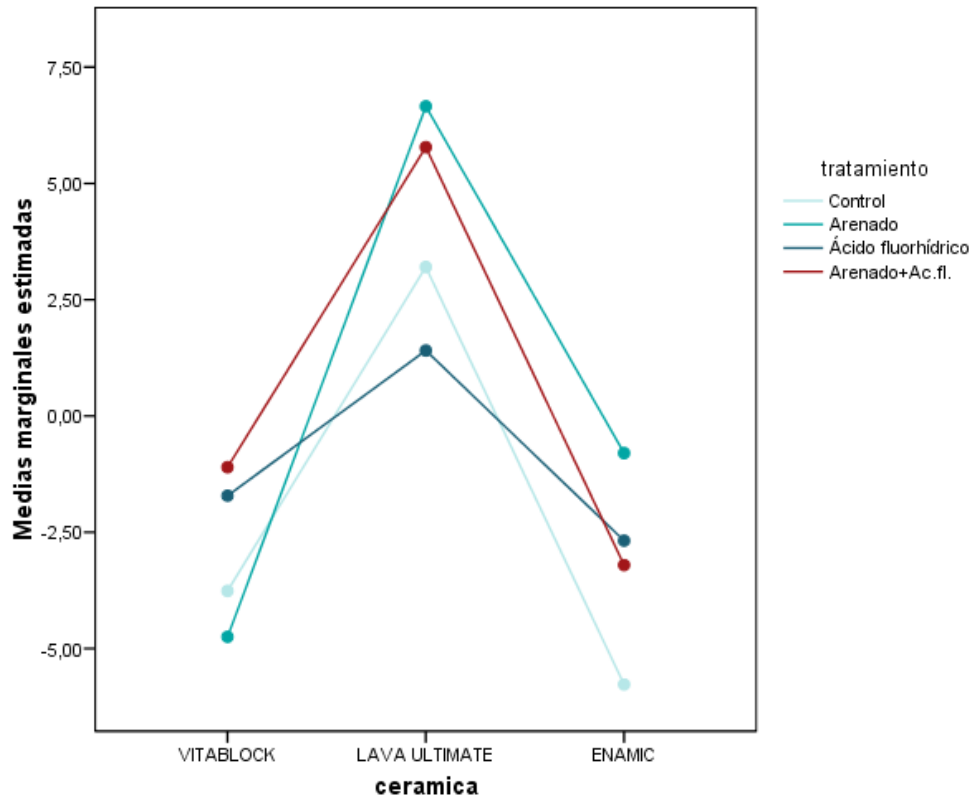
Tabla 17.- ANOVA de dos vías: Resultados de los test de efectos entre-sujetos para variable dependiente Residuo

	p-valor
Material	<0,001 ***
Tratamiento	<0,001 ***
Material x Tratamiento	<0,001 ***

***p<0,001; **p<=0,01; *p<0,05;

- Existe un efecto material (F=136,6, p<0,001), es decir, no todos los materiales de restauración soportan la misma tensión para una superficie fija.
- Existe también un efecto tratamiento (F=7,40, p<0,001), esto es, el tratamiento influye significativamente sobre la fuerza de ruptura.
- Por último, lo más importante, el efecto del material no es similar para cualquier tratamiento o, recíprocamente, el del tratamiento no es igual para cualquier tipo de cerámica. Existe una interacción significativa (F=7,51, p<0,001).

Para entender la interacción y el resultado de las pruebas post-hoc de Bonferroni, se recomienda estudiar el siguiente gráfico de líneas, que muestra las medias de los residuos:



- En el grupo VITABLOCK, el arenado+ácido proporciona una resistencia significativamente superior al arenado ($p=0,006$). El ácido solo de por sí, ya es superior significativamente al arenado ($p=0,039$). No existe diferencia significativa entre ningún otro par de grupos.
- En el grupo LAVA, el arenado se erige como el grupo que más adhiere frente a ácido ($p<0,001$) y a control ($p=0,001$). También el arenado+ácido es superior al ácido solo ($p<0,001$) y al control ($p=0,047$).

- En el grupo ENAMIC, la situación vuelve a ser diferente. El arenado es significativamente superior al control ($p < 0,001$). No lo es respecto al arenado+ácido; pero sí exhibe una fuerte tendencia ($p = 0,090$). El tratamiento con ácido es también significativamente superior al control ($p = 0,036$).

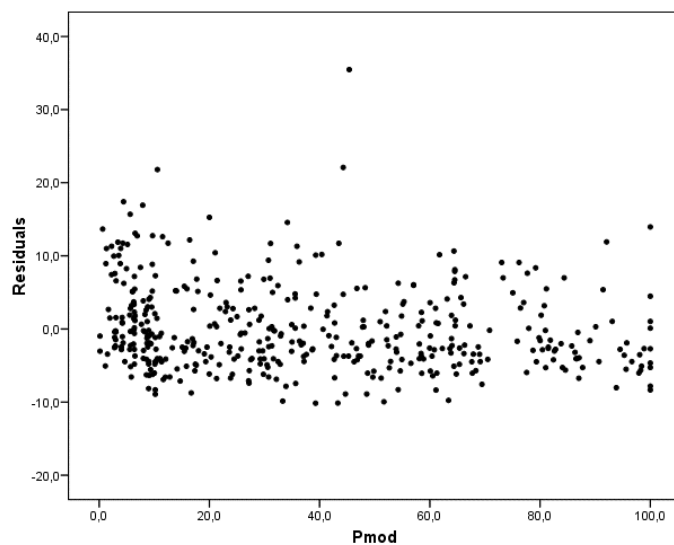
En resumen, no es posible concluir que un tratamiento es el mejor independientemente del tipo de material.

La misma interpretación podría hacerse intercambiando el orden de los factores:

- Si no se aplica ningún tratamiento, LAVA es significativamente mejor que VITABLOCK y ENAMIC ($p < 0,001$); pero no hay diferencias entre estos dos últimos.
- Si se aplica arenado, hay diferencias entre cualesquiera dos de los tres materiales ($p < 0,001$). El más resistente LAVA, seguido de ENAMIC y finalmente VITABLOCK.
- Si se aplica ácido, la situación es similar a la del control. Mejor rendimiento de LAVA frente a VITABLOCK ($p = 0,009$) y respecto a ENAMIC ($p < 0,001$). Sin diferencias entre los dos últimos.
- Si se aplica arenado+ácido, la ventaja de LAVA sobre los otros dos vuelve a maximizarse ($p < 0,001$), también con VITABLOCK y ENAMIC homogéneos.

4.2.4. Efecto del tipo de material y tratamiento sobre la Fuerza corregido por Pmod

Se estudia, a continuación, la posible influencia de la distancia al centro Pmod sobre los resultados anteriores. Previo al análisis por tipo de material y tratamiento, se visualiza la relación entre Fuerza y Pmod en el total de la muestra. Más concretamente, la relación entre los residuos previamente definidos y el Pmod; ya que de esta manera se está sustrayendo la influencia del área BA sobre los Mpa:



La primera impresión es que la correlación es escasa, como así se deduce de la estimación del coeficiente de correlación de Pearson ($r = -0,165$, $p < 0,001$).

En efecto, se trata de una asociación de magnitud débil; pero estadísticamente significativa (no olvidemos que está estimada sobre una cantidad ingente de muestra).

La relación es inversa, esto es, a mayor distancia Pmod, menor es la resistencia soportada.

Como consecuencia de este resultado y, teniendo en cuenta que la Pmod media es variable por tipo de cerámica (apartado 3.1), cobra

máxima importancia estimar un modelo estadístico más complejo que incluya como covariable la distancia Pmod.

Se ha estimado un modelo de análisis de la covarianza (ANCOVA) para evaluar la influencia del tipo de material y tratamiento sobre la fuerza (residuos), con covariable o variable de control la Pmod.

Tabla 18. Análisis de la covarianza (ANCOVA): Resultados de los test de efectos entre-sujetos y covariable Pmod para variable dependiente Residuo

	p- valor
Material	<0,001 ***
Tratamiento	0,020 *
Material x Tratamiento	x 0,057
Pmod	0,438
Material x Pmod	0,346
Tratamiento x Pmod	0,461
Material x Tratamiento x Pmod	x 0,057

***p<0,001; **p<=0,01; *p<0,05;

Se mantienen los efectos del material y el tratamiento, previamente comentados; pero la interacción entre ambos no alcanza ahora la significatividad estadística (p=0,057). La razón estriba en que la diferente Pmod que ocupan las piezas ha corregido esa asociación y, de

hecho, la condiciona casi a nivel significativo ($p=0,057$ en interacción triple).

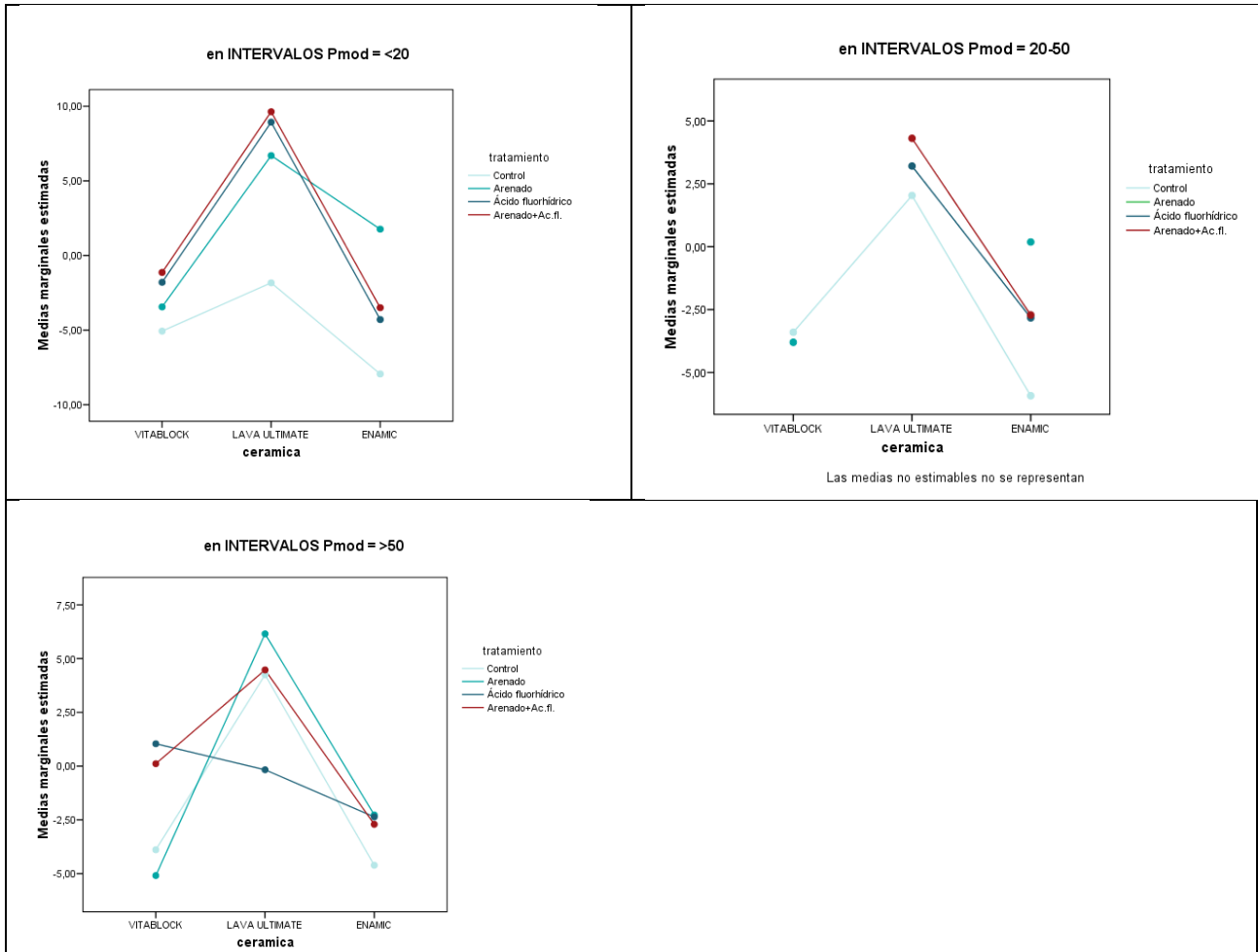
- En el grupo VITABLOCK, la influencia del tratamiento se relaja considerablemente hasta el punto que ya no se encuentran diferencias significativas entre tratamientos ($p>0,05$, Bonferroni).
- En el grupo LAVA, el arenado sigue siendo significativamente superior al control ($p=0,015$) y prácticamente también al ácido ($p=0,066$). Sin embargo, ya no se percibe ventaja del arenado+ácido respecto al ácido o al control.
- En el grupo ENAMIC, el arenado es significativamente superior al control ($p<0,001$). El resto de relaciones se han relajado hasta superar el umbral de la irrelevancia estadística.

Para entender mejor el efecto correctivo de Pmod sobre las relaciones anteriores, se segmenta la muestra en 3 intervalos balanceados de distancia:

T19.- INTERVALOS DISTANCIA PMOD

	N	%
Total	438	100,0%
<20	160	36,5%
20-50	133	30,4%
>50	145	33,1%

Se ha re-estimado el modelo ANCOVA, sustituyéndolo por un ANOVA con 3 factores (cerámica, tratamiento e intervalos de Pmod). El resultado es similar al anterior, con tendencias igualmente remarcables en las interacciones. Pero permite visualizar las relaciones más claramente para distintos grados de distancia al centro:



La comparación más interesante es la de las situaciones en grados más dispares de Pmod; ya que para distancias moderadas (20-50) hay algunas combinaciones tipo material de restauración -tratamiento de superficie que no presentan piezas y no es posible estimar la media. Dada la relación lineal entre Pmod y residuos (primer gráfico de la página 20), es de suponer que en ese intervalo medio de Pmod el comportamiento sería promedio respecto a los de los dos intervalos extremos.

- Con VITABLOCK y a distancias próximas al centro de la estructura los 4 tipos de tratamiento exhiben una gran homogeneidad.

A distancias grandes, el ácido y arenado+ácidos empiezan a ofrecer prestaciones más interesantes que arenados y controles.

- Con LAVA y distancias próximas al centro, los 3 grupos test resisten más que el control.

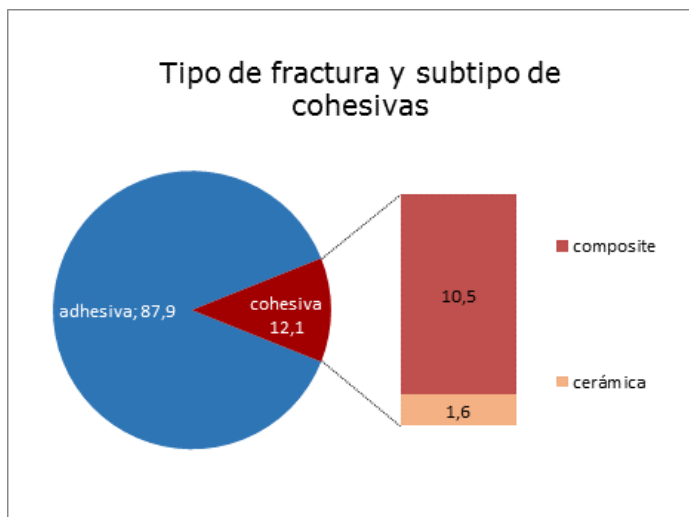
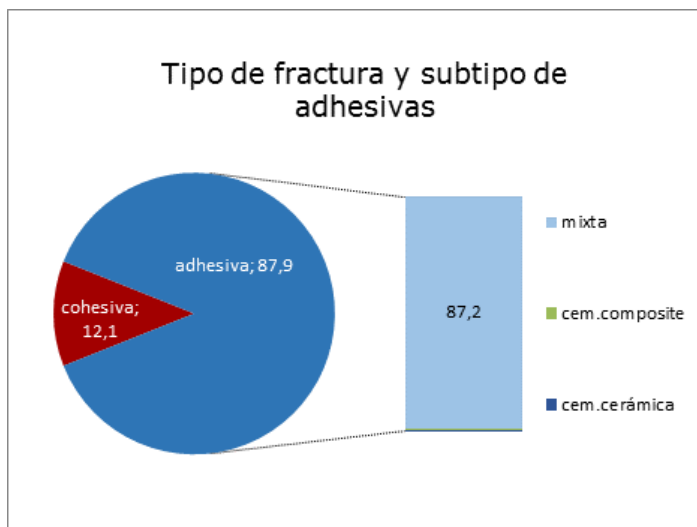
A distancias grandes, el ácido pierde esta propiedad convirtiéndose en un material peor que los otros 3.

- Con ENAMIC y a distancias próximas al centro, arenado es superior al ácido y a la combinación arenado+ácido. Cualquiera de las tres exhibe mejores resultados que el control.

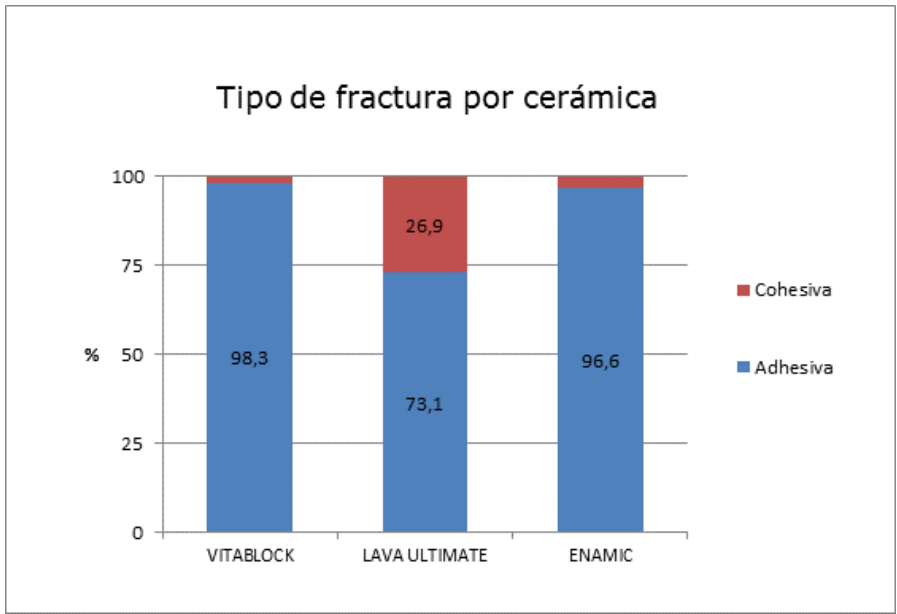
A distancias grandes, los tres tratamientos de ENAMIC y el control exhiben un patrón mucho más homogéneo.

4.2.5. Efecto del tipo de material y tratamiento sobre el tipo de fractura

Durante la investigación se registró también información sobre el **tipo de fractura** producido durante el ensayo de fuerza. La mayoría de fracturas son de tipo mixto (87,2%), con un peso relativo también destacado de las cohesivas en composite (10,5%). Los siguientes gráficos representan la distribución completa de tipologías registradas y por subtipos:

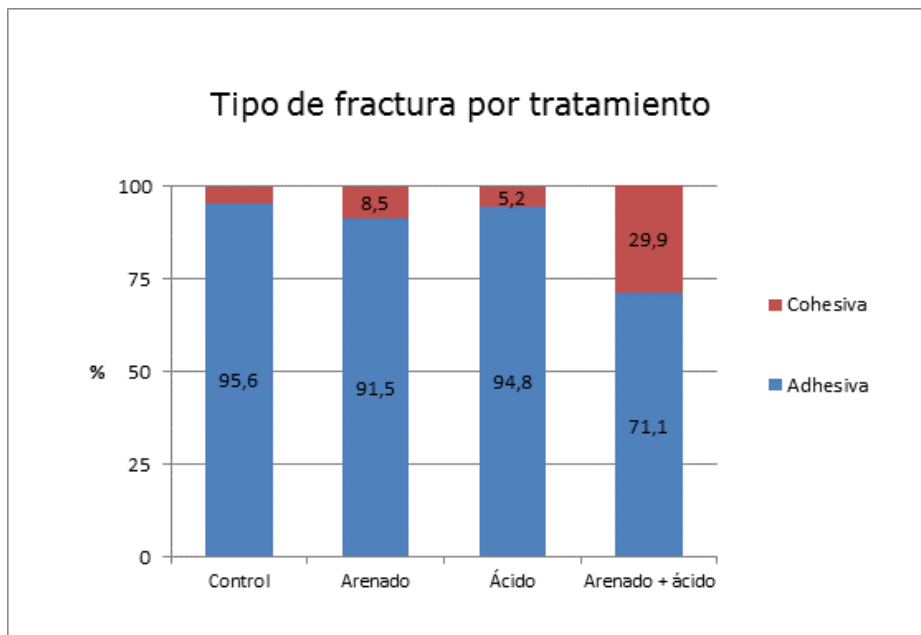


Las tablas T8 a T8C del Anexo 2 permiten leer bajo qué condiciones de tratamiento y cerámica han concurrido los diferentes tipos de fractura; pero básicamente se tiene:



Parece bastante evidente que las fracturas cohesivas sólo son representativas en el grupo de piezas de LAVA ULTIMATE (hasta un 27%).

Respecto a los tratamientos, también se observa una fuerte concentración en el segmento del arenado+ácido:



Mediante la estimación del correspondiente modelo estadístico, se aporta valor científico a este tipo de impresiones descriptivas.

Se estimará un modelo de regresión binaria logística con variable dependiente 'Tipo de fractura' e independientes cerámica y tratamiento. La idea es determinar si estos factores independientes tienen algún efecto sobre la probabilidad de un tipo concreto de fractura.

La fractura cohesiva, la más excepcional, será asumida como el evento de estudio, es decir, el modelo permitirá interpretar qué tipos de material y/o tratamiento modifican la probabilidad de que se produzca una ruptura cohesiva.

Tabla 20.- Análisis de regresión logística binaria para variable dependiente Tipo de fractura según Material y Tratamiento.

	B	E.T.	Wal	gl	Sig.	OR	I.C.	95,0%
			d				para OR	
							Infer	Superi
							ior	or
Material					<0,00			
					1***			
LAVA	3,749	,771	23,6	1	<0,00	42,4	9,370	192,48
			38		1***	69		8
ENAMIC	,783	,860	,830	1	,362	2,18	,406	11,805
						9		
Tratamiento					<0,00			
					1***			
ARENADO	,999	,629	2,52	1	,112	2,71	,791	9,323
			2			6		
ÁCIDO	,544	,681	,638	1	,425	1,72	,453	6,546
						3		
ARENADO+ÁCID	3,144	,607	26,7	1	<0,00	23,1	7,054	76,293
O			92		1***	98		
Constante	-1,513	,441	11,7	1	,001	,220		
			83					

Se observa que tanto el material de restauración como la clase de tratamiento inciden significativamente en la probabilidad de que se produzca una fractura cohesiva (p<0,001).

- El material LAVA incrementa significativamente (p<0,001) la probabilidad de fractura cohesiva respecto a VITABLOCK, considerado en el análisis como de referencia. Exactamente se ha estimado un odds ratio OR=42,4, o lo que es igual, una pieza LAVA multiplica por 42,4 el riesgo de ruptura cohesiva frente a una VITABLOCK.

Sin embargo, no hay diferencias entre ENAMIC y VITABLOCK (OR=2,19; p=0,362).

- El tratamiento con arenado+ácido incrementa significativamente (p<0,001) también el riesgo de fractura cohesiva respecto a control. El riesgo se multiplica por un factor igual a 23,2.

Sin embargo, no hay diferencias con el ácido respecto al control (p=0,425), ni con el arenado respecto al control (p=0,112). En este último caso, al menos, se observa una cierta tendencia. Puesto que OR=2,72 para arenado, se interpreta que el riesgo de fractura cohesiva sube respecto a control; aunque el p-valor (p=0,112) no alcanza el umbral de la significancia.

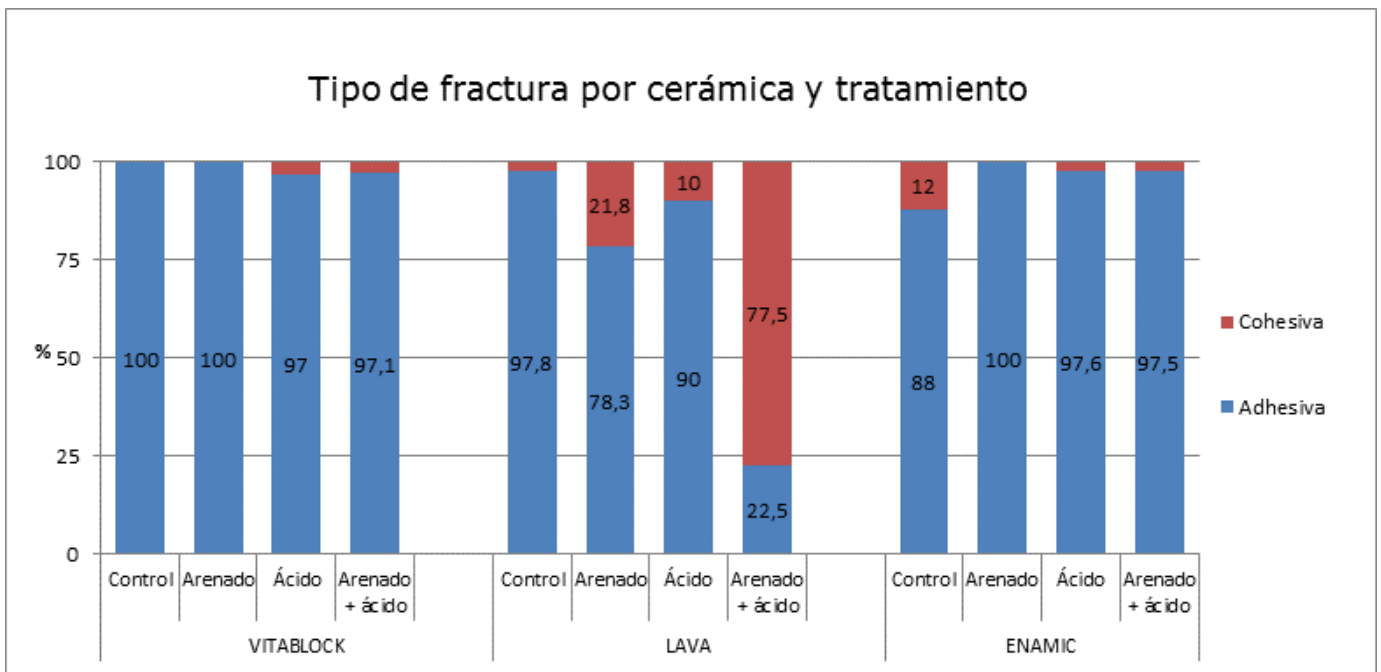
- La ecuación del modelo logit podría escribirse como

$$\frac{p}{1-p} = 0,22 \cdot 42,4^{LAVA} \cdot 2,2^{ENAMIC} \cdot 2,7^{ARENADO} \cdot 1,7^{ACIDO} \cdot 23,2^{ARE+ACI}$$

Donde p=probabilidad de fractura cohesiva; LAVA, ENAMIC, ARENADO, ACIDO, ARE+ACI valen 1 si la pieza pertenece a este material/tratamiento y 0 en otro caso.

- Una última pregunta sería plantearse *si existe interacción entre ambos factores* (material y tratamiento). Es decir, el material LAVA es un factor de riesgo para un evento cohesivo; pero ¿lo es para cualquier tipo de tratamiento? Recíprocamente, el tratamiento arenado+ácido favorece los fallos cohesivos; pero ¿lo hacen en la misma medida para todo tipo de materiales cerámicos?

La respuesta a estas cuestiones es difícil desde el punto de vista de la estimación numérica; ya que en muchas combinaciones de cerámica x tratamiento no se cuenta ni una sola pieza donde se haya producido el evento, lo que imposibilita los cálculos del modelo. No obstante, la descriptiva proporciona una buena aproximación a esta cuestión:



La existencia de interacción es bastante clara. Un material de LAVA siempre tiene más casos de fractura cohesiva; pero no en la misma magnitud sino que depende del tipo de tratamiento. Por ejemplo, hasta un 77,5% de las fracturas de LAVA+arenado+ácido son de tipo cohesivo. Se trata de una combinación de claro efecto potenciador de este tipo de fallo. Este tratamiento con ENAMIC o VITABLOCK apenas registra fallos cohesivos.

Vemos que LAVA con sólo arenado también provoca un 21,8% de fracturas cohesivas, más que ENAMIC y VITABLOCK con el mismo tratamiento; pero con una diferencia relativa mucho menor que para el caso del arenado+ácido (ésta es verdaderamente la explicación del fenómeno de la interacción).

LAVA con ácido sigue provocando más fracturas cohesivas (10%); pero en mucha menor medida. Incluso ENAMIC+ control provoca más fallos de este tipo (12%) que cualquier otro.

Respecto a la bondad de ajuste del modelo, se ha obtenido $R^2=0,44$, es decir, el 44% de toda la variabilidad o incertidumbre asociada al tipo de fractura que se puede producir puede explicarse por el material cerámico y por el tipo de tratamiento. Es una explicabilidad ajustada, es decir, aunque son aspectos que influyen de forma relevante, no bastan por sí solos para predecir qué tipo de rotura se va a desencadenar. Obsérvese la tabla siguiente, que contrasta tipos real de ruptura con los que predice

Tabla de clasificación

Observado		Pronosticado		
		FRACRE		Porcentaje correcto
		Adhesiva	Cohesiva	
Observado	Adhesiva	376	9	97,7
	Cohesiva	22	31	58,5
Porcentaje global				92,9

El modelo ha pronosticado correctamente el tipo de fractura en un 92,9% de los casos (cifra bastante elevada).

De las realmente adhesivas, se realizó una predicción correcta en el 97,7% de los casos.

De las realmente cohesivas, sólo se predijeron correctamente el 58,5%.

Si consideramos como evento de referencia (uno de ellos, el menos frecuente) la fractura cohesiva, diríamos que el modelo tiene una sensibilidad (capacidad para detectar cohesivas) del 58,5% y una especificidad (capacidad para detectar adhesivas) del 97,7%.

En definitiva, es un modelo con dificultades importantes para anticiparse a las cohesivas; pero raras veces se equivoca en lo que respecta a las adhesivas.

4.3.DISCUSIÓN:

4.3.DISCUSIÓN:

Cuando procedemos a un estudio de investigación, lo más complicado es saber cómo y con qué vamos a poder resolver nuestro problema inicial, es decir la hipótesis nula.

A pesar de haber una gran cantidad de ensayos de microtracción, el proceso no está totalmente protocolizado, y vemos como diferentes investigadores usan distintos métodos o materiales.

Así pues, en la discusión del método veremos cómo y porque nuestro trabajo lo hemos desarrollado de la siguiente manera.

Lo ideal sería poder estandarizar criterios y desarrollar protocolos de investigación donde minimizar las variables. Pero también perderíamos datos, derivados de esas variables, que si no son tenidos en cuenta nunca se podrían descubrir.

En la discusión de los resultados, se compara los datos obtenidos de nuestro trabajo con lo obtenido en otros estudios y finalmente llegaremos a unas conclusiones.

4.3.1. Discusión del método

4.3.1. Discusión del método

4.3.1.1. Desarrollo del modelo experimental

4.3.1.1.1. El ensayo de microtracción

El primer ensayo de microtracción registrado para el estudio de comportamiento biomecánico es el de Okuno que estudió la aleación metálica reforzada. Seguidamente se usaron test de microtensión para el estudio del colágeno, de la fibra de elastina en molares izquierdos de porcino, válvulas aórticas, cartílago articular y hueso cortical.

Sano fue el primero en introducir los ensayos de microtracción en odontología para medir la resistencia y módulo de elasticidad de la dentina y de la dentina desmineralizada.

Desde entonces, han sido muchos los autores ^{3,4,11,12,13,39,47,52,54,75,76,91,94,95,104,153,157,159,160,172,175,177,194,209,212,213,243} que han realizado ensayos de microtracción .

Nuestra tesis es un ensayo de microtracción sobre materiales restauradores nuevos en el mercado que aún no han sido ampliamente estudiados.

Así pues, abrimos una línea de investigación, que creemos necesaria, para valorar uno de los mayores problemas de las restauraciones adhesivas como es la descementación.

La resistencia de la unión en microtracción se calcula como la carga de tracción en la rotura dividida por el área de la sección transversal de la interfaz de la zona de unión.

Los datos serán representativos si en el informe de estado, la tensión uniaxial se produce con el esfuerzo de tracción máximo presente y hay una distribución homogénea de la fuerza en la región de la zona de unión de la sección transversal más pequeña .

Por lo tanto , si las condiciones experimentales son constantes, se espera que los resultados de μ TBS para material de restauración A unido a substrato B , en laboratorios diferentes estuvieran de acuerdo.

Se ha elevado tanto la frecuencia de realización de ensayos de este tipo, los métodos están llenos de variables y los parámetros que han sido empleados por los diferentes laboratorios de todo el mundo no son los mismos; que esto da como resultado, datos fuerza de unión, que difícilmente se puede comparar entre los estudios.

La estandarización del método es difícil en el campo de la investigación.

Los ensayos de microtracción ofrecen valores más altos que los de macrotracción debido a la disminución de concentración de defectos en el área de cementado.

μ SBS y μ TBS han abocado en un método de mapping y permiten un mayor número de muestras en un mismo diente.

Así pues se desperdicia menos diente, o menos material, ya que con un mismo bloque de cerámica o de material de restauración como es nuestro caso, obtenemos un gran número de muestras.

Las muestras más pequeñas son más fuertes que las grandes debido a una menor probabilidad de haber un defecto alineado en el zona de fractura relativa a la fuerza aplicada.

La ecuación de Griffith indica que hay más variables que influyen en la adhesión diente y adhesivos dentales.

$$\sigma_c = \left(\frac{2\gamma_s E}{\pi c} \right)^{1/2}$$

E= el modulo elástico

y= la energía superficial por unidad de área

Co =el tamaño de crack inicial

Así pues podríamos considerar las siguientes ventajas de los ensayos de microtracción ^{181,182} a la hora de elegir este tipo de ensayo, es que nos permiten:

1. Conservación del diente, o menos desperdicio de material a estudiar
2. Evaluación regional de la tensión
3. Evaluación del efecto del grosor de dentina remanente
4. Evaluación de la variabilidad intra e inter- dientes
5. Evaluación de la fuerza de adhesión según la pared de la cavidad
6. Evaluación de la fuerza de adhesión a la dentina intrarradicular
7. Nos permite la evaluación de los efectos derivados del estrés provocado por la contracción de polimerización
8. Carga más uniforme puede ser posible debido a la menor presencia de fuerzas de flexión, con relación a ensayos de tracción convencional, debido al método de agarre alternativo.
9. Menos fallos cohesivos en sustratos

10. Fuerzas de unión son más altas que aquellas medidas de ensayos de tracción y resistencia al cizallamiento convencionales debido al aumento del número de defectos en el sustrato o en la interfaz de unión
11. Se pueden realizar diseños adicionales de investigación para tener en cuenta la dependencia de los dientes, tales como, múltiples superficies dentro de una cavidad , diversos sustratos dentro de un diente, por las pruebas de durabilidad de almacenamiento acuosa
12. Envejecimiento ambiental acelerado es factible por el almacenamiento acuoso debido a las distancias cortas de difusión
13. Posibilita evaluar superficies muy pequeñas cuando sea necesario
14. Puede minimizar el efecto de cizalla por tracción cuando se experimenta con una región relativamente plana del diente y no ha sido preparada la superficie, por ejemplo, el esmalte sin fresar
15. El microscopio de barrido "SEM fractography" se puede realizar fácilmente para determinar el modo de fallo.
16. Clínicamente las restauraciones recuperadas pueden ser evaluados
17. Concluyentes a un examen exhaustivo del problema de investigación, como por ejemplo, los estudios mecánicos, morfológicos y químicos sobre una misma muestra

Por otro lado, las limitaciones de un ensayo de tracción^{181,182}son las siguientes:

1. Mano de obra intensiva , técnicamente exigentes
2. Difícil de medir fuerza por debajo de determinados valores (<5MPa)
3. Especímenes se deshidratan fácilmente
4. Especímenes fácilmente son dañados
5. Especímenes una vez fracturados se pueden perder o dañar al quitar de los dispositivos de sujeción activos que utilizan el pegamento
6. Difíciles de fabricar con la geometría consistente, acabado superficial y envejecimiento sin ayuda de equipos especiales
7. Existe falta de consenso para la puesta en marcha de la prueba , la presentación de informes de fallos antes de la prueba y fracturas fuera de la región de prueba designada de la muestra (aplicable a todas las pruebas de resistencia de la unión dental)
Los fallos de las muestras durante la elaboración o durante el termociclado no se registran, y son datos a tener en cuenta. Pues la experimentación, y por tanto la fuerza de unión, solo se realiza sobre muestras que han sobrevivido al termociclado y a la manipulación del operador.

La probeta para poder ser sometida a nuestro ensayo de microtracción necesita de un soporte metálico diseñado para la máquina de ensayos que ha sido utilizada en la experimentación. La probeta requiere de una fijación al soporte, y ésta es proporcionada por el cianocacrilato en gel Ceys.

El uso de adhesivo cianoacrilato para la fijación en los ensayos tiene ventajas pero también presenta sus limitaciones ^{231,232}:

1. Se producen cargas no estáticas a la muestra durante la polimerización pegamento
2. Los efectos sobre la distribución de la carga depende de la geometría de la muestra
3. Se requiere algún grado de secado espécimen para la fijación
4. Componentes del pegamento pueden entrar en contacto con la interfaz del espécimen durante la aplicación
5. El pegamento puede poseer la fuerza de unión inadecuada , lo que lleva a repetir las pruebas o una incapacidad para probar
6. Pueden ocurrir fracturas cerca o en la unión de pegamento, y no en la región de prueba
7. Las colas se deforman antes de la ruptura debido al relativamente bajo módulo de Young
8. Pérdida de tiempo ya que precisa de un tiempo para su cuidadosa colocación, y esperar al fraguado completo. En nuestro caso esperábamos 48 horas, para cerciorarnos de su secado.
9. Difícil de quitar especímenes fracturados de dispositivo sin daño o pérdida de la muestra
10. Difícil de quitar el pegamento restante del dispositivo en la preparación para la próxima prueba a no ser que se utilice el disolvente (acetona)
11. Es necesario un tamaño mínimo del sustrato para la aplicación de pegamento.

4.3.1.1.2. La forma geométrica de la muestra y diseño de la probeta

El primer diseño de muestra para ensayo de microtracción, de ahora en adelante μ TBS, propuesta por Sano et al. era la forma de reloj de arena.

Fue diseñada una muesca afilada en la forma de reloj de arena para concentrar tensiones donde se encuentra la interfaz de unión adhesiva, evitando la fractura indeseable de los adherentes cerca del pegamento.²¹⁶

Varios tipos de especímenes fueron diseñados posteriormente y se pueden clasificar como: reloj de arena, losa (rectangular), palo (cuadrado) y geometrías con mancuernas. Las secciones de estos tipos descritos, en su sección, da formas transversales en su sección que son o cuadrada, rectangular o redonda.

La geometría de la muestra tiene una influencia significativa en la homogeneidad de la tensión y si las concentraciones de tensión no pueden evitarse por completo, deben ser minimizados por lo menos.

La concentración de tensiones y el patrón en las muestras de reloj de arena es muy diferente de la mancuerna y las muestras de palo.²³¹

La muestra de reloj de arena falla en la concentración de tensión inducida inferior en el adhesivo. El esfuerzo se concentra en o muy cerca, o en los bordes de adhesivo de la muestra de reloj de arena que indica que es probable el inicio de fracaso; se han reportado diferentes tipos de fallos para la muestra de reloj de arena, en comparación con mancuernas y palo.²³¹

Un principio básico del estudio de materiales es producir probetas consistentes.

Por ello se demuestra que además del diseño en forma de reloj de arena, hay un gran número de diseños en la literatura publicada ¹⁸², por lo tanto, se recomienda precaución en la interpretación y la comparación de resultados.²³¹

La geometría del cuello de reloj de arena debe ser cuidadosamente analizada ya que el radio de curvatura de la muesca tiene una influencia significativa en los valores de concentración de esfuerzos.

El uso de un equipo diseñado especialmente para los resultados de formación de muesca en geometrías más uniformes de tamaño consistente con potencialmente menos tensión impartida a la muestra que el recorte manual ^{192,14} Este equipo se utiliza con mayor frecuencia para preparar especímenes en forma de pesa. ¹⁴

Muestras con forma de mancuerna demuestran la concentración de tensión máxima en el radio de curvatura o "cuello" que podría llevar a fracaso en la región no calibrada durante la prueba, especialmente problemático para las pruebas de resina de esmalte.

A través de todas las fases de la fabricación de muestras, éstas deben llevarse a cabo con la base de criterios predeterminados para identificar los defectos que excluiría la muestra de la prueba.

La ampliación de visión apropiada se debe utilizar para determinar la ubicación del fallo (calibre o no de calibre) y tipo de descementado (cohesiva en sustratos, al parecer interfacial, o mixto)

Cualquier de los fallos ubicados fuera de la región de calibre deben ser tratados como datos censurados, pues no dan un valor real de la zona de unión.

Potencialmente estos puntos de datos censurados tendrían una mayor fuerza de adhesión que la resistencia de la interfase de unión y producirán sesgo si no son excluidos.

Hemos utilizado la forma de “stick” o palo porque en nuestro laboratorio disponíamos de una máquina de corte que nos permitía este tipo de especímenes. Además otros compañeros podrán así reproducir la morfología y utilizar los mismos recursos que en nuestro estudio para tener valores comparables.

Descartamos la forma de reloj de arena debido a la complejidad de reproducir esta forma en nuestro laboratorio y por los inconvenientes anteriormente mencionados.

La forma del soporte de metal, con un vacío en la zona media donde se coloca la interfase de unión, hace que el problema de que el pegamento interfiera en el ensayo no se produzca.

También y debido a la forma de cuña del soporte de metal, nos conviene una forma de la muestra de sección cuadrada para su correcto alineamiento dentro de la máquina de ensayos y disminuir, en todo lo posible, la aparición de fuerzas axiales.

Sano en 1994 ²¹⁶ ya define que existe una relación entre el área y la fuerza soportada en un ensayo de tracción. A menos área mayor resistencia.

Pashley et al 1995 ¹⁸¹ sugieren que el tamaño de los especímenes cuanto más pequeño hay una mejor distribución de las fuerzas, por lo tanto el fallo de adhesión está mas cerca a la verdadera resistencia.

Sin embargo no se han realizado estudios de análisis de estrés en los ensayos de microtracción.

Así pues, en nuestro estudio, hicimos palos de sección cuadrada moviendo, a través de un vástago milimetrado, la fresa de corte 2mm para realizar cada corte.

Por lo que, teniendo en cuenta el grosor del disco y la fragilidad del material, era un proceso viable. Cuanto más delgado y debido a la vibración durante el fresado se hacía más difícil la obtención de muestra. Tras el tallado de cada bloque debíamos limpiar bien el disco con la piedra con tal de limpiar de restos y pulir el filo del disco, para que cortara bien.

En el estudio de Phrukkanon et al ¹⁹² donde estudian especímenes cilíndricos o rectangulares, no encuentran diferencias significativas entre un modelo y otro y confirman la relación inversa entre superficie adherida y resistencia a la tracción como en el estudio de Sano.²¹⁶ Donde realmente importa el área más que la forma de dicha área.

Debido a la falta de consenso de diseño de la muestra y la relativamente alta incidencia de fallos durante el recorte, algunos laboratorios han recomendado el palo sin muesca o técnica de no

recorte. ^{181,182} Como ha sido en nuestro caso. El recorte, o hacer la muesca no es un proceso totalmente calibrado que puede dar lugar a más variables en nuestro estudio.

Los especímenes en forma de palillo son fáciles de preparar y cuando se compara con una geometría mancuerna con una región de prueba rectangular tenía fuerzas de unión similares, las concentraciones de esfuerzos y lugares de fracaso; mientras que una geometría de reloj de arena se encontró que era significativamente diferente a las geometrías de palo y con mancuernas y más sensible a los defectos introducidos durante la preparación de la muestra. ¹⁴

“Trimming” es una técnica de fresado para hacer la muesca, muy sensible e induce estrés adicional como se refleja en el número de ejemplares que había antes de la prueba, especialmente en especímenes más débiles con un comportamiento relativamente frágiles que se rompen durante este proceso. La experiencia del operador y la habilidad manual, por lo tanto, influyen en los resultados y la calidad del estudio. ²³³ Además, la acción de la fresa puede ser particularmente agresiva y se pueden aplicar fuerzas de corte irregulares.

Como no está demostrada la influencia significativa en la forma del espécimen, elegimos la forma de stick para nuestro estudio, después de esta justificación.

El espesor (<1,5 mm) de la muestra afecta a su capacidad para sobrevivir a los procedimientos de preparación para la prueba de microtensión necesarias.

Había una incidencia relativamente alta de PTF (fractura previa al ensayo) (26%) durante el recorte de la muesca de reloj de arena de especímenes de dentina para crear un 0.5 mm de ancho unión.¹⁴

Según Phrukkanon et al. , nunca se recomienda la reducción del área de sección transversal en la interfaz de unión a menos de 1,1 mm² debido a una alta tasa de fracaso pre-test observado. ¹⁹²

Esto pone en tela de juicio la definición y utilidad del término "microtracción".

La técnica de no recorte imparte menos daño acumulativo a la muestra en la zona de adhesión, trasmite fuerzas bajas de aproximadamente 5 MPa ¹⁹², por lo que la falta de fresado para realizar la muesca, de la técnica, crea una región de ensayo definido en estado de tensión uniforme.

De nuestro estudio podemos determinar que las piezas de cada material de restauración y tratamiento no son totalmente homogéneas por superficie ni por distancia al centro de la estructura, por lo que todo el análisis realizado y conclusiones siguientes atienden a esta circunstancia.

La relativización de la fuerza registrada en el ensayo al área implicada no consigue la independencia de la misma, sino que aún se observa que las piezas más grandes presentan una mayor probabilidad de fallo. La fuerza está relacionada con el inverso de la superficie, según el mejor ajuste posible.

4.3.1.1.3. Velocidad de la prueba

Un ciclo de masticación dura alrededor de 800 ms, con el movimiento de cierre que llega a durar 400ms aproximadamente.⁷⁸ Esto se traduce en más de 2000 mm/s, un valor 500 veces mayor de lo que se puede emplear en una prueba de fuerza de unión convencional.⁷⁹

Los equipos de pruebas no llegan a alcanzar fuerzas tan altas, ya que están limitados por la velocidad de carga efectiva.

Pocos estudios in vitro se han llevado a cabo para hacer frente a la influencia de la velocidad de la tracción en μ TBS^{43,80,81}

Estos estudios informaron unánimemente que no había ninguna diferencia en la fuerza de unión de microtensión en la gama de velocidades de tracción evaluadas (0,01-10,0mm / min).

Según Yamaguiche et al, los especímenes más pequeños utilizados en las pruebas de microtensión contienen un menor número de defectos internos y una distribución homogénea más relativo a las pruebas de "macro": por lo tanto, dichas muestras exhiben independencia de la velocidad de deformación lo que reduce el impacto de la velocidad en los valores de resistencia⁸¹, la equivalencia de tiempo-temperatura de material viscoelástico nos dicen que en las pruebas de muy baja o alta velocidad de la fuerza de adhesión nominales deben reflejar una sensibilidad-velocidad de deformación.

Poitevin et al. informó que cuanto menor sea la velocidad, mayor es la diferencia entre el estrés a carga máxima y el estrés a romper, sin tener

en cuenta, recomendaron 1 mm/min velocidad, un patrón en tiempo de estrés más uniforme.⁴³

Nuestro trabajo toma como referentes estándares los más utilizados por los investigadores estudiados, así pues la velocidad definida es de 0,5 mm/seg y a una distancia de 2cm. Tanto para determinar la velocidad como para los ciclos de termociclado, elaboramos una tabla Excel donde podíamos comparar en cada artículo consultado la metodología utilizada.

4.3.2. Selección de los materiales

4.3.2.1. Materiales de restauración Cad/Cam

Desde las primeras cerámicas, la evolución ha sido constante y han ido apareciendo muchas variedades tanto en la composición como en la manera de producirlas.

La primera cerámica feldespática fue introducida por Land y llegó a patentar su diseño de finas láminas de porcelana incrustadas en una matriz de lámina delgada de platino, en 1988. En 1965 McLean añade Al_2O_3 para mejorar las propiedades mecánicas y físicas de la porcelana. En 1969 está descrita la primera aplicación de zirconia y en los 90's se añade a los postes de endodoncia, implantes, aditamentos protésicos de los implantes y al núcleo de las coronas.⁶⁹

Para el estudio de laboratorio que hemos llevado a cabo, nos planteamos desde un principio trabajar sobre cerámica y materiales de restauración mixtos por sus requerimientos estéticos y su biocompatibilidad.

Hoy en día, se tiende a una odontología libre de metales, dado a los altos requerimientos estéticos por parte del paciente, a las tendencias naturistas y gracias al gran desarrollo de este tipo de materiales.

Elegimos, también, que el material de restauración a estudiar fuera para trabajarla con tecnología CAD/CAM y que no hubieran estudios publicados.

Las razones por las que elegimos cerámicas CAD/CAM son las siguientes:

1. El estudio que desarrollamos, se basa en cerámicas CAD/CAM porque según la revisión bibliográfica el ajuste marginal es mayor que con la confección de cerámica convencional.

En un artículo de Contrepolis ⁷⁰de revisión bibliográfica se comprueba que existe mejor ajuste marginal gracias a que hay menos pasos en la fabricación, no hay impresión ni vaciado de la misma (cambios volumétricos), el técnico no tiene que poner el espaciador para el cemento, sino que el propio programa lo diseña.

A mayor ajuste marginal, menos probabilidades de disolución del cemento y de descementación.

Hay 4 factores que influyen en el ajuste marginal: una fina línea de configuración, el espacio para el cemento, la fabricación (en CAD/CAM no hay variación por la técnica de confección) y la cementación (influenciable según protocolo)

2. Según Stawarczyk ^{238,239} 2015 el operador tenía un efecto considerable en la calidad de resinas polimerizadas convencionales. Según la persona que confeccione la cerámica o la resina puede conferir distintas propiedades físicas, mecánicas y ópticas.

Con la tecnología CAD/CAM, todos los problemas derivados de la manufactura humana son solventados, siendo un proceso más exacto y reproducible.

Un único operador junto con la tecnología son los responsables de la fabricación de este tipo de restauraciones.

3. Los bloques de material de restauración CAD/CAM, vienen sinterizados de fábrica, bajo las mismas condiciones de cocción y proporciones. Y para su tallado, también es reproducible exactamente el mismo cuantas veces se desee, ya que el modelo queda grabado en la base de datos del ordenador.

Así pues, se disminuyen variables externas, que pueden influir en el resultado final de un ensayo de experimentación.

5. Hay estudios como el de Stawarczyk ²³⁸ 2015 que concluye que para las restauraciones dentales delgadas, las resinas molidas CAD/CAM mostraron una resistencia a la fractura mayor que las restauraciones de vitrocerámica.

Asimismo, como consecuencia de sus propiedades mecánicas y características de desgaste del esmalte, los materiales a base de resina ofrecen otras ventajas mayores que las cerámicas de vidrio debido a que causan menos desgaste del esmalte del antagonista.

Cada vez es mayor el uso de materiales Cad/Cam en detrimento del uso de los materiales de vitrocerámica.

Debido a todos estos factores dependientes, y a la posibilidad de producir restauraciones dentales con menores costos y tiempos de exposición al utilizar materiales CAD / CAM, se debe aclarar si estas resinas pueden preservar sus propiedades en la boca del paciente

durante un período más largo.

Esto plantea la cuestión de si estos materiales CAD / CAM se beneficiarían de formar una protección adicional en forma de un compuesto de resina o si podían ser reparadas, si es necesario.

Actualmente, se están encontrando dificultades en cuanto a la reparación duradera de restauraciones de materiales CAD / CAM.

Debido al procedimiento de polimerización estandarizado, estas resinas tienen dobles enlaces carbono-carbono, apenas suficientes sobre la superficie a la que el agente de resina de cementación se puede unir.

Los estudios sobre las fuerzas de unión entre CAD / CAM y materiales compuestos de resina han demostrado que además de la rugosidad superficial, se requiere una aplicación adicional de un sistema adhesivo.

Una ventaja del uso de materiales de restauración CAD / CAM se ve en el menor riesgo de tratamiento para reparación intraoral de restauraciones, ya que el uso de ácido fluorhídrico, indicado para el tratamiento superficial de las restauraciones de cerámica de vidrio, ya no es necesario.

Las malas propiedades estéticas de las restauraciones CAD / CAM compuestas, en comparación con las de vitrocerámica, pueden ser modificadas ya que disponemos de los métodos eficaces para la modificación estética de la restauración, después de haber sido fabricado en la fresadora.

El procedimiento es similar a las reparaciones de resina compuesta : incluye el acondicionamiento de la superficie con la abrasión transmitida por el aire de partículas , el uso de un agente de acoplamiento de silano y una resina adhesiva como agentes intermedios, seguido por la aplicación de un compuesto de resina.

En cuanto a la fuerza, en la reparación de materiales compuestos de resina envejecida, según los datos de la literatura revisada, dentro de los valores de fuerza, en ensayos de cizalla se vió que 50 bloques de resina ofrecen unos valores que van desde 10,27 hasta 43,8 MPa. ²³⁸

Su composición química incluye, además de los monómeros metacrílicos-silano o monómeros de fosfato, lo que les permite bases de metal de primera, de cerámica a base de sílice, y restauraciones de óxido de circonio. Dado que una contaminación de la superficie de aire desgastado con agua o ácido fosfórico puede ocurrir clínicamente durante un procedimiento de restauración.

Los materiales CAD/CAM elegidos para el estudio son tres y muy distintos entre sí, para comparar el efecto adhesivo de las distintas composiciones.

Son materiales de naturaleza muy dispar y queríamos saber si el comportamiento adhesivo también lo era.

Es por ello que nos decidimos a estudiar los materiales Lava Ultimate y Enamic de los cuales no hay estudios de tracción comparativos y utilizamos Vitabloc como cerámica control.

Nicolas Lebon ¹⁴⁴ ha seleccionado para su estudio el mismo tipo de materiales Vita Mark II, Lava Ultimate y Enamic. Es el suyo, un artículo publicado en el Journal of Prosthetic Dentistry en 2015. Se trata de un estudio sobre la rugosidad debida al fresado y estudia la vida media de las fresas del equipo de fresado. Así pues el desgaste de las fresas se ve influenciado por la dureza del material que talla y el tamaño del bloque.

Empezamos nuestro estudio en 2013, y durante este tiempo hemos hallado una única publicación con los mismos tipos de cerámicas que empleamos en nuestro estudio. Sin embargo, los objetivos y la metodología es distinta. Se trata de trabajos independientes y no relacionados entre sí.

Como cerámica de referencia clásica feldespática, para nuestro estudio, trabajamos con **Vitablocs Mark II** (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany).

Es una cerámica feldespática monocromática y su coeficiente de abrasión es comparable al del esmalte dental. Es recomendado para inlays, onlays, vanners, coronas anteriores y posteriores.

Esta cerámica feldespática está ahora disponible como TriLuxe y TriLuxe Forte, que están fabricados en tres colores y cuatro capas con diferente intensidad de colores respectivamente. Estos bloques multicapa nos ayudan a mejorar la estética dando un aspecto más natural.

Recientemente se ha desarrollado VITABLOCS RealLife, para

situaciones de alto compromiso estético, con un núcleo de dentina y exterior de esmalte, simulando la estructura natural del diente.

Las mismas características las muestra otro material llamado Cerec Block (Sirona, Bensheim, Germany) ²¹⁵

Tabla 21. Composición Vitablocs Mark II

Oxidos	WT%
SiO ₂	56-64
Al ₂ O ₃	20-23
Na ₂ O	6-9
K ₂ O	6-8
CaO	0.3-0.6
TiO ₂	0.0-0.1

Tabla 22. Propiedades Vitablocs Mark II

Propiedad	Unidad de medida	Valor
Coefficiente de expansión térmica	$10^{-6} K^{-1}$.	9.4 ± 0.1
Densidad	g/cm ³	2.44 ± 0.1
Módulo de flexión	MPa	154 ± 15
Módulo de Young	GPa	45±0.5
Transformacion area	°C	780-790

LAVA Ultimate es un compuesto de resina y nanocargas, llamado en el mercado dental como nanocerámica resina (RNC).

Este material contiene cargas de Nanomer y nanocluster (nanómeros sílice de diámetro de 20nm y nanómeros zirconia de diámetro 4-11nm) con un contenido total de material nanocerámica por peso, de aproximadamente 80%.

Las nanopartículas mecanizadas se tratan con un agente de acoplamiento de silano usando un método propio.

Se produce la adhesión química del silano a la superficie nanocerámica, así como a la matriz de resina.

El fabricante ha aprobado esta resina CAD/CAM para restauraciones a largo plazo.

Lava Ultimate, resumiendo, es una resina nanocerámica cuyo contenido es aproximadamente del 80 % de componentes nanocerámicos embebidos en una matriz polimérica de elevada polimerización.

Lo novedoso del material es que puede ser reparado con metacrilato de forma intraoral y extraoral. ²¹⁵

Tabla 23. Composición Lava Ultimate

Composición Lava Ultimate	
Componentes de nanocerámica (óxido de circonio y nanopartículas de dióxido de silicio)	≈ 80% matriz de polímero

Tabla 24. Propiedades físicas Lava Ultimate

Propiedades físicas Lava Ultimate	
Resistencia a la flexión biaxial (ISO 6872)	204 MPa
Módulo de flexión	12,80 MPa
Módulo de elasticidad	12,77 MPa
Resistencia a la compresión	383 MPa

Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) es un material híbrido recientemente desarrollado que combina las buenas características de la cerámica y de los composites.

Los poros en la matriz cerámica-estructura sinterizada se llenan con un material de polímero.

El porcentaje en masa es 86% en peso y 14wt% para la parte de cerámica inorgánica y la parte de polímero orgánico, respectivamente.

Esta combinación de materiales aumenta la resistencia a la fractura y mejora el manejo CAD/CAM en comparación con la cerámica tradicional, ya que aumenta la flexibilidad y disminuye la fragilidad.²¹⁵

Tabla 25. Composición de Enamic

Componentes	WT %
Polymethyl methacrylate (PMMA) CAS-No 9011-14-7	13± 2
Feldspar	87± 2
Pigments	< 0.1

Tabla 26. Resumen de las propiedades físicas y mecánicas de VITA ENAMIC

Propiedades	VITA ENAMIC
Carga de rotura estática [N] (SD)	2766 (98)
Resistencia a la flexión [MPa]	150 – 160
Módulo de elasticidad [GPa] (SD)	30 (2)
Abrasión [μm]	En el rango de la cerámica de recubrimiento Mark II Cerámica de recubrimiento
Módulo de Weibull	20
Dureza [GPa]	2,5
Estabilidad cromática	Muy buena, $\Delta E < 2$
Mecanizabilidad, estabilidad de los ángulos	Muy buena
Tiempos de fresado en modo rápido, con MC XL	Inlay: 4:40 min Corona anterior: 4:19 min Corona posterior: 5:13 min
Duración de las herramientas de fresado, coronas posteriores	Normal: 148 Rápido: 132

Clausen ⁶⁶ determina que todas las cerámicas de disilicato de litio y las reforzadas con leucita, presentan una mayor resistencia a la fractura, incluso sometidas a fuerzas mayores que las de masticación.

Las de disilicato de litio son mas resistentes que las reforzadas con leucita.

El hecho de tratar nuestro estudio de materiales de restauración de estructura de resina compuesta, nos cabe esperar un comportamiento más elástico y flexible que en el caso de las cerámicas. Sin embargo, este no es uno de los temas a tratar en nuestro estudio.

La adhesión al substrato no influye, salvo que se observa mayor resistencia en los que están preparados sin esmalte. Así pues una rehabilitación sobre dientes desgastados sin esmalte parece un tratamiento prometedor.

Para Rashid ²⁰² el fallo cerámico está muchas veces influenciado por la aparición de craks debido a rugosidades en superficie. El pulido de la superficie puede crear un estrés y cambios en la estructura. Si el ajuste oclusal se hace una vez cementado, se requiere un cuidado intraoral de pulido de la cerámica. Si no se hace un pulido adecuado, pueden aparecer microcracks y puede llevar a la fractura de la corona cerámica. Debido a la contaminación oral, la retención de placa y de biofilm puede conllevar a la aparición de enfermedad periodontal y caries, si no está bien pulido. Los materiales de restauración nuevos que sometemos a estudio, nos permiten un mejor pulido, y por lo tanto decrece la posibilidad de la creación de cracks por ajuste oclusal.

Rocca et al. ²¹⁰ en su ensayo de fatiga observa que las restauraciones de dientes endodonciados con restauraciones de Lava Ultimate y sometidos fatiga, decrece el ajuste debido a la simulación oral. Pero

aun así los resultados una vez finalizado el estudio son de buen ajuste marginal.

No hemos llegado a valorar el ajuste marginal de este tipo de material de restauración, pero si es un factor importante a la hora de tener en cuenta la elección de material.

Qualtrough ²⁰¹ La diversidad y la sofisticación de algunos de los sistemas CAD-CAM pueden ser la clave en un futuro.

Cada sistema tiene su propio mérito. La combinación de materiales y de técnicas se han desarrollado. Para que las coronas totalmente cerámicas prosperen en clínica, también es necesaria la evolución de los cementos y resinas adhesivas a dentina.

4.3.2.2. Tratamiento de superficie

Lo más difícil en cuanto a protocolos clínicos, es establecer un protocolo claro para la cementación adhesiva en materiales de restauración de composición híbrida o cerámica.

Ha habido y sigue habiendo mucha discusión sobre el tema, y nuestro estudio es uno más entre muchos que intenta discernir que tipo de tratamiento de superficie debemos aplicar para cada tipo de cerámica.

Lo que si ha quedado demostrado y creemos firmemente es que existe unión adhesiva cerámica- resina, resina-esmalte y resina- dentina.

Así pues, siendo de naturaleza muy distinta se emplea una única resina de unión para unir diente a cerámica.

La adhesión a diente natural, no la vamos a tratar en nuestro estudio.

Nuestro estudio se centra en la interfase de unión material de restauración de composición híbrida o cerámica a resina.

Como ya se ha descrito, los tratamientos de superficie que empleamos son el grabado con ácido fluorhídrico, el arenado con micropartículas de óxido de aluminio y la combinación de ambos.

El uso del silano también ha sido motivo de disputa, hay autores que defienden su uso como por ejemplo Simonsen y Calamia, Hooshmand o Ayad, y los hay que no como por ejemplo Hamano.

Hooshmand ^{122,123} encuentra mejores resultados en el silano aplicado sobre cerámica sin tratamiento alguno. Después no encuentra

diferencias significativas con distintos tratamientos de superficie, por lo que no cree apropiado el grabado ácido en cerámica.

Por otro lado, Simonsen y Calamia ^{45,46,47,48,229}, definen como protocolo de adhesión el empleo de grabado ácido con ácido fluorhídrico y aplicación de silano, de esta manera se obtiene mayor fuerza de adhesión.

Tan importante es el tratamiento de superficie de la superficie a adherir, como la limpieza del mismo, así pues se debe tener en cuenta todos los pasos a realizar previos a la adhesión de dos materiales. La contaminación de la superficie con saliva, sangre o peróxido de hidrógeno, disminuye considerablemente la adhesión.

En su estudio, Zortuk ²⁸³ha intentado reproducir las condiciones clínicas reales. Y se observa que Clinpro White Varnish y la aplicación de diglucato de clorhexidina no influyen negativamente en la adhesión a dentina. Intenta valorar el fallo adhesivo a nivel dentinario. La dentina según su composición y estado, (esclerótica o no) puede influir en el descementado de las restauraciones cerámicas por un fallo adhesivo.

Después del grabado ácido para una correcta limpieza de la superficie Sannino ²¹⁵ recomienda un lavado con una solución alcalina de partículas de óxido de zirconio (Ivoclean, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) Esta solución limpia de la contaminación de saliva y es de indicación universal para el posterior cementado de restauraciones adhesivas.

Hamano ¹¹⁶, según su estudio el omitir la capa de silano o de acetona, provocará una mejor adhesión. La capa de oxígeno inhibida que se crea en la polimerización de las resinas, puede ser minimizada con los distintos tratamientos de superficie como puede ser, creando rugosidad en la superficie, aplicando silano o cementos de baja viscosidad. Hamano concluye con los resultados de su ensayo de tracción que la capa de silano y los agentes adhesivos que llevan como solvente la acetona son perjudiciales en la adhesión.

Ayad ¹⁸ reafirma en sus publicaciones que la porcelana precisa de cierta rugosidad superficial para conseguir una buena adhesión a la resina. Gracias a los tratamientos de superficie conseguimos mayor o menor número y profundidad de porosidades en la cerámica.

Grabado con ácido y tratamientos de silanización parecen ser cruciales para la unión a una resina de cerámica a base de disilicato - litio , independientemente del cemento resina utilizado. ¹⁹⁶

Ya no depende exclusivamente del tipo de material que vamos a adherir, sino realmente de su composición química.

Como vemos en otros estudios, hay tratamientos de superficie que funcionan mejor según que cerámica o material de restauración.

El Rocatec, en otro estudio, es el sistema de tratamiento de superficie que mejor resultado dió para cerámica In-Ceram Alumina. Sin embargo este sistema no presenta tan buenos resultados para IPS Empress 2, que obtiene mejores resultados con arenado y grabado con ácido fluorhídrico durante 20 segundos. ¹³⁵

En general, la unión adhesiva es independiente de la energía de superficie y la humectabilidad de la superficie adherente por el adhesivo .

La adhesión entre las cerámicas dentales y resina compuesta es el resultado de una interacción físico -química a través de la interfaz que implica el adhesivo y la superficie de cerámica . La unión a la cerámica se obtiene, generalmente, por dos mecanismos :

1. de retención micromecánica proporcionada por grabado ácido de la superficie de acoplamiento químico
2. cerámica por la aplicación de un agente de acoplamiento de silano.

El grabado y la silanización aumentan la humectabilidad del sustrato del material de restauración, lo que disminuye el ángulo de contacto entre la superficie del material y el cemento de resina. ¹³⁵

El ácido poliacrílico puede ser una opción a la hora de mejorar la adhesión a cerámica usando cemento autoadhesivos.

El uso de ácido poliacrílico aumenta la adhesión con Relyx Unicem.

Con Mac Cem Elite se observó que la adhesión no aumenta. ¹⁸⁴

Dependiendo de la acción química del cemento a utilizar, también podemos seleccionar un tipo de tratamiento de superficie determinado.

Como vemos en algunos estudios, pueden variar los resultados según el cemento aplicado, para un mismo tratamiento de superficie.

Precedemos al análisis de cada uno de los tratamientos de superficie que fueron utilizados en nuestro estudio. Algunos fueron aplicados por igual a todos los grupos, como son el pulido de la superficie con discos de papel y la aplicación de silano. La aplicación de ácido fluorhídrico y el arenado de la superficie cerámica, forman parte de las variables que han sido analizadas en nuestra investigación.

4.3.2.2.1. Pulido de la superficie cerámica con discos de papel:

Una vez recibidos los bloques de cerámica, para limpiar la superficie de impurezas o si llevan un ligero barniz para dar un aspecto más estético, lo que hacemos es pulir la superficie a tratar con Pulidora con discos de silicona Struers LaboPol-1 (Type: 05186327 Serial No: 51810205) y el disco de silicona Silicon Carbide FEPA P#500

En el estudio de El Zohairy ⁹⁴ también pulen la parte del bloque de cerámica que va a ser tratado para la adhesión. Forma parte de una primera limpieza y luego ya se aplica el tratamiento de superficie según el grupo al que aleatoriamente fue asignado. En el mismo estudio se usa también Relyx y Scotchbond y Vitabloc Mark II.

Andreatta Filho ¹³ pule también la superficie de la cerámica con discos de papel de 300, 600, 800, 1000, 1200 de granulación para crear una superficie uniforme.

Hooshmand ¹²² pule con discos de 400, 600 de granulación. De Menezes ⁸⁰, 320, 400 y 600 de granulación descendente. Guarda ¹¹⁴ usa discos de papel de carburo de silicio de 600 y 1200 de granulación para obtener superficie plana. Y Nagayassu ¹⁷⁰ pule con discos 240, 400 y 600 papeles de carburo de silicio de grano para obtener una superficie plana y lisa.

Son muchos los autores que pulen la superficie con discos de papel, incluso de distintas granulaciones.

En nuestro estudio, lo realizamos, únicamente con los discos de 500 de granulación.

Llegamos a esta conclusión, porque trabajamos desde un principio con superficies planas. No nos hacía falta regularizar, sino más bien tan sólo, limpiar la superficie a tratar.

Lo que si que realizamos para regularizar el composite, únicamente la cara por donde era condensado el composite, es cepillarlo con la recortadora de escayola. Para hacer más cómoda la manipulación, en ningún caso, ésta era la superficie a tratar.

4.3.2.2.2. Grabado con HF ácido fluorhídrico

El grabado con ácido fluorhídrico se utiliza para crear una superficie rugosa en la zona de pegado del material cerámico para mejorar la unión entre el cemento de cerámica y resina.

El ácido fluorhídrico elimina la matriz de vidrio y forma una fase cristalina, creando así irregularidades dentro de los cristales de disilicato de litio preparando la superficie cerámica para la unión. Esto lo observa ya Guarda para la cerámica IPS max Press.¹¹⁴

El ácido fluorhídrico, Ácido HF, cambia la microestructura de la superficie cerámica por disolución parcial de las fases vítreas o cristalinas de la cerámica. Esto crea microporosidad en el área de la superficie cerámica y permite la formación de enclavamiento mecánico con la resina compuesta. Este vínculo físico se combina con el enlace químico del agente de acoplamiento de silano para proporcionar una unión de alta resistencia.^{190, 274}

El aumento del tiempo de grabado con ácido HF afecta a la rugosidad de la superficie y a la resistencia a la flexión de una cerámica de vidrio a base de disilicato de litio.²⁸²

Hori¹²⁴, según su estudio, no se observan diferencias significativas según la concentración de ácido utilizada. Observa mejores resultados en el grupo grabado con ácido HF al 1% durante 5 min que en el grupo de arenado y aplicación de silano.

Hay autores que dicen que no es necesario el uso de ácido como Hooshmand et al.^{122,123} y Soresen et al.^{235,236,237} concluyen que no hay

beneficios del uso del silano, entonces encontramos una controversia en el uso o no de ácido y en el uso o no de silano.

Sería conveniente dejar de usar ácido por las siguientes razones, pero para ello tendría que ser válida la unión creada a partir de la aplicación en superficie cerámica del silano.¹⁹⁸

- a) El ácido fluorhídrico es altamente tóxico, representa un riesgo para la salud.
- b) El ácido fluorhídrico en contacto con cerámicas basadas en sílice produce unas sales insolubles sílice-fluoruro que para removerlas precisa del uso de productos, y si no se retira interfiere en la adhesión.
- c) La eliminación del ácido fluorhídrico en el protocolo de adhesión es beneficioso, pero solo podría ser posible si se demuestra una buena adhesión con el silano.

Para Pereira ^{186,187} el sustituir el grabado ácido por el tratamiento con silano es una opción. Según los resultados de su estudio, se observan mejores resultados con silano, que en los grabados con ácido fluorhídrico.

En los ensayos de Acharya ⁵ el grabado total produce mayor fuerza de adhesión que el tratamiento con silano y aplicación de adhesivo.

Los resultados del estudio de Della Bona ^{29,30} están de acuerdo con lo publicado por otros autores Özcan ^{175,176,177,178}, Valandro ^{252,253}, Déndar⁷⁵... que encuentran que el tratamiento de superficie con ácido

HF no produce efecto retentivo en las cerámicas alúmina y en las de base de zirconio. La silicatización provoca mayor resistencia y mayor fuerza de adhesión como tratamiento de superficie que con grabado ácido HF o arenado.

Abd Wahab ² de su estudio concluye que la unión entre porcelana y composite precisa de una microrretención mecánica para tener una fuerza adecuada y estable en el tiempo. Para ello la técnica de grabado con ácido fluorhídrico la superficie de la porcelana, es la mejor opción para las reparaciones cerámicas.

Para Ayad ¹⁸ el grabado con ácido fluorhídrico es el que provoca retenciones más profundas y mejores resultados de adhesión.

El ácido ortofosfórico al 50% y 60% durante 10 s producen baja retención mecánica, bajas fuerzas de adhesión y apenas se observan cambios estructurales en la superficie de la cerámica.

De Melo ^{78,79} No encuentra diferencias significativas entre el grabado ácido y aplicación de silano con el “tribochemical silica coating”.

De Menezes ⁸⁰, encuentra que no hay diferencias entre el grupo tratado con arenado o con ácido fluorhídrico, pero si las hay con los grupos que no han recibido tratamiento.

Magne ¹⁴⁹ determina que es imprescindible un baño con ultrasonidos previo a la cementación. Observa que hay una disminución de las fuerzas del 50% en un ensayo de microtracción cuando, después de aplicar el ácido fluorhídrico, no se ha limpiado bien con ultrasonidos.

Porque el tratamiento con ácido HF provoca residuos cristalinos que no se eliminan si no es con un baño ultrasónico.

Sorensen et al. ^{235,236} observaron que el grabado con ácido fluorhídrico al 20% durante 3 min aumenta considerablemente la fuerza de adhesión a resina compuesta de la cerámica.

Foxton et al. ¹⁰⁹ encuentran que el grabado con ácido fluorhídrico altera el pH y aumenta la concentración de iones Hydroxil en la superficie. Después del tratamiento con silano, al añadir moléculas hidrogeno del agua hay radicales O- libres, que activaran en el silano las moléculas Si+. Estos tratamientos tienen un gran significado en cuanto a cambios de morfología de la superficie, aumentando el área de superficie y aumentando la capacidad de adhesión.

En nuestro estudio de investigación el ácido fluorhídrico nos da buenos resultados, pero no es el mejor. No podemos considerar este tratamiento de superficie como imprescindible en los protocolos de adhesión.

4.3.2.2.3. Silano:

El uso de un agente de acoplamiento de silano como un promotor de adhesión para mejorar la unión química entre la cerámica y resina son bien conocidos.

El vínculo con cerámica se produce a través de una reacción de condensación entre el grupo silanol (Si- OH) de la superficie de cerámica y el grupo silanol del silano hidrolizado , la creación de un enlace de siloxano (Si- O- Si) y la producción de una molécula de agua (H₂O) por producto.

La presencia de la fase vítrea en cerámica favorece mejores enlaces siloxano. Los grupos silanol reaccionan luego adicionalmente para formar una red (Si- O- Si) siloxano con la sílice en la superficie. ⁵

El contenido de sílice del vidrio es importante a la hora del enlace químico que puede lograrse potencialmente entre la cerámica y el agente de cementación . Esto está también de acuerdo con investigaciones previas, donde las altas fuerzas de adhesión se pueden obtener sin grabado con ácido fluorhídrico .

Pisani-Proenca ¹⁹⁶ nos han descrito que varios agentes de acoplamiento de silano están disponibles y se pueden clasificar en 3 tipos :

- imprimación de silano no hidrolizado de un solo líquido ,
- prehidrolizado imprimación de un solo líquido silano
- imprimación de silano 2 o 3 líquidos.

Los suministrados como un sistema de un solo componente se hidroliza previamente . Para los suministrados por separado en 2

componentes , la hidrólisis ocurre momentos antes de la aplicación , después de mezclar los 2 componentes .

Aunque la literatura demuestre variaciones según el tipo de silano, en nuestro estudio no vamos a comparar esto.

Usaremos el Monobond-S. Monobond-S es un silano de un sólo paso preactivado basado en moléculas 3 methacryloxypropyltrimethoxysilane y que está preparado para usarse inmediatamente.

Los agentes de unión de silano, son moléculas bifuncionales que han sido sintetizadas para formar enlaces covalentes entre la cerámica y la resina de unión, para aumentar la humectabilidad de la cerámica. Hay diferentes fórmulas químicas del silano y distintas formas de presentación. El silano dental contiene normalmente 1-10 vol % de 3 methacryloylpropyltrimethoxysilane con solventes varios. Se puede presentar en una fase, previamente activado, o en un sistema de dos componentes que se tienen que mezclar para iniciar la reacción de hidrólisis.¹⁹⁰

El silano usado en este estudio es el monobond-s, está prehidrolizado el monocomponente γ - methacryloylpropyltrimethoxysilane (MPS) diluido (1wt%) en solución acuosa de etanol. Un Ph ajustado a 4 con el ácido acético.¹⁹⁰

Según Peumans¹⁹⁰, El Zohairy^{94,95} y Yoshida^{277,278}, el aumento de resistencia con el uso de silano no es significativo. Ayad¹⁸ no obtiene mejor resultado con silano. No hay diferencias significativas.

Sin embargo otros autores han hallado que sí lo es, como por ejemplo Armstrong ¹⁴, Özcan ^{176,177,178}, Fonseca ¹⁰⁸ y Brentel ⁴⁰.

Armstrong determinó que las fracturas reparadas con silica coating y silano, son mucho más resistentes que las no silanizadas con o sin fatiga.¹⁴

Para Özcan ^{176,177,178}, Silica-coating con silano aumenta la fuerza de adhesión significativamente para cerámica alta en alúmina y cerámica infiltrada con dióxido de zirconio comparándolo con el arenado.

Fonseca ¹⁰⁸ establece que los beneficios de la asociación silano y partículas de alúmina modificado de sílica está bien documentado en la literatura.

El termociclado y la conservación a altas temperaturas disminuye significativamente los resultados en los grupos no silanizados. ⁴⁰

Soares concluyó que el silano si que mejora la adhesión como único tratamiento a la hora de cementar postes de fibra de carbono y los postes de fibra de vidrio. ^{231,232}

De las investigaciones de Acharya ⁵, se postula que el tratamiento con silano muestra peor resultado que el grabado con ácido HF.

Esto puede ser por:

- Mecanismo mediante el cual los rellenos reaccionan cuando se cargan mecánicamente, edad o desgastado es rompiendo en racimos. Esta pérdida de rellenos podría reducir interacción con silanos y así disminuir la resistencia de la unión.

- La incompleta evaporación del disolvente durante el secado al aire puede producir como resultado un aumento de la viscosidad de la mezcla adhesiva ejerciendo un efecto adverso en la polimerización.
- Debido a tratamiento superficial; la capa de silano sobre cualquier relleno restante se agote. Por lo tanto, la adhesión química de la matriz de resina no polimerizada a estas partículas inorgánicas era poco probable.

El resultado del estudio de Carvalho⁷⁶ no mostró ningún efecto adicional de tratamiento térmico del silano en la fuerza media de adhesión. Por lo tanto, la hipótesis fue rechazada.

Estos hallazgos no se corroboran con los estudios de Hooshmand et al, y Moharamzadeh et al. Esto se puede explicar por las diferencias en el método de ensayo utilizado.

Mientras Hooshmand et al utiliza el ensayo de tracción convencional, en el estudio de Moharamzadeh et al se utilizó el ensayo de cizallamiento.

El tratamiento térmico de silano , de hecho, elimina el agua , el alcohol y otros subproductos de la superficie cerámica. Además , ayuda a completar la reacción de condensación entre la sílice y el silano promoviendo la formación de un enlace covalente en la interfaz - silano de cerámica, por lo que es más eficaz y resistente.

El tratamiento térmico de silano se puede lograr de diferentes maneras. El estudio de Hooshmand ¹²³, concluye que el tratamiento con silano a alta temperatura no mejora la fuerza de adhesión.

Eliasson ⁹² en un ensayo de microtracción donde compara distintos protocolos adhesivos, concluye que el mejor es el que emplea una mezcla de silano con adhesivo creando una capa muy fina.

Fabianelli⁹⁹ con la adición de un tratamiento térmico en la etapa de secado del procedimiento de aplicación de silano produjo una mejora significativa en la resistencia de la unión de microtensión a 27,8 + -4,6 MPa.

Un hallazgo interesante fue que en ausencia de grabado ácido fluorhídrico, se alcanzó la fuerza de unión más alta .

Monticelli et al demostraron que el secado con aire caliente a 38°C aumentó la eficacia de los agentes de acoplamiento de silano cuando se une a la resina de cerámica compuesta.

Otro estudio informó de que el tratamiento térmico a 100°C durante 60 s después del tratamiento con silano, y una menor rugosidad superficial causa una mejora significativa en la resistencia al cizallamiento. ¹⁷⁴

Del mismo modo, Shen et al, se encontró que el secado de silano con una corriente de aire caliente a 45°C mejoró la resistencia de la unión de microtensión de una vitrocerámica reforzada con leucita.

En estos estudios se logró la mayor fuerza de adhesión cuando se utilizó aire caliente en combinación con otro tratamiento superficial tal como grabado ácido fluorhídrico y la abrasión. Cuando la frecuencia de estudio se elevó , Fabianelli ⁹⁹ encontró que las más altas fuerzas de unión se lograron sin grabado ácido fluorhídrico.

4.3.2.2.4. Arenado

El arenado es una técnica de abrasión de la superficie a adherir para conseguir una rugosidad superficial que aumente considerablemente la cantidad de superficie y la humectabilidad de la misma.

Consiste en la propulsión con aire y dirigidas por la boquilla de la jeringa, de partículas de óxido de aluminio que chocan contra la superficie que estamos tratando.

Renata Garcia Fonseca 2009 ¹⁰⁸ determina que no existen diferencias significativas en los resultados de adhesión, entre partículas de 50 micras a 120 micras de oxido de aluminio.

Otros estudios han evaluado la influencia del tamaño de partícula en la resistencia de la unión de materiales a base de resinas de diferentes metales.

Según Mukai y otros, después de ciclos térmicos, la abrasión con partículas de Al_2O_3 de 37 μm observa que la abrasión que proporciona es mayor μSBS en una resina compuesta que con partículas de una aleación de plata-paladio de 250 μm .

Del mismo modo, Petridis et al encontraron valores más altos de la μSBS en resina después de la abrasión con partículas de Al_2O_3 de 50 μm que con partículas de 250 μm .

Por el contrario, Watanabe et al informaron de mejores resultados cuando CP Ti (titanio comercialmente puro) fue desgastada con partículas de Al_2O_3 de 250 μm que con partículas de 50 μm .

Papadopoulos et al también concluyó que partículas de Al_2O_3 de 250 μm dieron como resultado aumento significativo en la rugosidad de las superficies de Ti CP, lo que podría mejorar el enclavamiento mecánico y mejorar la unión a CP Ti.

Estos autores también informan de que, desde partículas de Al_2O_3 de 50 μm a 110 μm actúan en la distribución de tamaño de partícula similar, tanto de plomo como para el mismo porcentaje de deposición de alúmina. Tal vez estos hallazgos explican la similitud estadística observada entre los grupos erosionados con partículas de Al_2O_3 de 50 μm y 120 μm en este estudio.⁶¹

Sin embargo, el estudio de Colares⁶⁸ demuestra que con el arenado el silano calentado penetra mejor y se forma una película más fina del agente de unión y permite mejor unión con el adhesivo.

Según el estudio de Amaral¹², el punto más débil de una restauración cerámica es la unión al cemento o la degradación del mismo. Por ello en su estudio de tratamientos de superficies observa que tanto con partículas de 30 μm o de 110 μm obtiene la misma retención. No por aumentar el tamaño de partículas de óxido de aluminio obtiene una mayor resistencia a la tracción.

Soares^{231,232} confirma que existe mayor adhesión a dentina que a cerámica, como en otros muchos estudios se ratifica. Casi todos los fallos adhesivos son entre cemento y corona. El tratamiento con arenado aumenta la superficie y por tanto aumenta la adhesión por retención mecánica.

El arenado en los postes ²³² no demuestra una mejora en la adhesión. Y tampoco influye en las propiedades mecánicas de los postes, pese a que en microscopía electrónica SEM se observa su efecto en la superficie del poste. Soares define como único paso previo al adhesivo la aplicación de silano, que con él si que se observa una mejora en la adhesión por aumentar la humectabilidad.

Ayad ¹⁸ en el caso de arenado observa que no produce diferencias significativas comparándolo con otros especímenes tratados con ácido ortofosfórico durante 10 segundos.

Para Guarda ¹¹⁴ la abrasión de partículas en el aire con partículas de óxido de aluminio 50 µm para ayudar en la retención mecánica . Después de la abrasión del aire , la superficie de cerámica debe estar recubierto con un silano adecuado, que forma enlaces químicos entre la fase inorgánica del cemento de resina

Hay estudios como el de Rekow ^{205,206} que están en contra de valorar el arenado como tratamiento de superficie en el protocolo de adhesión de las restauraciones cerámicas. Esto es porque defienden que el daño provocado por el arenado, puede provocar falta de ajuste y puede provocar una reducción de la fuerza y disminución de la vida media de la restauración. En muchos materiales, los investigadores han encontrado que se produce hasta un 30% de reducción de fuerza después del arenado. Aumenta la adhesión el arenado, pero también provoca daños estructurales.

También de acuerdo a los estudios de Chen et al. ⁶², el arenado debería evitarse debido a la posibilidad de pérdida de volumen y cambios morfológicos en la cerámica.

Sin embargo, según el estudio de Albakry ⁸, ni el arenado, ni el glaseado ni el pulido debilitan la cerámica.

Por lo que, debido y a la múltiple diversidad de resultados tras la aplicación del arenado como tratamiento de superficie lo incluimos en nuestro estudio, tanto por separado como tratamiento único, como combinado con el ácido fluorhídrico.

La resistencia de las piezas depende del material cerámico y del tratamiento aplicado. En general, LAVA ULTIMATE es el material cerámico que mayor resistencia presenta; pero las diferencias respecto al resto dependen del tratamiento utilizado.

Por ejemplo, el arenado y el arenado+ácido son, con LAVA, los mejores tratamientos; pero con ENAMIC o VITABLOCK ya no se obtiene tal ventaja.

La consideración de la distancia al centro Pmod permite corregir la conclusión anterior. En general, a más distancia al centro, menor es la resistencia soportada.

En VITABLOCK, la influencia del tratamiento se dispararía. En LAVA, el arenado sigue generando los mejores resultados frente al control y al ácido. En ENAMIC, el arenado sigue siendo mejor que el control; pero sin más diferencias.

4.3.2.2.5. Secado:

El desarrollo de los nuevos sistemas adhesivos ha permitido una gran evolución de la odontología adhesiva. El desarrollo de nuevas técnicas para medir la adhesión en áreas pequeñas (Sano 1994 ²¹⁶) nos permite estudiar la adhesión a los diferentes sustratos. En dentina profunda, la cercana a la pulpa, la permeabilidad es mayor y la influencia de la presión pulpar es mayor y hay más presencia de agua que influye en el grado de humedad intrínseco.

La humedad de la dentina es muy importante en los estudios in vivo, en nuestro caso es in vitro. Pero si que valoramos la opción del adhesivo.

Un adhesivo con acetona requieren una técnica más sensible según Pereira, y el uso de autograbantes puede provocar una dentina demasiado húmeda. ¹⁸⁷

Reis et al. ²⁰⁴ han demostrado que se obtiene mejor resultado de adhesión en adhesivos de grabado total y que depende del solvente que lleve se mejora o no la adhesión. Sus datos confirman de manera cuantitativa que los sistemas basados en agua requieren un sustrato más seco y las basadas en acetona un sustrato más húmedo. Con el tiempo la adhesión disminuye y aumenta considerablemente debido a la degradación de la capa híbrida por el agua. La presencia de agua entorpece la formación de la capa híbrida. A día de hoy, con los adhesivos autograbantes no se justifica la técnica de adhesión húmeda, pues los solventes que hay son capaces de rehidratar las fibras de colágeno .

Teniendo en cuenta el artículo de Sano ²¹⁶, la relación inversa entre el área de adhesión (BA) y la resistencia a la tracción deberíamos conseguir muestras todas del mismo tamaño para poder hacer una buena comparación.

También deberíamos aumentar el muestreo haciendo más de un bloque de cada tipo de cerámica y tratamiento de superficie.

Para minimizar errores según Sano el tamaño de la muestra debe ser entre 1,6 -1,8 mm². Hecho que se cumple en la mayoría de muestras de nuestro estudio.

4.3.2.3. Cemento:

El cemento que fue empleado en el estudio de investigación es el Rely x Ultimate porque en la revisión bibliográfica se encontró que numerosos estudios lo han utilizado y nos podía ser útil para la comparación de resultados. Erdem⁹⁶ en su estudio comparativo de cementos, y tratamientos de superficie en cerámicas de zirconia, encuentra diferencias significativas del uso de Rely X U 100 junto con Panavia F 2.0, respecto a los otros cementos empleados.

Abo ³ en su ensayo de microtracción determina que es muy importante el grosor de la capa de cemento adhesivo aplicada. Los mejores resultados son para el Panavia 2.0.

Para Attia ¹⁷ según el cemento utilizado no hay diferencias significativas en cuanto al resultado. La cementación adhesiva aumenta el riesgo de fractura, debido a la contracción de polimerización del material. Y la fatiga cíclica disminuye la resistencia a la fractura, por la degradación del cemento.

Behr ²⁴ afirma que no existe cemento que nos de una buena unión a cerámica de zirconio, resistente y duradera, en condiciones orales normales. Hay muchos estudios que investigan sobre la adhesión a zirconio. Ha sido demostrado que no se llega a producir una unión química entre la resina del cemento y la superficie del zirconio. Es por eso que nuestro estudio no se ha basado en cerámicas zirconiosas, sino más bien, fueron elegidas cerámicas de naturaleza resinosa para conseguir mayor unión, resina-resina, resina-cerámica.

En esta situación, los cementos de resina parecen la mejor opción pues presentan baja solubilidad, un adecuada viscosidad y una fina película, y buenas propiedades mecánicas, comparándolos con cementos de fosfato de zinc y cementos de ionómero de vidrio.¹⁰⁸

En los ensayos de microtracción consultados emplean cementos de resina de polimerización dual, como es el Rely x Ultimate que fue seleccionado para nuestro estudio.

4.3.2.4. Cementado:

Para el proceso adhesivo, durante la cementación se dejó sobre el bloque un peso de 500gr con tal de ejercer una fuerza uniforme durante el fotocurado del cemento adhesivo RelYx Ultimate.

Casucci ⁵⁶, Oyagüe ¹⁷⁴, también ponen un peso, pero en su caso de 1 Kg para la cementación bajo una presión constante.

Sin embargo, otros autores emplean la presión digital durante el cementado como Öztürk ¹⁷⁹ que realiza presión digital para el asentamiento del inlay.

Andreatta filho ¹³ deja un peso de 750 gr durante 10 min.

El sellado marginal es muy complicado, el cemento del interior de la corona muchas veces no fragua bien o en los extremos es demasiado fina la capa de cemento y se pierde. Es importante minimizar estos riesgos. Por ello es conveniente controlar la cantidad de cemento que se pone en cada corona, la presión que se ejerce al cementarla, y durante cuanto tiempo, el grosor de la capa de cemento y el pulido de los márgenes, así como el ajuste marginal de las reconstrucciones protésicas¹⁰⁶.

En nuestro estudio, al ser in vitro, hay muchas de estas variables que no influyen. El cementado fue realizado sobre superficies planas y bajo una presión contante y condiciones óptimas de humedad.

4.3.2.5. Tamaño de la muestra:

Los estudios revisados tienen un n aproximadamente de entre 20 a 50 muestras. El estudio de la tesis tiene un total de 438 muestras.

Como ya hemos visto, debido al sistema de “mapping” desarrollado para los ensayos de microtracción nos permite obtener un mayor número de muestras con menos material. También, al disminuir el tamaño los valores obtenidos en MPa son mayores, con lo que la obtención de gran cantidad de muestras a partir de un mismo bloque de cerámica, nos permite tener una gran muestra con la que poder trabajar.

4.3.2.6. Termociclado:

El termociclado es una técnica que se utiliza en los ensayos de laboratorio para simular los cambios de temperatura y condiciones de humedad que tenemos en la boca.

Se lleva utilizando desde los inicios de la literatura científica y hay estudios que la consideran una variable a estudio como por ejemplo los estudios de Sheets ²²⁵ o bien forma parte del método, como es nuestro caso, por considerar el termociclado un factor a tener en cuenta en la adhesión.

Según la ISO TR 11450 standard (1994) indica que 500 ciclos entre 5 y 55 °C es lo adecuado.

La muestra del presente estudio fue sometido un total de 1000 ciclos de 60 segundos, de 5 a 55 °C que equivaldrían según los autores a un total de dos años en boca.

En el estudio de Sheets ²²⁵ no encuentran diferencias significativas entre los grupos que fueron sometidos a termociclado y los que no.

En nuestro estudio de investigación el termociclado fue aplicado por igual a todos los bloques, no pudiendo comparar si existen diferencias según si han sido sometidos o no a cambios de temperatura.

El termociclado lo realizamos una vez hechos los cortes en el bloque para que cada probeta sea sometida por igual a los cambios de temperatura.

Hay estudios que valoran que no hay diferencia de resultados según hagan o no termociclado.²²⁵ Sin embargo en la ISO TR 11450 standard (1994) se define como protocolo válido de un termociclado la oscilación de temperatura entre 5 y 55 grados como hemos definido en nuestro estudio.

Se definió este intervalo de temperatura por ser el más utilizado en la bibliografía revisada. Para la elaboración de la metodología, analizando los artículos encontrados, en una tabla Excel se anotó cada una de las variables para estudiar qué variables a tener en cuenta. En este caso, mayoritariamente se utiliza este rango de temperaturas.

Özcan^{175,176,177,178} no encuentra diferencias significativas en ningún tratamiento de superficie en el estudio que realiza sobre cerámicas de Zirconio sometidas a termociclado.

Brentel⁴⁰ en su ensayo de microtracción encuentra que el termociclado y la conservación en agua a alta temperatura disminuye significativamente los resultados en los grupos no silanizados. A menor área, la influencia es menor y en los grupos donde si hay silanizado no se observa influencia negativa del termociclado. Por lo tanto cabe considerar tanto el área como la geometría de las muestras en un ensayo de adhesión. Las fracturas pre-test también son mayores en los grupos no silanizados durante el termociclado, como ocurre en nuestro estudio.

El termociclado, según otros autores, influye significativamente en la fractura de corona de porcelana.¹⁰

Andreatta Filho ¹³ con 6000 ciclos no observó diferencias significativas, sin embargo en el grupo con 12.000 ciclos se observa una disminución en la resistencia adhesiva respecto al grupo que no ha sido sometido a termociclado.

Özcan ^{175,176,177,178} también llega a la conclusión de que el termociclado disminuye significativamente la fuerza de adhesión. Guarda ¹¹⁴ comparte su opinión y Pisani-Proenca ¹⁹⁶ dicen que el termociclado influye en el descementado de las muestras.

Durante el termociclado el calor degrada el agua, el alcohol y otros productos que ayudan a la reacción silano-silica según Hooshmand ^{122,123}.

Sin embargo para Umemoto & Kurata ²⁵⁰, no hay diferencias significativas en el resultado tras el termociclado y el grupo de 48 horas en inmersión acuosa a 37 °C.

El tiempo de almacenamiento también puede ser considerado un factor de influencia en la fuerza adhesiva de restauraciones adhesivas. Publicaciones recientes mostraron que la degradación de interfaz de unión es un fenómeno normal cuando el odontólogo utiliza materiales compuestos. Se observaron valores de resistencia de la adhesión más bajo sólo para IPS Empress2 sin tratamiento, después de 6 meses de almacenamiento. Se podría sugerir que la degradación interfaz durante el almacenamiento es más intenso con menos área de superficie de interacción entre el agente de cementación y la cerámica. ⁸⁰

En nuestro estudio si que se observó, que durante el termociclado algunas muestras se rompían. Es decir, el hecho de hacer termociclado

ha condicionado que tengamos más muestras de un tipo o de otro de material y según tratamiento de superficie.

4.3.2.7. Toma de resultados.

En nuestro estudio, a la hora de recoger los resultados, se tuvo en cuenta el tipo de fallo tras el ensayo de microtracción además de los N_w obtenidos. El fallo puede ser adhesivo o cohesivo. Y dentro del cohesivo puede ser de la cerámica o del composite.

Un fallo adhesivo, también puede tener variables, según si la adhesión ha fallado a nivel de la cerámica, quedando todo el cemento en el composite, o al contrario cuando ocurre que el cemento queda adherido a la porcelana y no al composite.

En la mayor parte de nuestro estudio se observó un fallo adhesivo mixto, es decir, que queda cemento adherido a la porcelana y al composite.

Las fracturas adhesivas son, con diferencia, las más frecuentes. Cuando se dan las cohesivas, suelen ser en composite. El material LAVA ULTIMATE y el arenado+ácido son factores potenciadores del tipo de fallo cohesivo.

Según Kato 1998 ¹³⁰, se observa más fallo adhesivo cuando la adhesión se produce sobre dentina demineralizada. Se colapsan las fibras de colágeno y disminuye la adhesión.

4.3.3. Discusión de los resultados

4.3.3. Discusión de los resultados

4.3.3.1. Estudio de los resultados obtenidos en relación al tratamiento de superficie

Como hemos podido ver en toda la bibliografía consultada, la mayoría de los autores coinciden con los resultados de nuestro estudio, que sí encuentra diferencias significativas según el tipo de tratamiento de superficie del material de restauración.

Obtuvimos el mejor resultado para el grupo de probetas que habían sido tratadas únicamente con arenado como tratamiento de superficie, y siendo del material Lava Ultimate ®.

Para otros autores, el mejor resultado lo obtienen con el tratamiento con ácido fluorhídrico y silanizado, como por ejemplo Abd ², Ayad ¹⁸, Brentel ⁴⁰ y Colares ⁶⁸

Hori ¹²⁴, según su estudio, no se observan diferencias significativas según la concentración de ácido utilizada. Observa mejores resultados en el grupo grabado con HF al 1% durante 5 min que en el grupo de arenado y aplicación de silano.

Acharya ⁵, obtiene su mejor resultado de adhesión, en las superficies tratadas con ácido fluorhídrico, y previamente fueron fresadas con una fresa diamantada. Según él, el tratamiento con silano tiene poco significado y lo justifica con estas tres razones:

- El mecanismo a través del cual relleno reacciona cuando es mecánicamente cargado , sometido a edad (termocicado) o desgastada. Esta pérdida de materiales de relleno podría reducir la interacción con silanos y por lo tanto disminuir la resistencia de la unión.

- La incompleta evaporación del disolvente durante el secado al aire que puede producirse, resulta en una mayor viscosidad de la mezcla adhesiva ejerciendo un efecto adverso en la polimerización.
- Debido a tratamiento superficial ; la capa de silano sobre cualquier relleno restante se agota. Por lo tanto , la adhesión química de la matriz de resina no polimerizada a estas partículas inorgánicas era poco probable .

Para Amaral ^{11,12}, el mejor resultado es con CoJet® y silanización, microabrasión con partículas de sílice. Hay que tener en cuenta que en ese estudio no realizan termociclado, y las cerámicas son zirconiosas. Della Bona coincide con sus resultados, para las cerámicas del mismo tipo.

Los resultados de su estudio están de acuerdo con las publicaciones de otros autores Özcan ^{175,176,177,178}, Valandro ²⁵⁴ y Dé Rand ⁷⁴ que encuentran que el tratamiento con ácido fluorhídrico no produce efecto retentivo en las cerámicas alúmina y en las cerámicas con base de zirconio. La silicatización provoca mayor resistencia y mayor fuerza de adhesión como tratamiento de superficie que el tratamiento de ácido fluorhídrico o arenado.

Cassuci ⁵⁶ experimenta con los tratamientos de superficie, y concluye que aumenta la adhesión en su ensayo de microtracción cuando hace una técnica infiltrativa selectiva y emplea una solución caliente de ácido con HCl y Fe₂Cl₃ en metanol a 100 C°. Su estudio es sobre cerámica zirconia.

Colares ⁶⁸ encuentra mejores resultados con ácido fluorhídrico y silano y no con arenado.

Zogheib ²⁸² demuestra que a mayor tiempo de exposición al grabado ácido el patrón retentivo de la superficie cerámica aumenta, siendo el estudio sobre cerámicas de disilicato de litio.

De Melo ^{78,79}, no haya diferencias significativas según se emplee ácido fluorhídrico o arenado en cerámica reforzada con leucita.

Para Kiyán ¹³⁵ el tratamiento de superficie más efectivo para la cerámica In-Ceram Alumina es el sistema Rocatec, sin embargo la combinación de arenado con partículas de óxido de aluminio y el grabado con ácido fluorhídrico durante 20 segundos es lo más efectivo para la cerámica Empress 2.

Oyagüe ¹⁷⁴ independientemente del tipo de tratamiento de superficie, encuentra mejor resultado para el grupo cementado con Clearfil Esthetic Cement (Kuraray) que los grupos cementados con Rely X Unicem (3MEspe) y Calibra (Dentsplay).

Kato et al. ¹³⁰ compararon el arenado con el grabado ácido y encontraron que los mejores resultados se daban con ácido fluorhídrico. Pisani emplea el HF al 5 % . Borges al 10 % durante 20 s.

En el estudio de Pisani-Proença ¹⁹⁰ los mejores resultados fueron para el grupo tratado con ácido fluorhídrico y silano. Y en los casos en los que no había tratamiento de superficie, el Rely X Unicem mostró mejores resultados que el cemento Panavia. Así mismo, en el grupo de

muestras que no había realizado tratamiento de superficie, se observa tras el termociclado un descementado espontáneo. Este descementado durante el termociclado también se produce en nuestro estudio, y de manera más significativa en el grupo de control de cada tipo de cerámica. Siendo el grupo control, de cada una de las tres cerámicas que hemos estudiado, el menos numeroso y por tanto menos cantidad de valores registrados.

Para Pereira ¹⁸⁷ el sustituir el grabado ácido por el tratamiento con silano es una opción según los resultados de su estudio. Se observan mejores resultados con silano que en los grabados con ácido fluorhídrico.

Los resultados del estudio de Guarda muestran mejores resultados para el tratamiento de superficie con HF al 10% que con arenado. ¹¹⁴

Erdem de su ensayo de microtracción llega a las siguientes conclusiones, que determina el láser como tratamiento de superficie no muy efectivo:

1. La fuerza del cemento de resina en el grupo control (no tratado) y en el de láser muestran bajos resultados. El arenado y el silicatado (Rocatec) puede mejorar la adhesión al cemento de resina.
2. El cemento adhesivo que contiene monómero de fosfato (Panavia 2.0, Clearfil Esthetic y Rely X U100) en combinación con arenado o silano puede producir una adhesión más fuerte.
3. El silicatado aumenta la efectividad del cemento libre de monómero fosfato (Multilink Automix)
4. Independientemente de usar adhesivo atograbante o no, el láser no mejora la unión.

Los resultados del SBS de Saraç ²¹⁷ son buenos excepto para la cerámica tratada con grabado ácido fluorhídrico. La abrasión con partículas de óxido de aluminio sólo o junto con el grabado ácido crean una superficie más áspera que sólo con grabado ácido. El grabado ácido después de arenado no muestra ventajas respecto a sólo arenado en cuanto a la rugosidad de superficie.

Otros autores, como Pavan ¹⁸⁴, estudian otros tipos de ácidos por las controversias que presenta el uso de ácido fluorhídrico. Así pues, Pavan concluye que el ácido poliacrílico mejora los resultados en los ensayos de microtracción comparándolos con el grupo control y con el ácido tánico. Se podría considerar, el ácido poliacrílico como un paso en el procedimiento adhesivo de los cementos autoadhesivos.

Contrariamente a lo que afirma nuestro ensayo de microtracción y a lo encontrado en la mayor parte de la bibliografía consultada, Sciasci ²²², no encuentra diferencias significativas según el tratamiento de superficie empleado para la cementación adhesiva. Su estudio lo hace en cerámicas zirconiosas y compara distintos tamaños de partículas de Al_2O_3 .

Senylmaz ²²⁴ también estudia las cerámicas de zirconio, y de su estudio si que llega a la conclusión de una influencia positiva cuando la superficie es tratada con chorreado y/o con tratamiento TBC. El TBC, "Tribochemical treatment" consiste en la aplicación de chorreado de partículas de alúmina de un tamaño de $30\mu m$ a una presión de 0.28 MPa y a una distancia de 10mm, con el aparato Rocatec. Y posteriormente se retira el polvo con aire comprimido.

Stawarczyk ²³⁹ nos habla de la necesidad de realizar un tratamiento de superficie para limpiar la superficie, pero también para aumentar la superficie de adhesión, aumentando la rugosidad. Así pues considera más importante el arenado de la superficie que el grabado ácido.

Shimakura ²²⁶ también contempla la necesidad de un tratamiento de superficie para una buena adhesión a cerámica. Sus mejores resultados son con “Tribochemical treatment” TBC y la aplicación de silano.

La limpieza de la superficie a tratar es primordial, como define Marschall ¹⁵² y Magne ¹⁴⁹ porque el grabado con ácido fluorhídrico genera gran cantidad de cristales que se tiene que retirar con ultrasonidos o algún procedimiento, para que se pueda llevar a cabo la adhesión.

En cuanto al tratamiento o no con silano, hay mucha controversia. Y como ya hemos tratado el tema en su apartado de la discusión del método, lo vamos a omitir en este apartado. El efecto del silano está respaldado por múltiples publicaciones como ya hemos visto.

En cuanto a los valores en MPa obtenidos en nuestro estudio, están en la media de los obtenidos por los estudios de microtracción que hemos estudiado. Sin embargo no son comparables entre sí, por tratarse nuestro trabajo de un estudio sobre materiales de los que no se han publicado artículos de ensayos de microtracción.

De acuerdo a la ISO 10477, en los ensayos de tracción entre materiales de resina y el sustrato, se debe generar un mínimo mayor de 5 MPa. Matsumura et al recomiendan una adhesión en SBS mayor de 10 Mpa para obtener resultados clínicamente significativos ⁹⁴.

Como hemos podido ver en nuestras tablas de resultados, el rango de valores obtenidos, está dentro de la norma para ser clínicamente significativos.

Los valores en un ensayo de microtracción son más altos que en un ensayo de tracción. Cardoso ⁵⁴ en su artículo nos hace ver claramente la diferencia entre un ensayo de tracción, uno de cizalla y uno de microtracción. Los ensayos de tracción y de cizalla muestran valores similares, mientras el de microtracción dispara los valores a prácticamente el doble de los valores obtenidos con los otros estudios.

4.3.3.2. Estudio de los resultados obtenidos en relación al tipo de material

Las cerámicas no basadas en silica, no son sensibles al grabado con ácido fluorhídrico, como por ejemplo In-ceram zirconia. El ácido fluorhídrico es extremadamente tóxico en piel y mucosas. Por lo que se está intentando buscar otros sistemas de tratamiento de superficie que no lo sean. De ahí la gran cantidad de estudios, junto con la problemática del descementado de las restauraciones cerámicas, nos lleve a la búsqueda de tratamientos de superficie alternativos. La mayoría son sobre cerámicas de zirconia, donde el problema de haber una buena adhesión se multiplica, debido a la ausencia de matriz orgánica.⁷

Kang ¹²⁹ no encuentra hallazgos estadísticamente significativos cuando compara la resistencia a la flexión de las cerámicas IPS e.max CAD y Rosetta SM, con o sin tratamiento de calor y las propiedades químicas son muy similares entre ellas. Son cerámicas de disilicato de litio que precisan de un tratamiento final de calor para su cristalización definitiva.

Pollington ¹⁹⁸ en su estudio con cerámica fluorcanasite y con cerámica de disilicato de litio, observa que cuando trata con mecanizado, o mecanizado y arenado, los resultados son similares, e incluso mayores para la cerámica fluorcanasite en el mecanizado únicamente. Sin embargo, cuando añade el tratamiento de superficie con grabado de ácido fluorhídrico, la adhesión con fluorcanasite se ve altamente perjudicada, y favorece la adhesión a cerámica de disilicato de litio. Esto es debido a la composición química de las mismas. En el caso de Fluorcanasite, el arenado y el desbastado con la fresa hace que se cree un patrón de grabado, que al aplicar el ácido, precipitan sales en esos

cráteres, disminuyendo la capacidad retentiva de la superficie. Sin embargo en las cerámicas de disisilicato de litio, el grabado con HF crea irregularidades entre los cristales que ayudaran en la adhesión debido a su retención mecánica. El ácido fluorhídrico cambia la microestructura de la superficie de la cerámica por la disolución parcial de la fase cristalina. Por ello dependiendo de la composición química de la cerámica a tratar influirá de una manera o de otra.

La tabla 5 del anexo 2 muestra los resultados obtenidos en nuestro estudio, según el tipo de cerámica. Y podemos observar que el grupo que obtiene mejores resultados es el de Lava Ultimate®. Esto podría ser explicado por su alta composición en parte orgánica. Por su composición química más similar a la resina, por lo tanto hay mayor unión química que física.

La relativización de la fuerza registrada en el ensayo al área implicada no consigue la independencia de la misma, sino que aún se observa que las piezas más grandes presentan una mayor probabilidad de fallo. La fuerza está relacionada con el inverso de la superficie, según el mejor ajuste posible.

4.3.3.3. Análisis de la interacción de ambos factores: tratamiento de superficie y tipo de material

La resistencia de las piezas depende del material de restauración y del tratamiento aplicado. En general, LAVA ULTIMATE es el material que mayor resistencia presenta; pero las diferencias respecto al resto dependen del tratamiento utilizado.

Por ejemplo, el arenado y el arenado+ácido son, con LAVA, los mejores tratamientos; pero con ENAMIC o VITABLOCK ya no se obtiene tal ventaja.

La consideración de la distancia al centro Pmod permite corregir la conclusión anterior. En general, a más distancia al centro, menor es la resistencia soportada.

En VITABLOCK, la influencia del tratamiento se dispararía. En LAVA, el arenado sigue generando los mejores resultados frente al control y al ácido. En ENAMIC, el arenado sigue siendo mejor que el control; pero sin más diferencias.

Las piezas de cada material de restauración y tratamiento, en nuestro estudio, no son totalmente homogéneas por superficie ni por distancia al centro de la estructura, por lo que todo el análisis realizado y conclusiones siguientes atienden a esta circunstancia.

Chang ⁶¹ encuentra en su investigación que hay mayor resistencia y mejores resultados con Vitabloc Mark II® que con Dicor MGC® en su ensayo de microtracción. También determina según qué cerámica, qué cemento es el más adecuado en cada caso.

De Menezes ⁸⁰, en Cerogold® y Ips Empress2® ambas tratadas con ácido fluorhídrico y arenado no encuentra diferencias significativas de una a otra, ni entre los tratamientos de superficie entre sí.

En condiciones de humedad, Özcan ¹⁷⁶ obtiene como resultado que el grabado ácido exhibe mayores resultados estadísticamente significativos en cerámicas feldespáticas que en cerámicas infiltradas de alúmina y las de dióxido de zirconio.

En un estudio realizado en la Universidad de Valencia, el de Roman-Rodríguez y cols. ²¹² los mejores valores corresponden al grupo control, cerámica de silicato con Variolink II. Concluyen que el tipo de tratamiento de superficie influye en el cementado según el tipo de cerámica. Y consideran que el Silicatado mejora la adhesión en Procera All Ceram, aplicando Variolink II, o arenado con cemento Panavia F. Así pues según el tratamiento de superficie, irá mejor un cemento u otro.

4.3.3.4. Estudio del tipo de fallo producido en los ensayos de microtracción.

En nuestro estudio, el tipo de fallo adhesivo mixto es el predominante (87,2%). Sin embargo en el grupo de Lava Ultimate ® el fallo cohesivo en cerámica (1,6%) se produce con mayor frecuencia, cuando con las otras cerámicas, Enamic ® y Vitablock ®, prácticamente no se produce. Sin embargo si que se producen fallos cohesivos en composite (10,5%). Siendo sólo representativas las fracturas cohesivas en el grupo en el grupo de piezas de LAVA ULTIMATE ® (hasta un 27%). Ver la tabla 9c del anexo 2.

En el ensayo de microtracción de El Zohairy ⁹⁴ también predomina el fallo mixto.

La mayoría de los fallos son adhesivos (72 de 80) en todos los grupos del ensayo de Oztürk ¹⁷⁹, y hay 8 fallos cohesivos.

Zortuk ²⁸³ en las muestras que se rompen durante el termociclado cuenta como 0 MPa, en nuestro estudio no lo hemos contemplado, tan solo se ha desechado la muestra pues no se podía realizar la tracción una vez roto. Hay que tener en cuenta pues, que las muestras de nuestro estudio han sobrevivido al termociclado, y que dependiendo del grupo al que pertenecen hay más o menos muestras. Esto es debido a que durante el termociclado se produce una degradación de la interfase de unión resina-cemento-cerámica.

Colares 68, tiene en cuenta las muestras rotas durante el procesado, y las llama fallo prematuro. Las contempla a la hora de la metodología, pero sin embargo, en su tabla de distribución de modo de fractura, esa

columna está toda a 0. Y el fallo más predominante para todos los grupos de trabajo es el mixto.

De Melo ⁷⁸ obtiene un fallo 100 % adhesivo, y Oztürk ¹⁷⁹ obtiene también obtiene una mayoría de fallos adhesivos, contemplando tan sólo 8 fallos cohesivos.

Eliasson ⁹² también observa que la mayoría de las fracturas son de tipo adhesivo. Y en el caso de las fracturas cohesivas, 16% al mes y el 12% a los 12 meses, se originan con valores muy altos de tensión.

Nagayassu ¹⁷⁰ encuentra una predominancia de fallos cohesivos en cerámica en todos los grupos de experimentación. En frecuencia le sigue el fallo mixto, hay 2 casos de fallo adhesivo puro y ninguno cohesivo del cemento.

Pollington ¹⁹⁸ en su ensayo no observa ningún fallo cohesivo en el composite ni en la cerámica, y tampoco fractura mixta. Se observa fallo cohesivo de la resina de unión o fallo adhesivo entre el cemento y la cerámica. Puede ser porque somete las muestras a ebullición a 100°C durante 24 h.

En lo que concierne al tipo de fractura en el estudio de Peumans ¹⁹⁰ se observa que en los 4 primeros grupos el fallo es adhesivo. Cuando se usa ácido fluorhídrico y adhesivo, el porcentaje varía en un 58% de fracturas adhesivas, y un 42% de fracturas mixtas. Y el porcentaje de fracturas mixtas se dispara, a un 67%, en el caso de los grupos tratados con ácido fluorhídrico seguido de la aplicación de silano.

5. CONCLUSIONES FINALES

5. CONCLUSIONES FINALES

A la vista de los resultados obtenidos, y teniendo en cuenta las limitaciones inherentes al presente estudio in vitro, podemos establecer las siguientes conclusiones:

1. Todos los tratamientos de superficie mejoraron la adhesión
2. La mejor fuerza de adhesión se obtuvo con el material de restauración Lava Ultimate sometido al tratamiento de superficie arenado.
3. Se observa una influencia notable del termociclado en la adhesión, se produce la ruptura de muchas muestras durante su proceso
4. Todas las cerámicas ofrecieron mejor resultado con el tratamiento de grabado ácido fluorhídrico.
5. En el material con estructura de resina compuesta el grabado con ácido fluorhídrico reduce la fuerza de adhesión.
6. No es posible concluir que un tratamiento es el mejor independientemente del tipo de material.

No obstante, sería necesario extender estos estudios y ampliarlos con los nuevos materiales que vayan surgiendo con el fin de obtener un mejor conocimiento de los condicionantes implicados en la adhesión.

6. BIBLIOGRAFÍA

1. Abadie MJ *Materiaux composites en odontologie, composition clinique et reaction de prise* Act. Stomatol 1984; 147: 363-383
2. Abd Wahab MH, Bakar WZ, Husein A. Different surface preparation techniques of porcelain repaired with composite resin and fracture resistance. *J Conserv Dent.* 2011 Oct;14(4):387-90.
3. Abo T, Uno S, Yoshiyama M, Yamada T, Hanada N. Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramics. *Int J Dent.* 2012;2012.
4. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater.* 2006;22(9):857-863.
5. Acharya GS, Manjunath M. The effect of surface treatments and bonding regimens on microtensile bond strengths of repaired composite: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2012 Oct;15(4):383-7.
6. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent.* 1995 May;73(5):464-70.
7. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2004;32(2):91-99.
8. Albers HF *Odontología Estética* 1988 1ª ed. Ed. Labor S.A. Barcelona 18-72, 363-383.

9. Al-Shammery H A O, Bubb NL, Youngson CC, Fasbinder DJ, Wood DJ. The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD-CAM ceramics following two polishing techniques. *Dent Mater.* 2007;23(6):736-41.
10. Al-Wahadni. Dental Material The roots of dental porcelain: Introduction. Dental Material. *Dent News (Lond).* 1999;VI number2:43-44.
11. Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater.* 2006;22(3):283-90.
12. Amaral R, Ozcan M, Valandro LF, Balducci I, Bottino MA. Effect of conditioning methods on the microtensile bond strength of phosphate monomer-based cement on zirconia ceramic in dry and aged conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008;85(1):1-9.
13. Andreatta Filho OD, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Leite FPP. Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement. *J Appl Oral Sci.* 2003;11:61-67.
14. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH a, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):50-62.

15. Auther A, Maurette A Technologie des composites Encyclopedie Medico-Chirurgicale ; 3,1982 Tomo 7 23065 G-10
16. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):117-23.
17. Attia A, Lehmann F, Kern M. Influence of surface conditioning and cleaning methods on resin bonding to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2011;27:207-213.
18. Ayad MF, Fahmy NZ, Rosenstiel SF. Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent.* 2008;99(2):123-130.
19. Bachhav VC, Aras MA. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology. *J Adv Prosthodont.* 2011;3(2):57-62.
20. Baume LJ, Holz J Le comportement clinique a longue echeance des composites. *Act. OdontoStomatol.* 1984; 147: 485-503
21. Barkeley RL, Gow AF, Faunce FR Esthetic tooth restoration *Dent. Survey* 1979; 55 (1): 22-27

22. Barney J. Firm Resources and Sustained Competitive Advantage. *J Manage.* 1991;17(1):99-120.
23. Baron RM, Kenny DA. The moderator-mediator variable distinction in social psychological research: conceptual, strategic, and statistical considerations. *J Pers Soc Psychol.* 1986;51(6):1173-1182.
24. Behr M, Proff P, Kolbeck C, et al. The bond strength of the resin-to-zirconia interface using different bonding concepts. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4(1):2-8.
25. Besimo CE, Graber G. CAD/CAM en coronas y puentes. En: Schmidfeder J. Atlas de Odontología Estética. 1^o ed. Barcelona: Masson;1999.p.235-242.
26. Birkinshaw JM, Hamel G, Mol MJ. Management innovation. Swenson KD, ed. *Acad Manag Rev.* 2008;33(4):825-845.
27. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89:268-274.
28. Boccara E et al. Propietes mecaniques des resines composites evolution dans le temps. *J. Biomateriaux. Dent.* 1985; 1(2): 151-159

29. Bona A Della, Borba M, Benetti P, Cecchetti D. Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Braz Oral Res.* 2007;21(1):10-15.

30. Bona A Della. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci.* 2005;13(2):101-109.

31. Bowen RL. Use of epoxy resins in restorative materials *J.Dent.Res* 1956; 35(3): 360-369

32. Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues I-V *J.Dent.Res.* 1961 ; 44: 890 (I), 895 (II), 903 (III), 906 (IV), 1369 (V).

33. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restoration *J.Am.Dent.Assoc* 1963; 66:57

34. Bowen RL, Cobb EN, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: improvement in bond strength to dentin *J.Dent.Res* 1982 ;61(9): 1070-1079

35. Bowen RL, Everett NC A method for bonding to dentin and enamel. *J.Am Dent. Assoc.* 1983; 105: 1015.

36. Bowen RL Development of a silica-resin direct filling material. 1985 Report 6333. Washington National Bureau of Standards.

37. Braem M, Lambrechts P, Van Herle G Les propriétés physiques et mécaniques des composites dentaires. *Act. Odontostomatol.* 1984; 147: 385-409

38. Braga RR, Ballester RY, Daronch M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dent Mater.* 2000.

39. Brauen GM, Termini ID Bonding of bovine enamel to restorative resin; effect of pretreatment of enamel. *J.Dent.Res.* 1972 ;52:151-153

40. Brentel AS, Ozcan M, Valandro LF, Alarça LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater.* 2007;23(11):1323-31.

41. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J.Dent.Res* 1955; 34: 849-853.

42. Buonocore MG. Principles of adhesive retention and adhesive restoration materials *J.Am.Dent Assoc.* 1963; 67(3): 382-391.

43. Burke FJT. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns constructed in a leucite-reinforced ceramic. *Dental Materials* 1999; 15 359-362.
44. Cadafalch J, Cadafalch E. Tecnología CAD/CAM en odontología. En: Mallat E. Prótesis fija estética. Un enfoque clínico e interdisciplinario. Madrid: Elsevier (ed);2007. p. 353-377. 3.
45. Calamia JR. Etched porcelain facial veneers: A new treatment modality based on scientific and clinical evidence *N.Y.J.Dent* 1983; 53(6): 255-259.
46. Calamia JR. Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence Int* 1985; 16(1): 5-12
47. Calamia JR. High-strength porcelain bonded restorations: anterior and posterior. *Quintessence Int* 1989; 20(10): 716-726.
48. Calamia JR, Simonsen RJ. Effect of coupling agents on bond strength of etched-porcelain. *J. Dent. Res* 1984; 63: 162-163.
49. Camps I. Estudio experimental de la retención en los frentes laminados de cerámica. Tesis de Licenciatura. Facultad de Medicina i Odontología Universitat de Valencia 1986.
50. Camps I et al. Las alteraciones estéticas de los dientes anteriores. Su solución con frentes laminados de cerámica. *Medicina Estética* 1987: Jul-Sep; 17-24.

51. Camps I, Gascon F, Arnal M. Estudio de la fuerza de unión resina compuesta-porcelana: Desarrollo de un modelo experimental. *Acta Estomatol.Val* 1987;1; 35-43.
52. Camps I. Estudio experimental de la capacidad de unión entre la cerámica y la resina compuesta. Tesis Doctoral Universitat de Valencia 1992.
53. Caparroso C, Duque JA. Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión. *Rev Fac Odontol Univ* 2010; 22(1): 88-108.
54. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*. 1998;14(6):394-398.
55. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NRFA, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent*. 2004. 32, 55-65.
56. Casucci A, Monticelli F, Goracci C, et al. Effect of surface pre-treatments on the zirconia ceramic-resin cement microtensile bond strength. *Dent Mater*. 2011;27(10):1024-30.
57. Cattani Lorente M, Scherrer SS, Richard J, Demellayer R, Amez-Droz M, Wiskott HWA. Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP

- dental ceramic treated with the CoJet™ Sand. *Dent Mater.* 2010;26(11):1035-42.
58. Cerec@3D. Manual de usuario. Sirona Dental Systems GMBH. Fabrikstraße 31, D64625 Bensheim Germany).
59. Chan KC, Boyer DB Repair of conventional and microfilled composite resins. *J.Prosthet Dent* 1983; 50(3): 345-350
60. Chan KHC, Boyer DB, Aunan DC Bond strength of cement to nickel-chromium and silver-palladium alloys. *J. Prosthet Dent* 1985; 53(1): 353-355
61. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Jarvis T. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. 90(1).
62. Chen Tm, Brauer GM, Solvent effects on bonding organo-silane to silica surfaces. *J Dent Res.* 1982 Dec;61(12):1439-43.
63. Chesbrough HW, Appleyard MM. Open Innovation and Strategy. *Calif Manage Rev.* 2007;50(1):57-77.
64. Christensen GJ, Christensen RP In vivo comparison of composite and microfill resin - a two year report- AADR Program and abstract. 1980 N.219

65. Chistensen GJ Porcelain repair. *Clin. Research Assoc* 1982;6 (8): 1-2
66. Clausen J-O, Abou Tara M, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater*. 2010;26(6):533-8.
67. Cohen WM, Levinthal DA. Absorptive Capacity: A New Perspective on Learning and Innovation. *Adm Sci Q*. 1990;35(1):128-152.
68. Colares RCR, Neri JR, Souza AMB De, Pontes KMDF, Mendonça JS, Santiago SL. Effect of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-disilicate ceramic repaired with composite resin. *Braz Dent J*. 2013;24(4):349-52.
69. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):389-404.
70. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013;110(6):447-454.e10.
71. Costa AR, Correr AB, Puppini-Rontani RM, et al. Effect of bonding material, etching time and silane on the bond strength of metallic orthodontic brackets to ceramic. *Braz Dent J*. 2012;23(3):223-7.

72. Craig RG, Peyton FA Restorative Dental Materials 1975. 5^a Ed. St. Louis C.V. Mosby Co pp 5
73. Davidson CL, De Gee AJ, Feilzaer A The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J. Dent. Res* 1984 ;63(12): 1396-1399
74. De´Rand T, Ehrford I A long-term evaluation of dental composite resins *J.Dent.Res* 1980;59(4): 721
75. Dëndar M, Özcan M, Gökçe B, Çömlekoglu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater.* 2007;23(5):630-636.
76. de Carvalho RF, Martins MEMN, de Queiroz JRC, Leite FPP, Ozcan M. Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dent Mater J.* 2011;30(3):392-397.
77. de la Macorra JC P-HJ.J. Microtensile bond strength test bias caused by variations in bonded areas. *J Adhes Dent* 2014 Jun;16(3)207-19 doi 103290/jjad.a32068. 2014;16(3):207-19.
78. de Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Microtensile bond strength of a repair composite to leucite-reinforced feldspathic ceramic. *Braz Dent J.* 2007;18(4):314-319.

79. De Melo MAV , Moysés MR, Santos SG Dos, Alcântara CEP, Ribeiro JCR. Effects of different surface treatments and accelerated artificial aging on the bond strength of composite resin repairs. *Braz Oral Res.* 2011;25(6):485-91.
80. De Menezes FCH, Borges GA, Valentino TA, De Menezes Oliveira MAH, Turssi CP, Correr-Sobrinho L. Effect of surface treatment and storage on the bond strength of different ceramic systems. *Brazilian J Oral Sci.* 2009;8(3):119-123.
81. Dilber E, Yavuz T, Kara HB, Ozturk a N. Comparison of the effects of surface treatments on roughness of two ceramic systems. *Photomed Laser Surg.* 2012;30(6):308-14.
82. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J.* 2013;7:118-22.
83. Doyle WA Current therapy in dentistry. St Louis C.V. Mosby Co 1968: 843-847
84. Duret F. CAD/CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988;117:715-20.
85. Duret F. CAD/CAM in dentistry: present and future applications. In Current concepts. *Quintessence Int* 1996;27:433-436.
86. Eisenhardt KM. Building Theories from Case Study Research. *Acad Manag Rev.* 1989;14(4):532-550.

87. Eisenhardt KM, Graebner ME. Theory building from cases: opportunities and challenges. *Acad Manag J.* 2007;50(1):25-32.
88. Eisenhardt KM, Martin JA. Dynamic capabilities: what are they? *Strateg Manag J.* 2000;21(10-11):1105-1121.
89. Eisenhardt KM. Agency Theory: An Assessment and Review. *Acad Manag Rev.* 1989;14(1):57-74.
90. El Feninat F, Ellis TH, Sacher E, Stangel I. Moisture-dependent renaturation of collagen in phosphoric acid etched human dentin. *J Biomed Mater Res.* 1998.
91. Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G. Effect of dentin primers on the morphology, molecular composition and collagen conformation of acid-demineralized dentin in situ. *Dent Mater.* 1999.
92. Eliasson ST, Tibballs J, Dahl JE. Effect of different surface treatments and adhesives on repair bond strength of resin composites after one and 12 months of storage using an improved microtensile test method. *Oper Dent.* 2014 Sep-Oct;39(5):E206-16. doi: 10.2341/12-429-L. Epub 2014 May 7.
93. Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent Mater J.* 2015;34(2):161-167.

94. El Zohairy A a, De Gee AJ, Hassan FM, Feilzer AJ. The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability. *Dent Mater.* 2004;20(8):778-87.
95. El Zohairy A a, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater.* 2003;19(7):575-583.
96. Erdem a, Akar GC, Kose T. Effects of different surface treatments on bond strength between resin cements and zirconia ceramics. *Oper Dent.* 2014;39(3):E118-27.
97. Escribano NI, de la Macorra JC. Microtensile Strength of Self-adhesive Luting Cements to Ceramic. *J Adhes Dent* 2006; 8:
98. Escribano NI, Del-Nero MO, de la Macorra JC. Inverse relationship between tensile bond strength and dimensions of bonded area. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2003;66(1):419-424.
99. Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, et al. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J Dent.* 2010;38(1):39-43.
100. Fasbinder DJ. CAD/CAM ceramic restorations in the operatory and laboratory. *Compend Contin Educ Dent* 2003;24:595-605.

101. Faunce F. et al. Laminate Veneer restoration of permanent incisors. *J. Am. Dent. Assoc* 1976; 93(4): 790-792
102. Faunce F. Tooth restoration with performed laminated veneers. *Dent. Survey* 1977; 53 (1): 30-32
103. Faunce F. Tratamiento de los dientes con pigmentaciones y manchas. *Dent. Clin. North. Am* 1983; 27 (4): 663-667
104. Ferracane JL. Current Trends in Dental Composites. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1995;6(4):302-318.
105. Ferracane JL, Antonio RC, Matsumoto H. Variables affecting the fracture toughness of dental composites. *J.Dent.Res.* 1987; 66 (6): 1140-1145
106. Ferrari M, Dagostin A, Fabianelli A. Marginal integrity of ceramic inlays luted with a self-curing resin system. *Dent Mater.* 2003.
107. Fischer Ch. , Crosz A., Masuhara E. Esterfahrungen mit einem neuen kunststoff füllung material. *D. Zahn. Zeit* 1968; 23: 209-212

108. Fonseca RG, Martins SB, De Oliveira Abi-Rached F, Dos Santos Cruz CA. Effect of different airborne-particle abrasion/bonding agent combinations on the bond strength of a resin cement to a base metal alloy. *J Prosthet Dent.* 2012;108(5):316-323.
109. Foxton RM, Nakajima M, Hiraishi N, et al. Relationship between ceramic primer and ceramic surface pH on the bonding of dual-cure resin cement to ceramic. *Dent Mater.* 2003;19(8):779-789.
110. Freitag J. Impresiones cerámicas de alfa a omega. Simbiosis de creatividad y perfección. Quintessence técnica (ed. esp.) 1993;4:616-34.
111. Gilman H, Miller LS The determination of silanols with the Karl Fisher reagent *J. Am. Chem. Soc.* 1951; 73:1367-8
112. Gomes AL, Castillo-Oyagüe R, Lynch CD, Montero J, Albaladejo A. Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *J Dent.* 2013;41:31-41.
113. Guaita FM. 11 Lectura crítica de un Metaanálisis y de una revisión sistemática. Available at: http://giscarmsa.es/recursos/ficheros/136630-capitulo_11.pdf http://www.murciasalud.es/recursos/ficheros/136630-capitulo_11.pdf.
114. Guarda GB, Correr AB, Gonçalves LS, Costa AR, Borges GA, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Effects of surface treatments, thermocycling, and

- cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent*.2013 Mar-Apr;38(2):208-17.
115. Güth J-F, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dent Mater J*. 2013;32(6):865-871.
116. Hamano N, Chiang Y-C, Nyamaa I, et al. Effect of different surface treatments on the repair strength of a nanofilled resin-based composite. *Dent Mater J*. 2011;30(4):537-545.
117. Hehn S. The evolution of a chairside CAD/CAM system for dental restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2001;22(6 Suppl):4-6.
118. Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri a, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater*. 2011;27(2):e10-9.
119. Heintze SD, Cavalleri a, Zellweger G, Büchler a, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater*. 2008;24(10):1352-61.
120. Hench LL, Splinter RJ, Allen WC, Greenlee TK. Bonding mechanisms at the interface of ceramic prosthetic materials. *J Biomed Mater Res*. 1971;5:117-141.

121. Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices*. 2008;5(6):729-745.
122. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater*. 2002 Mar;18(2):179-88.
123. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Storage effect of a pre-activated silane on the resin to ceramic bond. *Dent Mater*. 2004;20(7):635-42.
124. Hori S, Minami H, Matsumura H TT. Effect of hydrofluoric Acid Etching on Shear Bond Strength of an Indirect Resin Composite to an Adhesive Cement. *Dent Mater*. 2008;27(4):515-522.
125. Horn HR A new lamination: porcelain bonded to enamel NY State Dent J 1983;49(6): 401-403
126. Howe JM. Bonding, structure, and properties of metal/ceramic interfaces: Part 1 Chemical bonding, chemical reaction, and interfacial structure. *Int Mater Rev*. 1993;38:233-256.
127. Janda R. Cerámicas sin metal: composición, propiedades, aplicación, valoración. Quintessence técnica (ed. esp.) 2007;18(9):490-504.

128. Jordan RE Esthetic composite bonding-techniques and materials. Esthetic Composite Bonding. Decker Inc. USA. 1987
129. Kang S-H, Chang J, Son H-H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod*. 2013;38(3):134-40.
130. Kato G, Nakabayashi N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. *Dent Mater*. 1998. 14: 347-352
131. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. **Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives.** *J Prosthet Dent*. 1996 Jan;75(1):18-32.
132. Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res*. 2009;88:817-822.
133. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*. 1998;14:64-71.
134. Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, et al. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*. 2010;26:426-432.

135. Kiyani VH, Saraceni CHC, da Silveira BL, Aranha ACC, Eduardo CDP. The influence of internal surface treatments on tensile bond strength for two ceramic systems. *Oper Dent*. 2007;32(5):457-465. doi:10.2341/06-131.
136. Klim J. Clinical applications for chairside CAD/CAM dentistry. *Compendium* 2007;28(11):18-26.
137. Knight GM, McIntyre JM. The effect of silver fluoride and potassium iodide on the bond strength of auto cure glass ionomer cement to dentine. 2006;(1):42-45.
138. Konopka K, Olszowska-Myalska A, Szafran M. Ceramic-metal composites with an interpenetrating network. In: *Materials Chemistry and Physics*. Vol 81.; 2003:329-332.
139. Kumbuloglu O, Lassila LVJ, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Bond strength of luting cement to casting and soldering alloy. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2006;14:18-22.
140. LaBarre EE, Ward HE. An alternative resin-bonded restoration J. *Prosthet Dent* 1984; 52 (2): 247-249
141. Larsen IB, Munksgaard EC. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *Scand J Dent Research* 1991;99(3):254-61.

142. Laswel HR, Welk DA, Swartz ML. The influence of phosphoric acid etching on retention of acrylic resin to bovin enamel. *J.Am Dent. Assoc* 1971; 82: 1381-1386

143. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*. 2014;33(5):705-710.

144. Lebon N, Tapie L, Vennat E, Mawussi B. Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. *J Prosthet Dent*. 2015:1-12.

145. Lee JG et al. Bonding strengths of etched porcelain disc three different bonding agents. *J.Dent. Child* 1986; Nov-Dic:409-414

146. Lerman S. *Historia de la Odontología*. 1990. Ed. Mundi SAIC y F. Buenos Aires.

147. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res*. 2014;58(4):208-216.

148. Lutz F, Setcos F, Phillips R Resinas para restauraciones dentales *Dent. Clin North Am* 1983; 27(4): 707-722

149. Magne P, Cascione D. Influence of post-etching cleaning and connecting porcelain on the microtensile bond strength of composite resin to feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 2006;96(5):354-61.
150. Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater.* 2010;26(2):e17-23.
151. March JG. Exploration and Exploitation in Organizational Learning. *Organ Sci.* 1991;2(1):71-87. doi:10.1287/orsc.2.1.71.
152. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater.* 2010;26(2):e11-6.
153. Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *Rcoe.* 2007;12:253-263.
154. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of five silane coupling agents on the bond strength of a luting cement to a silica-coated titanium. *Dent Mater.* 2007;23:1173-1180.
155. Martins ARM, Gotti VB, Shimano MM, Borges GA, Gonçalves LDS. Improving adhesion between luting cement and zirconia-based ceramic with an alternative surface treatment. *Braz Oral Res.* 2015;29(1):1-2.

156. Mc Cabe JF ANDERSON. *Materiales de Aplicación Dental*. Salvat Editores S.A. Barcelona
157. McKinney JE, Wu W Relationship between subsurface damage and wear of dental restorative composites. *J. Dent. Res* 1982; 61 (9): 1083-1088
158. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119:251-267.
159. McLean JW. Polycarboxylate cements. Five years' experience in general practice. *Br Dent J* 1972;132(1):9-15.
160. Mehl A, Kunzelmann K-H, Folwaczny M, Hickel R. Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. *J Adhes Dent* 2004;6(3):239-45.
161. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*. 2011;56(SUPPL. 1):97-106.
162. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD / CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. 2009;28(1):44-56.

163. Mörmann WH, Brandestini M. The fundamental intensive principles of Cerec CAD/CIM and other CAD/CAM methods. In: Mörmann WH, ed. CAD/CIM in Aesthetic Dentistry. Berlin: Quintessence, 1996:81-110.
164. Mörmann WH, Bindl A. Cerec 3. Un salto espectacular en restauraciones asistidas por ordenador: resultados clínicos iniciales. Quintessence (ed.esp.) 2002;15(3):168-82.
165. Mörmann WH. The origin of the CEREC method: A personal review of the first 5 years. *Int J Comput Dent* 2004;7:11-24.
166. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* . 2006;137 (suppl 1):7S-13S. doi:10.14219/jada.archive.2006.0398.
167. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system ABSTRACT. 2006;137(September):7-13.
168. Mörmann WH The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *Int J Comput Dent*.2004 Jan;7(1):11-24.
169. Munechika T et al. A comparison of the tensile bond strengths of composite resins to longitudinal and transverse sections of enamel prisms in human teeth *J.Dent. Res* 1984; 63 (8): 1079-1082
170. Nagayassu MP, Shintome LK, Uemura ES, de Araújo JEJ. Effect of surface treatment on the shear bond strength of a resin-based cement to porcelain. *Braz Dent J*. 2006;17(4):290-295.

171. Neumann P. CAD/CAM: ceramics an overview for the Cerec practitioner. *Int J Comput Dent* 1999;2:45-47.
172. Okuno O. Micro-tensile testing machine. *Tokyo Ika Shika Daigaku Iyo Kizai Kenkyuso Hokoku* 1970; 4:75-8
173. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2006;33:827-32.
174. Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dent Mater.* 2009;25(3):392-9.
175. Özcan M, Alander P, Vallittu PK, Huysmans MC, Kalk W. Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *J Mater Sci Mater Med.* 2005;16:21-27.
176. Özcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GAP, Bottino MA. Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dent Mater.* 2007;23(10):1276-82.

177. Özcan M, Nijhuis H VL. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J*. 2008;27(1):99-104.
178. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*. 2003;19(8):725-731.
179. Oztürk a N, Inan O, Inan E, Oztürk B. Microtensile bond strength of cad-cam and pressed-ceramic inlays to dentin. *Eur J Dent*. 2007;1(2):91-6.
180. Paffenbarger GC., Sweeney WT., Bowen RL. Bonding porcelain teeth to acrylic resin denture bases. *J. Am.Dent.Assoc* 1967; 74: 1018
181. Pashley DH, Sano H, Giucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995; 11:117-25
182. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhesiv Dent* 1999;1:299-309
183. Paula A, Ayres A, Andre CB, et al. Indirect Restoration Thickness and Time after Light-Activation Effects on Degree of Conversion of Resin Cement. 2015;26:363-367.

184. Pavan S, dos Santos PH, Berger S, Bedran-Russo AKB. The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent.* 2010;104(4):258-64.
185. Peampring C. Restorative management using hybrid ceramic of a patient with severe tooth erosion from swimming: a clinical report. 2014:423-426.
186. Pereira CN, Buono VT, Mota JM. The influence of silane evaporation procedures on microtensile bond strength between a dental ceramic and a resin cement. *Indian J Dent Res.* 2010 Apr-Jun;21(2):238-43.
187. Pereira PN, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater.* 1999; 15 46-53
188. Pérez AB, Romeo M, Martínez JA. Cerámicas utilizadas en los sistemas CAD/CAM. *Rev Int Prot Estomatol* 2006;8(1):78-91.
189. Perng-Ru L. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium* 2005;26(7):507-516.
190. Peumans M, Hikita K, De Munck J, et al. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *J Dent.* 2007;35(4):282-8.

191. Peyton FA, Mann WR Acrylic and acrylic styrene resins: Their properties in relation to their uses as restorative materials. *J. Am. Dent. Assoc.* 1942; 29: 852

192. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater.* 1998; 14:212-221

193. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater.* 1998.

194. Pilathadka S, Vahalova D. Contemporary all-ceramic materials, part-1. *Acta Medica (Hradec Kralove)*. 2007;50(2):101-104.

195. Pilathadka S, Vahalová D. Contemporary all-ceramic systems, part-2. *Acta Medica (Hradec Kralove)*. 2007;50(2):105-107.

196. Pisani-Proenca J, Erhardt MCG, Valandro LF, et al. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 2006;96(6):412-7.

197. Plant CG, Thomas GD Porcelain facings: a simple clinical and laboratory method. *Br. Dent. J.* 1987; 163: 232-234

198. Pollington S, Fabianelli A, van Noort R. Microtensile bond strength of a resin cement to a novel fluorcanasite glass-ceramic following different surface treatments. *Dent Mater.* 2010;26(9):864-72.
199. Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clin Oral Investig.* 2002;6:189-197.
200. Prahalad CK, Hamel G. The Core Competence of the Corporation. Hahn D, Taylor B, eds. *Harv Bus Rev.* 1990;68(3):79-91.
201. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. *J Dent.* 1997 Mar;25(2):91-5.
202. Rashid H, Cam CAD, Max IPSE, et al. The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry : A review of literature. 2014;8(4):571-579.
203. Reel Dc, Mitchell RJ Fractures resistance of teeth restores with clas II composite restorations *J.Prosthet.Dent* 1989; 61 (2): 177-180
204. Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RHM. Durability of resin dentin interfaces: Effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater.* 2004.
205. Rekow D. Computer aided desing and manufacturing in dentistry: a review of the state of the art. *J Prosthet Dent*1987;58(4):512-6.

206. Rekow ED. Dental CAD/CAM systems. A 20-years success story. *JADA* 2006;137(September):5-6.
207. Rinastiti M, Özcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ. Effects of surface conditioning on repair bond strengths of non-aged and aged microhybrid, nanohybrid, and nanofilled composite resins. *Clin Oral Investig*. 2011;15(5):625-33.
208. Ring ME Historia de la Odontología 1989 1ª ed. Ed. Doyma. Barcelona.
209. Ritter A V., Nunes MF. Fired ceramic inlays: A 6-year follow up: Commentary. *J Esthet Restor Dent*. 2002.
210. Rocca GT, Saratti CM, Poncet A, Feilzer AJ, Krejci I. The influence of FRCs reinforcement on marginal adaptation of CAD/CAM composite resin endocrowns after simulated fatigue loading. *Odontology*. 2015.
211. Román-Rodríguez JL, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, et al. In vitro experimental study of bonding between aluminium oxide ceramics and resin cements. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010;15(1).
212. Roman-Rodriguez J, Agustin-Panadero R, Alonso-Perez-Barquero J, Fons-Font a, Sola-Ruiz M. Shear bond strength of partial coverage restorations to dentin. *J Clin Exp Dent*. 2015;7(3):e396-e399.

213. Ronk SL Dental laminates: which technique? *J.Am.Dent.Assoc* 1981; 102(2): 186-188
214. Sabaliauskas V, Juciute R, Bukelskiene V, Rutkunas V, Trumpaite-Vanagiene R, Puriene A. In vitro evaluation of cytotoxicity of permanent prosthetic materials. *Stomatologija*. 2011;13(3):75-80.
215. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral Implantol (Rome)*. 2014;3(4):57-70.
216. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takasu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley D. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a microtensile bond test. *Dent. Mater.* 1994; 10:236-240
217. Saraç YŞ, Elekdag-Turk S, Saraç D, Turk T. Surface conditioning methods and polishing techniques effect on surface roughness of a feldspar ceramic. *Angle Orthod.* 2007;77(4):723-728.
218. Sarikaya I, Güler AU. Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. *J Appl Oral Sci.* 2010;18(1):10-6.
219. Scherrer SS, Cesar PF, Swain M V. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dent Mater.* 2010;26(2) e78-e93.

220. Schmage P, Nergiz I, Herrmann W, ??zcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;123:540-546.
221. Schunke S. CAD/CAM: ¿un paso adelante o atrás? La tecnología CAD/CAM cambia la evaluación de la calidad de la prostodoncia: un artículo actual y personal. *Quintessence técnica (ed.esp.)* 2008;19(2):92-102.
222. Sciasci P, Abi-Rached FO, Adabo GL, Baldissara P, Fonseca RG. Effect of surface treatments on the shear bond strength of luting cements to Y-TZP ceramic. *J Prosthet Dent.* 2015;113(3):212-219.
223. Semmelman JO, Kulp PR. Silane bonding porcelain teeth to acrylic J.Am. Dent. Assoc 1958; 7:69
224. Senyilmaz DP, Palin WM, Shortall a CC, Burke FJT. The effect of surface preparation and luting agent on bond strength to a zirconium-based ceramic. *Oper Dent.* 2007;32(6):623-630.
225. Sheets JL, Wilcox CW, Barkmeier WW, Nunn ME. The effect of phosphoric acid pre-etching and thermocycling on self-etching adhesive enamel bonding. *J Prosthet Dent.* 2012;107(2):102-108.
226. Shimakura Y, Hotta Y, Fujishima A, Kunii J, Miyazaki T, Kawawa T. Bonding strength of resin cement to silicate glass ceramics for dental CAD/CAM systems is enhanced by combination treatment of the bonding surface. *Dent Mater J.* 2007;26(5):713-721.

227. Silverstone LM. Fisure Sealants: laboratory studies. Caries Research 1974; 8:2-26
228. Silverstone LM Odontología preventiva 1º edición 1980. Barcelona Ed Doyma S.A. 95-129.
229. Simonsen RJ, Calamia JR Tensile Bond strength of etched porcelain. J.Dent.Res. 1983; 62
230. Sirona Dental. Cerec 3, Cerec in Lab, Cerec Scan. Sirona Dental Systems GMBH, Fabrikstrasse 31, D64625 Bensheim, Alemania.
231. Soares JC, Giannini M, Tavares de Oliveira M, Maffei LA MML. Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. 2004;12(1):45-50.
232. Soares JC, Ribeiro Santana F, Pereira JC, Santos Araujo T, Souza Menezes M. Influence of airborne-particle abrasión on mechanical properties and bond strength of carbón/epoxy and glass/ Bis-GMA fiber-reinforced resin posts. The Journal of Prosthetic Dentistry 2008 99, 6, 444-454.
233. Soares CJ, Soares PV, Santos -Filho PC, Armstrong SR Microtensile specimen attachment and shape-finite element analysis J Dent Res 2008; 87: 89-93

234. Soderholm JA et al. Shear bond strength of composite resin to porcelain. *Int. J. Prosthodont* 1991; 4(1): 17-23
235. Sorensen JA, Engelman MJ, Torres TJ, Avera SP. Shear bond strength of composite resin to porcelain. *Int J Prosthodont*.1991 Jan-Feb;4(1):17-23.
236. Sorensen JA. The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quint Dent Technol* 2003;26:57-67. 40.
237. Sorensen JA. The Lava™ All-Ceramic System: CAD/CAM Zirconia Prosthodontics for the 21st Century. *Synergy In Dentistry* 2003;2(1):1-10.
238. Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Özcan M, Hämmerle C. Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *J Prosthet Dent*. 2012;107(2):94-101.
239. Stawarczyk B, Krawczuk A, Ilie N. Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clin Oral Investig*. 2014:299-308.
240. Sturb JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restoration. Current systems and future possibilities. *JADA* 2006;137(9):1289-96.

241. Takeuchi K, Fujishima A, Manabe A, et al. Combination treatment of tribochemical treatment and phosphoric acid ester monomer of zirconia ceramics enhances the bonding durability of resin-based luting cements. *Dent Mater J.* 2010;29(3):316-323.
242. Tashkandi E. Effect of surface treatment on the micro-shear bond strength to zirconia. *Saudi Dent J.* 2009;21(3):113-6.
243. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent.* 2002. 30, 371-382.
244. Teece DJ, Pisano G, Shuen A. Dynamic capabilities and strategic management. Dosi G, Nelson RR, Winter SG, eds. *Strateg Manag J.* 1997;18(7):509-533.
245. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater.* 2011;27(1):71-82.
246. Touati B. Facettes pelliculaires collees en resine composite. *Revue d'Odonto-Stomatologie* 1986; 15(2): 109-115
247. Tovati B, Miara P, Nathanson D. Sistemas cerámicos actuales. En : *Odontología estética y restauraciones cerámicas.* 1ªed.Barcelona:Masson; 2000. p.34-5.

248. Tranfield D, Denyer D, Smart P. Towards a Methodology for Developing Evidence-Informed Management Knowledge by Means of Systematic Review. *Br J Manag.* 2003;14(3):207-222.
249. Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: A review. 2004;(3):112-121.
250. Umemoto K. and kurata S. Effects and of Mixed Dental Silane Coupling Agent on Porcelain Tooth Material Various Dental Alloys. *Dent Mater.* 1995;14(2):135-142.
251. Urrútia G, Bonfill X. [PRISMA declaration: a proposal to improve the publication of systematic reviews and meta-analyses]. *Med Clin (Barc).* 2010;135(11):507-11.
252. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent.* 2005;93:253-259.
253. Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona A Della. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent.* 2006;8:175-181.

254. Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona A Della. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent*. 2006;8:175-181.
255. Van der Zel JM. Comparación entre los sistemas CAD/CAM actuales. *Quintessence técnica*(ed.esp) 1999;10(7):392-403.
256. Van Dijken JW V. Resin-modified glass ionomer cement and self-cured resin composite luted ceramic inlays. A 5-year clinical evaluation. *Dent Mater*. 2003; 19 670-674
257. Van Dijken JW V. Fired ceramic inlays: a 6-year follow up. *Journal of Dentistry* 26, 3; 219-225.
258. Vargas MA, Bergeron C. Cementing all-ceramic restorations: Recommendations for success. *J Am Dent Assoc*. 2014;142:20-24.
259. Vasko JS, Brocksman SK Clinical and experimental experiences with plastic adhesives. *An. Surg* 1965; 123-129
260. Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais C a, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent*. 2009;102(5):306-12.

261. Vita. Vita Enamic ®. :3839. http://dencadigi.com/wp-content/uploads/2014/VITA_10024SP_ENAMIC_PS_ES_V03.pdf
262. Vita. Vitablocs ®. <https://erp.somuden.es/folleto/804-10.pdf>
263. Vita Zahnfabrik. Vita: Información de producto. Vita Zahnfabrik, H. Rauter GMBH & co KG, Postfach 1338.
264. Vreven J., Delmelle P. , Desrlimaux R. Reconstitutions esthetiques par composites et facettes collees. *Act. OdontoStomatol.*1984; 147: 505-519
265. Walls AWG, Mc Cabe JF, Murray JJ The bond strength of composite laminate veneers *J.Dent.Res.* 1985; 64(10): 1261-1264
266. Wang Z, Shemilt J, Xiao P. Fabrication of ceramic composite coatings using electrophoretic deposition, reaction bonding and low temperature sintering. *J Eur Ceram Soc.* 2002;22:183-189.
267. Weick KE, Sutcliffe KM, Obstfeld D. Organizing and the Process of Sensemaking. *Organ Sci.* 2005;16(4):409-421.
268. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent.*2004 Feb;91(2):136-43.

269. Winter SG. Understanding dynamic capabilities. *Strateg Manag J.* 2003;24(10 SPEC ISS.):991-995.
270. Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restoration. Current systems and future possibilities. *JADA* 2006;137(9):1289-96
271. Witkowski S. Biocerámicas de alta tecnología para el futuro. *Quintessence Técnica* (ed. esp.) 2006;17(7):381-91.
272. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater.* 2010;26:44-50.
273. Yavuz T, Dilber E, Kara HB, Tuncdemir AR, Ozturk a N. Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers Med Sci.* 2013;28(5):1233-9.
274. Yen TW, Blackman RB, Baez RJ. Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 1993 Sep;70(3):224-
275. Yesil ZD. Microtensile bond strength testing of resin cements. *Int J Adhes Adhes.* 2009;29(4):352-355.
276. Yin RK. *Case Study Research: Design and Methods.*; 2009.

277. Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Effects of two silane coupling agents, a bonding agent, and thermal cycling on the bond strength of a CAD/CAM composite material cemented with two resin luting agents. *J Prosthet Dent*. 2001;85(2):184-9.
278. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2006 Apr;77(1):28-33.
279. Yu Z, Strutz JM, Kipnis V, White SN. Effect of dynamic loading methods on cement film thickness in vitro. *J Prosthet Dent* 1995;4:251-5.
280. Yucel MT, Aykent F, Akman S, Yondem I. Effect of surface treatment methods on the shear bond strength between resin cement and all-ceramic core materials. *J Non Cryst Solids*. 2012;358(5):925-930.
281. Zhang X, Chai Z-G, Wang H, Wang Y-J, Chen J-H. Influence of different adherend materials and combinations on in vitro shear bond strength. *Dent Mater J*. 2013;32(4):622-7.
282. Zogheib LV, Della Bona A, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J*. 2011;22(1):45-50.

283. Zortuk M, Kilic K, Gurbulak AG, Kesim B, Uctasli S. Tensile bond strength of a lithium-disilicate pressed glass ceramic to dentin of different surface treatments. *Dent Mater J.* 2010;29(4):418-424.
284. 3M Espe 1. Restorative CAD/CAM, Cam RCAD. Lava™ Ultimate. Instrucciones de uso.

7.ANEXOS

**7.1. ANEXO 1 TABLAS DE RECOGIDA
DE RESULTADOS**

AREA LAVA ACIDO FLUOHÍDRICO

Barril	Ejido (Leñido del mol)						Cambio General					Medio	Pond
	1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	PUNTO	2572.91	1700.96	V	V			
A1	2676.000	1480.000	2560.000	1380.000	2576.000	1568.000	2688.000	1568.000	1570.000	1570.000	4827.0	100.0	
A2	2884.000	1522.000	2580.000	1522.000	2584.000	1584.000	2800.000	1584.000	1620.000	1620.000	4278.6	88.0	
A3	2480.000	1688.000	2528.000	1688.000	2532.000	1768.000	2472.000	1768.000	1725.000	1725.000	4206.6	86.3	
A4	2476.000	1788.000	2526.000	1788.000	2526.000	1822.000	2488.000	1822.000	1831.000	1831.000	4339.0	91.0	
A5	2488.000	1904.000	2526.000	1904.000	2526.000	1956.000	2470.000	1956.000	1949.000	1949.000	4817.7	98.9	
B1	2520.000	1984.000	2620.000	1984.000	2620.000	2000.000	2520.000	2000.000	3971.0	3971.0	81.5	8.5	
B2	2522.000	1980.000	2520.000	1980.000	2520.000	1956.000	2520.000	1956.000	1608.000	1608.000	319.7	65.6	
B3	2624.000	1880.000	2728.000	1880.000	2728.000	1956.000	2620.000	1956.000	1720.000	1720.000	292.5	60.1	
B4	2620.000	1792.000	2712.000	1792.000	2712.000	1956.000	2620.000	1956.000	1820.000	1820.000	371.1	64.4	
B5	2628.000	1920.000	2716.000	1920.000	2716.000	1956.000	2620.000	1956.000	1948.000	1948.000	371.1	65.2	
C1	2720.000	1868.000	2764.000	1868.000	2764.000	1956.000	2720.000	1956.000	1618.000	1618.000	313.5	64.4	
C2	2720.000	1868.000	2764.000	1868.000	2764.000	1956.000	2720.000	1956.000	1618.000	1618.000	313.5	64.4	
C3	2724.000	1864.000	2768.000	1864.000	2768.000	1956.000	2724.000	1956.000	1618.000	1618.000	313.5	64.4	
C4	2724.000	1864.000	2768.000	1864.000	2768.000	1956.000	2724.000	1956.000	1618.000	1618.000	313.5	64.4	
C5	2724.000	1864.000	2768.000	1864.000	2768.000	1956.000	2724.000	1956.000	1618.000	1618.000	313.5	64.4	
D1	2796.000	1860.000	2864.000	1860.000	2864.000	1956.000	2796.000	1956.000	1825.000	1825.000	221.0	39.4	
D2	2804.000	1860.000	2872.000	1860.000	2872.000	1956.000	2804.000	1956.000	1825.000	1825.000	221.0	39.4	
D3	2812.000	1860.000	2884.000	1860.000	2884.000	1956.000	2812.000	1956.000	1825.000	1825.000	221.0	39.4	
D4	2820.000	1860.000	2892.000	1860.000	2892.000	1956.000	2820.000	1956.000	1825.000	1825.000	221.0	39.4	
D5	2828.000	1860.000	2900.000	1860.000	2900.000	1956.000	2828.000	1956.000	1825.000	1825.000	221.0	39.4	
E1	2892.000	1860.000	2988.000	1860.000	2988.000	1956.000	2892.000	1956.000	1825.000	1825.000	221.0	39.4	
E2	2904.000	1860.000	2996.000	1860.000	2996.000	1956.000	2904.000	1956.000	1825.000	1825.000	221.0	39.4	
E3	2912.000	1860.000	3000.000	1860.000	3000.000	1956.000	2912.000	1956.000	1825.000	1825.000	221.0	39.4	
E4	2920.000	1860.000	3000.000	1860.000	3000.000	1956.000	2920.000	1956.000	1825.000	1825.000	221.0	39.4	
E5	2924.000	1860.000	3000.000	1860.000	3000.000	1956.000	2924.000	1956.000	1825.000	1825.000	221.0	39.4	
F1	3008.000	1480.000	3084.000	1480.000	3088.000	1876.000	3008.000	1876.000	1876.000	1876.000	1876.000	258.5	53.1
F2	3020.000	1480.000	3096.000	1480.000	3100.000	1876.000	3020.000	1876.000	1876.000	1876.000	258.5	53.1	
F3	3028.000	1480.000	3104.000	1480.000	3108.000	1876.000	3028.000	1876.000	1876.000	1876.000	258.5	53.1	
F4	3032.000	1480.000	3108.000	1480.000	3112.000	1876.000	3032.000	1876.000	1876.000	1876.000	258.5	53.1	
F5	3040.000	1480.000	3108.000	1480.000	3116.000	1876.000	3040.000	1876.000	1876.000	1876.000	258.5	53.1	
G1	3112.000	1480.000	3108.000	1480.000	3120.000	1876.000	3112.000	1876.000	1876.000	1876.000	258.5	53.1	
G2	3116.000	1480.000	3108.000	1480.000	3124.000	1876.000	3116.000	1876.000	1876.000	1876.000	258.5	53.1	
G3	3124.000	1480.000	3108.000	1480.000	3128.000	1876.000	3124.000	1876.000	1876.000	1876.000	258.5	53.1	
G4	3128.000	1480.000	3108.000	1480.000	3132.000	1876.000	3128.000	1876.000	1876.000	1876.000	258.5	53.1	
H1	3136.000	1480.000	3108.000	1480.000	3136.000	1876.000	3136.000	1876.000	1876.000	1876.000	258.5	53.1	
H2	3140.000	1480.000	3108.000	1480.000	3140.000	1876.000	3140.000	1876.000	1876.000	1876.000	258.5	53.1	
H3	3144.000	1480.000	3108.000	1480.000	3144.000	1876.000	3144.000	1876.000	1876.000	1876.000	258.5	53.1	
H4	3148.000	1480.000	3108.000	1480.000	3148.000	1876.000	3148.000	1876.000	1876.000	1876.000	258.5	53.1	
H5	3240.000	1860.000	3320.000	1860.000	3320.000	1956.000	3240.000	1956.000	1808.000	1808.000	79.8	7.8	
I1	3312.000	1860.000	3320.000	1860.000	3320.000	1956.000	3312.000	1956.000	1460.000	1460.000	466.4	95.7	
I2	3316.000	1860.000	3320.000	1860.000	3320.000	1956.000	3316.000	1956.000	1460.000	1460.000	466.4	95.7	
I3	3320.000	1860.000	3320.000	1860.000	3320.000	1956.000	3320.000	1956.000	1460.000	1460.000	466.4	95.7	
I4	3324.000	1860.000	3320.000	1860.000	3320.000	1956.000	3324.000	1956.000	1460.000	1460.000	466.4	95.7	
I5	3328.000	1860.000	3320.000	1860.000	3320.000	1956.000	3328.000	1956.000	1460.000	1460.000	466.4	95.7	
J1	3348.000	1862.000	3392.000	1862.000	3396.000	1876.000	3348.000	1876.000	1876.000	1876.000	423.9	84.1	
J2	3352.000	1862.000	3396.000	1862.000	3400.000	1876.000	3352.000	1876.000	1876.000	1876.000	423.9	84.1	
J3	3356.000	1862.000	3396.000	1862.000	3404.000	1876.000	3356.000	1876.000	1876.000	1876.000	423.9	84.1	
J4	3360.000	1862.000	3396.000	1862.000	3408.000	1876.000	3360.000	1876.000	1876.000	1876.000	423.9	84.1	
J5	3364.000	1862.000	3396.000	1862.000	3412.000	1876.000	3364.000	1876.000	1876.000	1876.000	423.9	84.1	
K1	3448.000	1862.000	3460.000	1862.000	3464.000	1876.000	3448.000	1876.000	1876.000	1876.000	266.6	54.7	
K2	3452.000	1862.000	3464.000	1862.000	3468.000	1876.000	3452.000	1876.000	1876.000	1876.000	266.6	54.7	
K3	3456.000	1862.000	3464.000	1862.000	3472.000	1876.000	3456.000	1876.000	1876.000	1876.000	266.6	54.7	
K4	3460.000	1862.000	3464.000	1862.000	3476.000	1876.000	3460.000	1876.000	1876.000	1876.000	266.6	54.7	
K5	3464.000	1862.000	3464.000	1862.000	3480.000	1876.000	3464.000	1876.000	1876.000	1876.000	266.6	54.7	

AREA VITABLOCK ARENADO + ACIDO FLUORHÍDRICO

Barra	Esquinas (seriede del reloj)											Módulo	Pmód
	1ª		2ª		3ª		4ª		5ª		BA		
	x ₁	y ₁	x ₂	y ₂	x ₃	y ₃	x ₄	y ₄	x ₅	y ₅			
A1	976,000	1046,000	1072,000	1046,000	1064,000	1124,000	988,000	1124,000			48576,0	12,1	
A2	972,000	1052,000	1052,000	1152,000	1060,000	1228,000	972,000	1228,000			45400,0	10,3	
A3	972,000	1046,000	1056,000	1046,000	1052,000	1324,000	988,000	1324,000			45648,0	9,1	
A4	976,000	1046,000	1048,000	1048,000	1048,000	1432,000	976,000	1432,000			3062,8	8,7	
A5	976,000	1046,000	1048,000	1048,000	1052,000	1528,000	976,000	1528,000			3187,7	9,0	
B1	1084,000	1046,000	1104,000	1046,000	1160,000	1240,000	1080,000	1240,000			56376,0	10,2	
B2	1084,000	1148,000	1148,000	1056,000	1152,000	1328,000	1076,000	1328,000			57888,0	8,0	
B3	1080,000	1152,000	1152,000	1256,000	1152,000	1440,000	1072,000	1440,000			54444,0	6,4	
B4	1080,000	1156,000	1156,000	1264,000	1156,000	1536,000	1072,000	1536,000			60256,0	5,7	
B5	1072,000	1160,000	1160,000	1272,000	1160,000	1640,000	1068,000	1640,000			49704,0	5,7	
C1	1180,000	1052,000	1228,000	1052,000	1280,000	1328,000	1180,000	1328,000			54440,0	6,5	
C2	1176,000	1056,000	1228,000	1056,000	1280,000	1432,000	1180,000	1432,000			54840,0	9,0	
C3	1176,000	1052,000	1228,000	1052,000	1280,000	1536,000	1180,000	1536,000			54840,0	6,3	
C4	1176,000	1056,000	1228,000	1056,000	1280,000	1640,000	1180,000	1640,000			54840,0	6,3	
C5	1176,000	1052,000	1228,000	1052,000	1280,000	1744,000	1180,000	1744,000			54840,0	6,3	
D1	1276,000	1048,000	1312,000	1048,000	1348,000	1424,000	1248,000	1424,000			65840,0	4,2	
D2	1276,000	1048,000	1348,000	1048,000	1372,000	1528,000	1248,000	1528,000			61080,0	4,2	
D3	1280,000	1052,000	1368,000	1052,000	1388,000	1624,000	1248,000	1624,000			66072,0	8,6	
D4	1272,000	1056,000	1368,000	1056,000	1388,000	1720,000	1248,000	1720,000			66072,0	8,6	
D5	1272,000	1052,000	1368,000	1052,000	1388,000	1824,000	1248,000	1824,000			63480,0	2,8	
E1	1392,000	1052,000	1464,000	1052,000	1536,000	1624,000	1368,000	1624,000			68840,0	5,1	
E2	1392,000	1056,000	1464,000	1056,000	1536,000	1720,000	1368,000	1720,000			68840,0	5,1	
E3	1392,000	1052,000	1464,000	1052,000	1536,000	1824,000	1368,000	1824,000			68840,0	5,1	
E4	1388,000	1056,000	1464,000	1056,000	1536,000	1928,000	1368,000	1928,000			59484,0	2,9	
F1	1488,000	1056,000	1548,000	1056,000	1632,000	1720,000	1488,000	1720,000			70320,0	3,0	
F2	1492,000	1056,000	1552,000	1056,000	1632,000	1824,000	1488,000	1824,000			68952,0	4,2	
F3	1488,000	1052,000	1552,000	1052,000	1632,000	1928,000	1488,000	1928,000			70320,0	3,0	
F4	1488,000	1056,000	1552,000	1056,000	1632,000	2032,000	1488,000	2032,000			69952,0	6,4	
F5	1488,000	1056,000	1540,000	1056,000	1632,000	2136,000	1488,000	2136,000			68952,0	4,2	
G1	1576,000	1052,000	1660,000	1052,000	1760,000	1824,000	1576,000	1824,000			73248,0	10,2	
G2	1572,000	1048,000	1660,000	1048,000	1760,000	1928,000	1576,000	1928,000			73248,0	10,2	
G3	1572,000	1056,000	1660,000	1056,000	1760,000	2032,000	1576,000	2032,000			71752,0	8,8	
G4	1568,000	1056,000	1648,000	1056,000	1760,000	2136,000	1568,000	2136,000			69440,0	8,8	
G5	1568,000	1046,000	1648,000	1046,000	1760,000	2240,000	1568,000	2240,000			62288,0	8,8	
											16080,0		
											14960,0		
											14960,0		
											14960,0		

Centro General - 139121

131694

139121

139121

139121

Resultados LAVA ARENADO

	h	b	area	newton	pascales	tipo	
a1	2,15	2,1	32,8	1			
a2	2,12	1,63	55,8	2			
a3	1,31	2,05	41,1	2			
a4	1,94	2,33	54,9	1			
a5	2,35	1,72	39,2	1			
b1	1,97	1,55	67,8	1			
b2	1,64	1,6	33,7	1			
b3	1,57	1,32	59,5	1			
b4	1,95	1,58	54,9	1			
a6	2,27	1,33	22,6	1			
c1	1,48	2,28	33,7	1			
c2	1,63	1,49	47,5	2			
c3	1,49	1,31	49,4	1			
b5	1,72	1,59	46,5	1			
c4	1,99	1,5	43,8	2			
b6	1,3	1,54	25,4	1			
d1	1,86	2,44	34,6	1			
e1	1,84	2,07	80,8	1			
f1	1,9	1,48	32,8	1			
e2	1,85	1,6	69,7	1			
f2	1,62	1,46	66,9	1			
g2	1,61	1,42	52,2	1			
e3	1,4	1,28	42,9	1			
f3	1,88	1,29	42	1			
g3	1,5	1,28	38,3	1			
h3	1,45	1,29	45,7	1			
e4	1,94	1,41	54,9	1			
f4	1,96	1,85	41,1	1			
g4	1,51	1,94	60,5	1			
h4	1,44	1,95	59,5	2			
d5	1,88	1,72	23,5	1			
e5	1,43	1,69	19,8	2			
f5	1,72	1,87		1			
d2	1,83	1,63	43,8	1			
d3	1,85	1,31	54	1			
c5	1,47	1,72	34,6	1			
d4	1,98	1,87	54,9	2			
e1	2,49	1,42	50,3	1			
e2	1,63	1,43	44,8	1			
g5	1,71	1,52	62,3	1			
h5	1,47	1,69	30	1			
c6	1,31	1,47	19,8	1			
d6	1,87	1,3	40,2	1			
e6	1,31	1,43	18,9	2			
f6	1,31	1,9	44,8	2			
g6	1,31	1,54	55,8	3			
h6	1,47	1,35	43,8	1			

tipos de fracturamiento
 1
 2
 3
 4

fractura adh f. mixta
 f. composite
 f. ceramica
 pegamento €

Resultados LAVA ACIDO FLOURHÍDRICO

a2	1,96	2,65	60,5	2
a3	2,72	1,74	35,5	2
a4	2,59	1,43	50,3	1
a5	1,83	2,81	29,1	2
a6	1,9	2,84	39,2	2
b1	1,72	1,65	28,2	2
b3	1,71	1,74	59,5	2
b4	1,72	1,44	27,2	2
b5	1,72	1,85	38,3	2
c1	1,78	1,5	52,2	2
c2	1,95	1,49	72,5	2
c3	1,74	1,49	59,5	1
c4	1,44	1,49	71,5	2
b6	1,9	1,74	29,1	2
d1	1,61	1,82	31,8	2
d2	1,96	1,85	41,1	2
d3	1,74	1,84	40,2	2
c5	1,84	1,5	53,1	1
d4	1,82	1,44	50,3	2
c6	1,87	1,48	47,5	2
d5	1,85	1,8	47,5	2
e1	1,72	1,63	60,5	1
e2	1,62	1,94	43,8	2
e3	1,64	1,74	61,4	2
e4	1,63	1,45	32,8	1
f1	1,6	1,62	39,2	2
f2	1,94	1,61	37,4	2
f3	1,72	1,62	35,5	2
e5	1,85	1,65	66	2
g1	1,77	1,56	36,5	2
g2	1,77	1,95	69,7	2
g3	1,78	1,74	30	1
f4	1,6	1,46	41,1	1
g4	1,79	1,46	16,2	2
f5	1,85	1,63	44,8	2
g5	1,8	1,78	76,2	1
d6	1,89	1,83	36,5	2
e6	1,88	1,65	49,4	2
f6	1,9	1,63	42,9	2
g6	1,79	1,9	65,1	1

tipos de fracnumero
 fractura adh f. mixta 1
 f. composite 2
 f. ceramica 3
 pegamento € 4

Resultados LAVA ARENADO + ACIDO FLUORHÍDRICO

lava.ac:fl	h	a	area	newton	pascales	tipo	1	2	3	4	tipos de fract numero
a1	2,54	2,13	14,3			1					fractura adhef. mixta
a2	2,28	1,91				4					1
a3	2,31	1,56		19,8		1					2
a4	2,65	1,7		28,2		1					3
a5	2,79	2,37		27,2		1					4
b1	2,53	1,83		24,5		1					f. composite
b2	1,98	1,81		46,6		1					f. ceramica
b3	1,64	1,89		40,2		1					pegamento e
b4	1,94	1,7		65,1		1					
b5	2,05	1,99		70,6		1					
d1	2,32	1,51		19,8		1					
c1	1,4	2,49				4					
c2	1,33	1,83		79,8		1					
c3	1,25	1,53		32,8		1					
c4	1,71	1,38		109,4		1					
d2	1,8	1,4		18,9		1					
d3	1,41	1,65		26,3		1					
d4	1,4	1,76		26,3		1					
e1	2,76	2		29,1		1					
e2	2,08	2,22		39,2		1					
e3	1,64	2,06		60,5		3					
c5	1,59	2,33		34,6		2					
f1				77,1		1					
f2	1,79	1,53		20,8		1					
f3	1,52	1,51		33,7		1					
e4	1,85	1,68		36,5		1					
d5	2,01	1,43		30,9		2					
e5	2,08	1,86		54		2					
g1	2,35	1,68		34,6		1					
g2	1,8	1,69		22,1		1					
f4	1,53	1,69		15,2		1					
g3	1,53	1,71		17,1		1					
h1	2,05	1,53		39,2		1					
h2	1,8	1,54		18		1					
i1	1,89	1,53		22,6		1					
i2	1,77	1,41		16,2		1					
i3	1,42	1,55		13,4		1					
g4	1,68	1,69		11,5		1					
i4	1,68	1,44		9,7		1					
f5	1,53	2,03		36,5		1					
g5	2	1,68		36,5		1					
h5	2,01	1,55		25,4		1					
i5	1,47	2,03		26,3		1					

Resultados LAVA CONTROL

a1	1,26	2,46	45,7	1
a2	1,2	1,27	26,3	1
a3	1,69	1,25	43,8	1
a4	1,59	1,27	38,3	1
a5	1,48	1,26	33,7	1
a6	1,63	1,25	48,5	1
b1	2,69	1,53	48,5	1
b2	1,52	1,21	30,9	1
b3	1,69	1,53	42,9	1
b4	1,62	1,53	35,5	1
b5	1,53	1,48	27,2	1
b6	1,54	1,64	45,7	1
c1	2,68	1,64	29,1	1
c2	1,22	1,62	21,7	1
c3	1,7	1,62	43,8	1
c4	1,62	1,62	37,4	1
d1	1,52	2,76	15,2	1
d2	1,5	1,27	14,3	1
d3	1,51	1,75		1
c5	1,65	1,54	27,2	1
d4	1,66	1,5	18,9	1
e1	1,61	2,71	30	1
e2	1,61	1,26	38,3	1
e3	1,76	1,61	24,5	1
d5	1,51	1,54	21,7	1
c6	1,68	1,67	46,6	1
e4	1,66	1,6	23,5	1
f1	1,68	2,63	47,5	1
f2	1,26	1,67	26,3	1
f3	1,75	1,67	26,3	1
e5	1,62	1,55	49,4	1
d6	1,69	1,52	42	1
g1	1,73	2,38	54	1
g2	1,25	1,72	46,6	1
f4	1,65	1,67	29,1	1
g3	1,76	1,73	39,2	1
f5	1,67	1,54	56,8	1
e6	1,69	1,61	43,8	1
g4	1,72	1,66		1
h1	1,14	2,05	26,3	2
h2	1,14	1,27	33,7	1
i2	1,76	1,26	13,4	1
i3	1,92	1,73	20,8	1
i4	1,63	1,85	31,8	1
g5	1,52	1,69	47,5	1
f6	1,65	1,68	49,4	1
g6	1,67	1,71	28,2	1

tipos de fractnumero	
fractura adhef.mixta	1
f.composite	2
f.ceramica	3
pegamento e	4

Resultados ENAMIC ARENADO

	h	b	area	newton	pa	tipo fractura		
a1		2,52	2,87		20,8			4
a2		1,55	2,83		32,8			1
a3		1,53	2,66		27,2			1
a4		1,7	2,88		23,5			1
a5		1,61	2,63		27,2			4
a6					13,4			1
a7	/	/	/	/	/	/		
b1		1,83	2,62		19,8			1
b2		1,55	1,87		25,4			1
b3		1,54	1,83		30,9			4
b4		1,69	1,84		34,6			1
b5		1,6	1,84		21,7			1
b6		1,85	1,61		19,8			1
b7								
c1		1,53	2,56		19,9			1
c2		1,53	1,56		20,1			1
c3		1,54	1,54		20,3			1
c4		1,53	1,7		24,3			1
c5		1,52	1,62		17,1			1
c6		1,61	1,54		19,8			1
c7								
d1		1,65	2,52		14,3			1
d2		1,56	1,67		9,7			1
d3		1,55	1,68		8,8			6
d4		1,69	1,68		13,4			1
d5		1,61	1,66		17,1			1
d6		1,6	1,66		28,2			1
d7								1
e1		2,22	1,55		23,5			1
e2		1,54	1,55		14,3			1
e3		1,53	1,57		21,7			1
e4		1,68	1,57		18			1
e5		1,55	1,6		27,2			1
e6		1,55	1,61		29,1			1
e7								1
f1		1,65	2,18		18,9			1
f2		1,55	1,67		19,8			1
f3		1,55	1,68		21,7			5
f4		1,69	1,67		18			5
f5		1,58	1,67		22,6			1
f6		1,67	1,62		21,3			4
f7								
g1		1,55	2,12		12,5			1
h1		1,22	2,1		12,5			1
g2		1,55	1,54		14,3			1
h2		1,17	1,55		15,6			1
g3		1,54	1,63		16,2			1
h3		1,52	1,16		18			1
g4		1,71	1,53		17,1			1
h4		1,18	1,68		16,2			1
g5		1,59	1,55		27,2			2
h5		1,59	1,19		19,8			1
g6		1,61	1,54		30,9			1

tipos de fract		numero
fractura adhe	f.mixta	1
f.composite		2
f.ceramica		3
pegamento e		4
fractura adhe	cemento en c	5
fractura adhe	cemento en i	6

Resultados ENAMIC ACIDO FLUORHÍDRICO

		area	nw	pa	tipo	
a1	2,36	1,98		15,2		1
b1	2,06	1,4		21,7		1
c1	1,37	2,03				1
d1	1,95	1,93		16,2		1
e1	1,35	1,9		41,1		1
f1	1,86	1,68		20,8		1
g1	1,83	1,59		10,6		1
h1	1,75	1,61		27,2		1
a2	1,28	2,25		15,2		1
a3	2,32	1,75		38,3		1
a4	2,36	1,52		21,7		1
a5	1,32	2,34		16,2		1
b2	1,43	1,34		24,5		1
b3	1,78	1,43		17,1		1
c2	1,35	1,32		15,2		1
c3	1,79	1,36		16,2		1
b4	1,54	1,43		20,8		1
a6	2,38	1,74		27,2		1
b5	1,31	1,44		20,8		1
c4	1,53	1,37		28,2		1
d2	1,33	1,96		25,4		1
e2	1,37	1,34		24,5		1
f2	1,71	1,33		31,8		1
g2	1,62	1,34		18,9		1
h2	1,65	1,32		24,5		1
d3	1,93	1,81		27,2		1
e3	1,79	1,37		19,8		1
f3	1,79	1,71		14,3		1
g3	1,79	1,64		31,8		1
h3	1,78	1,65		38,3		1
d4	1,54	1,99		44,8		1
e4	1,55	1,37		36,3		1
f4	1,54	1,73				
g4	1,63	1,55		27,2		1
c5	1,36	1,31		41,1		1
b6	1,74	1,44				
d5	1,32	1,96		16,2		1
c6	1,74	1,38				
e5	1,37	1,32		35,5		1
d6	1,75	2,02				
h4	1,65	1,55		18		1
h5	1,65	1,33				
g5	1,32	1,64		15,2		1
f5	1,33	1,74		18,9		1
e6	1,75	1,38		37,4		1
f6	1,72	1,75		21,7		1
g6	1,75	1,65		13,4		1
h6	1,74	1,68				

tipos de fractnumero	
fractura adhef.mixta	1
f.composite	2
f.ceramica	3
pegamento e	4

Resultados ENAMIC ARENADO + ACIDO FLUORHÍDRICO

		area	nw	pa	tipo		
a1	1,67	2,98		17,1		1	
b1	1,71	2,95		17,1		1	
c1	1,45	2,97		18		1	
d1	1,71	2,75		60,5		1	
e1	1,61	2,84		66,9		3	tipos de fractnumero
f1	1,71	2,72		24,5		1	fractura adhef.mixta 1
g1	2,62	1,13		37,4		1	f.composite 2
a2	1,67	1,48		17,1		1	f.ceramica 3
b2	1,51	1,69				1	pegamento e 4
c2	1,47	1,5		15,2		1	
a3	1,65	1,7		20,8		1	
a4	1,71	1,67		18,9		1	
a5	1,56	1,68		25,4		1	
a6	1,51	1,67		18,9		1	
b3	1,7	1,71		21,6		1	
b4	1,71	1,72		11,5		1	
b5	1,73	1,56		10,6		1	
c3	1,45	1,7		16,2		1	
c4	1,72	1,46		15,2		1	
d2	1,51	1,73		10,6		1	
d3	1,72	1,46		15,2		1	
e2	1,51	1,62		12,5		1	
e3	1,7	1,62		69,7		4	
f2	1,73	1,51		9,7		1	
g2	1,5	1,18		14,3		1	
h2	2,43	1,51		21,7		1	
f3	1,72	1,71		26,3		1	
g3	1,71	1,18		18		1	
h3	2,59	1,71		13,4		1	
d4	1,74	1,75		8,8		1	
c5	1,58	1,48		19,8		1	
e4	1,73	1,64					
d5	1,51	1,73					
b6	1,52	1,71		30		1	
c6	1,52	1,46		30,9		1	
e5	1,56	1,62		16,2		1	
f4	1,72	1,72		10,6		1	
g4	1,72	1,18		18,9		1	
h4	2,57	1,73		26,3		1	
f5	1,57	1,72		12,5		1	
d6	1,52	1,74		14,3		1	
e6	1,62	1,53		21,7		1	
f6	1,74	1,53		15,2		1	
h5	1,56	2,38		8,8		1	
h6	2,3	1,53		16,2		1	

Resultados ENAMIC CONTROL

	b	h	area	nw	pa	tipo	
a1	1,45	1,32	1,914	5	2,6123302	1	
a2	1,47	1,31	1,9257	6,6	3,42732513	1	
a3	1,32	1,46	1,9272	22	11,4155251	3	fractura adhef. mixta
a4	1,4	1,38	1,932	4,2	2,17391304	1	f. composite
a5	1,37	1,48	2,0276	10,6	5,22785559	1	f. ceramica
b2	1,32	1,54	2,0328	4	1,96772924	1	pegamento e
b3	1,54	1,32	2,0328	4,2	2,0661157	1	
b4	1,3	1,57	2,041	0	0	1	
b5	1,54	1,38	2,1252	7,2	3,38791643	1	
c1	1,47	1,47	2	12,5	5,78650125	1	
c2	1,49	1,45	2,1605	2,9	1,34228188	1	
c3	1,39	1,56	2,1684	8,5	3,91994097	1	
c4	1,49	1,46	2,1754	15,8	7,26303209	1	
c5	1,54	1,45	2,233	0	0	1	
d2	1,47	1,53	2,2491	10,1	4,49068516	1	
d3	1,62	1,4	2,268	0	0	1	
d4	1,48	1,54	2,2792	9,1	3,99262899	1	
d5	1,48	1,54	2,2792	9,7	4,25587926	1	
e1	1,48	1,56	2,3088	10,3	4,46119196	1	
e2	1,45	1,6	2,32	11,5	4,95689655	1	
e3	1,6	1,46	2,336	32,2	13,7842466	1	
e4	1,6	1,47	2,352	5,1	2,16836735	1	
e5	1,61	1,47	2,3667	9,7	4,09853382	1	
f1	1,55	1,56	2,418	18,6	7,69230769	1	
f2	1,62	1,5	2,43	0	0	1	
f3	1,54	1,58	2,4332	41,4	17,0146309	3	
f4	1,56	1,56	2,4336	31,8	13,0670611	3	
f5	1,57	1,56	2,4492	6,9	2,81724645	1	
g1	1,56	1,58	2,4648	7,8	3,16455696	1	
g2	1,57	1,58	2,4806	4,2	1,69313876	1	
g3	1,62	1,56	2,5272	18	7,12250712	1	
g4	1,62	1,59	2,5758	14,3	5,55167327	1	
g5	1,61	1,86	2,9946	8,8	2,93862285	1	

Resultados VITABLOCK ARENADO

				tipo fractura
a1	1,77	1,55	6	1
a2	1,52	1,44	13,4	1
a3	1,45	1,35	18	1
a4	1,48	1,72	16,2	1
a5	1,51	1,56	11,5	1
b2	1,51	1,53	11,5	1
b3	1,35	1,55	13,4	1
b4	1,73	1,55	16,2	1
c1	1,64	1,73	9,7	1
c2	1,52	1,66	17,1	1
c3	1,65	1,36	23,5	1
b5	1,54	1,52	21,7	1
c4	1,71	1,65	21,7	1
d1	1,4	1,71	6	1
d2	1,52	1,42	18,9	1
d3	1,4	1,36	17,1	1
e1	1,66	1,56	5,1	1
e2	1,52	1,56	7,8	1
d4	1,73	1,41	8,8	1
e3	1,57	1,38	8,8	1
f2	1,52	1,66	17,1	1
g2	1,52	1,52	12,5	1
g3	1,52	1,36	18,9	1
g4	1,73	1,51	20,8	1
f4	1,64	1,73	19,8	1
e4	1,55	1,72	19,8	1
c5	1,51	1,65	19,8	1
d5	1,5	1,4	12,5	1
e5	1,55	1,51	11,5	1
f5	1,51	1,65	11,5	1
g5	1,51	1,51	12,5	1

Resultados VITABLOCK ACIDO FLUORHÍDRICO

	area	nw	pa	tipo	tipos de fracta	numero
A2	1,71	1,29	18,9	1	fractura adhe	1
A3	1,27	1,25	20,8	3	f. mixta	1
A4	1,35	1,66	20,8	1	f. composit	2
A5	1,44	1,41	15,2	1	f. ceramica	3
B1	1,85	1,99	15,2	1	pegamento e	4
B2	1,7	1,81	28,2	1		
B3	1,8	1,24	18,9	1		
B4	1,79	1,64	21,7	1		
C1	1,91	1,49	14,3	1		
C2	1,7	1,5	35,5	1		
C3	1,48	1,25	18,9	1		
B5	1,39	1,8	17,1	1		
C4	1,65	1,5	22,6	1		
D1	1,58	1,91	16,2	1		
D2	1,57	1,71	26,3	1		
D3	1,58	1,25	21,7	1		
E1	1,92	1,52	9,7	1		
E2	1,52	1,71	14,3	1		
D4	1,65	1,58	18,9	1		
C5	1,41	1,5	26,3	1		
F1	1,85	1,36	23,5	1		
F2	1,34	1,71	16,2	1		
E3	1,51	1,26	25,4	1		
E4	1,65	1,53	25,4	1		
G2	1,7	1,49	14,3	1		
F3	1,35	1,26	21,7	1		
G3	1,48	1,25	21,7	1		
F4	1,68	1,32	18,9	1		
G4	1,52	1,69	31,8	1		
D5	1,6	1,42	19,8	1		
E5	1,55	1,41	27,2	1		
F5	1,42	1,33	26,3	1		
G5	1,53	1,45	31,8	1		

Resultados VITABLOCK ARENADO + ACIDO FLUORHÍDRICO

	area	nw	pa	tipo		tipos de fracinumero
A1	1,68		16,2	1		fractura adhef.mixta 1
A2	1,54		15,2	1		
A3	1,52		20,8	1		
A4	1,62		23,5	1		
A5	1,47		34,6	1		f.composite 2
B1	1,58		5,1	1		f.ceramica 3
B2	1,58		18,9	1		pegamento € 4
B3	1,52		26,3	1		
B4	1,63		13,4	1		
C1	1,5		6	1		
C2	1,5		25,4	1		
C3	1,53		18,9	1		
B5	1,47		28,2	1		
D1	1,7		9,7	1		
d2	1,56		35,5	1		
f1	1,16		6	1		
g1	1,83		8,8	1		
e2	1,52		30,9	1		
f2	1,16		30	1		
g2	1,83		33,7	1		
d3	1,53		26,3	1		
e3	1,52		29,1	1		
f3	1,52		35,5	1		
c4	1,62		25,4	1		
d4	1,8		25,4	1		
g3	1,84		20,8	1		
e4	1,51		30	1		
f4	1,63		27,2	1		
g4	1,62		27,2	1		
c5	1,46		22,6	1		
d5	1,47		20,8	1		
e5	1,47		25,4	1		
f5	1,47		29,1	2		
g5	1,84		24,5	1		

Resultados VITABLOCK CONTROL

	area	nw	pa	tipo
a3	1,64	1,95	18	1
a4	1,64	1,64	15,2	1
a5	1,7	1,64	15,2	1
b3	1,75	1,94	15,2	1
b4	1,76	1,63	11,5	1
b5	1,77	1,7	11,5	1
c3	1,64	1,96	16,2	1
c4	1,63	1,62	10,6	1
d3	1,38	1,8	9,7	1
c5	1,49	1,56	13,4	1
e3	1,81	1,66	13,4	1
f3	1,31	1,8	22,6	1
g3	1,83	1,86	18	1
d4	1,51	1,38	20,8	1
e4	1,67	1,5	30,9	1
f4	1,51	1,32	38,3	1
g4	1,83	1,5	33,7	1
d5	1,57	1,38	11,5	1
e5	1,67	1,56	5,1	1
f5	1,56	1,32	7,8	1
g5	1,84	1,57	13,4	1

tipos de fracta numero
 fractura adhef.mixta 1
 f.composite 2
 f.ceramica 3
 pegamento e 4

7.2.ANEXO 2 TABLAS ESTADÍSTICAS

T1.- GRUPO CERÁMICA

	N	%
Total	438	100,0%
VITABLOCK	119	27,2%
LAVA ULTIMATE	171	39,0%
ENAMIC	148	33,8%

T2.- GRUPO TRATAMIENTO

	N	%
Total	438	100,0%
Control	91	20,8%
Arenado	118	26,9%
Ácido fluorhídrico	115	26,3%
Arenado+Ac.fl.	114	26,0%

T3.- TRATAMIENTO según CERÁMICA

	ceramica							
	Total		VITABLOCK		LAVA ULTIMATE		ENAMIC	
	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	438	100,0%	119	27,2%	171	39,0%	148	33,8%
Control	91	20,8%	21	4,8%	45	10,3%	25	5,7%
Arenado	118	26,9%	31	7,1%	46	10,5%	41	9,4%
Ácido fluorhídrico	115	26,3%	33	7,5%	40	9,1%	42	9,6%
Arenado+Ac.fl.	114	26,0%	34	7,8%	40	9,1%	40	9,1%

T4.- BA (BONDED AREA mm2) según CERÁMICA

	ceramica			
	Total	VITABLOCK	LAVA ULTIMATE	ENAMIC
N	438	119	171	148
Media	2,76	2,46	2,97	2,76
Desviación típica	,74	,39	,84	,75
Mínimo	1,45	1,59	1,45	1,76
Máximo	6,61	3,68	6,61	5,04
Mediana	2,60	2,46	2,81	2,56

T4B.- BA (BONDED AREA mm2) según TRATAMIENTO

	tratamiento				
	Total	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+Ac. fl.
N	438	91	118	115	114
Media	2,76	2,56	2,66	2,87	2,92
Desviación típica	,74	,60	,63	,85	,77
Mínimo	1,45	1,45	1,78	1,59	1,71
Máximo	6,61	4,42	4,67	6,61	5,40
Mediana	2,60	2,48	2,52	2,61	2,76

T4C.- BA (BONDED AREA mm2) según CERAMICA Y TRATAMIENTO

	ceramica											
	VITABLOCK				LAVA ULTIMATE				ENAMIC			
	tratamiento				tratamiento				tratamiento			
	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+ Ac.fl.	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+ Ac.fl.	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+ Ac.fl.
N	21	31	33	34	45	46	40	40	25	41	42	40
Media	2,69	2,40	2,39	2,44	2,68	2,79	3,30	3,17	2,24	2,70	2,85	3,07
Desviación típica	,43	,25	,45	,36	,75	,73	1,00	,75	,20	,68	,74	,89
Mínimo	1,99	1,90	1,59	1,71	1,45	1,79	1,91	2,15	1,91	1,78	1,76	1,77
Máximo	3,40	2,84	3,68	3,04	4,42	4,54	6,61	5,40	2,53	4,67	4,90	5,04
Mediana	2,69	2,37	2,29	2,44	2,57	2,65	3,10	3,03	2,28	2,57	2,60	2,70

T5.- FUERZA (Nw) según CERAMICA

	ceramica			
	Total	VITABLOCK	LAVA ULTIMATE	ENAMIC
N	438	119	171	148
Media	27,55	19,18	39,92	19,98
Desviación típica	15,84	7,79	16,24	9,98
Mínimo	2,90	5,10	9,70	2,90
Máximo	109,40	38,30	109,40	66,90
Mediana	23,50	18,90	39,20	18,30

T5B.- FUERZA (Nw) según TRATAMIENTO

	tratamiento				
	Total	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+Ac. fl.
N	438	91	118	115	114
Media	27,55	24,59	29,81	25,15	29,99
Desviación típica	15,84	14,63	16,62	14,13	16,97
Mínimo	2,90	2,90	5,10	8,80	5,10
Máximo	109,40	56,80	80,80	109,40	76,20
Mediana	23,50	22,00	24,50	21,70	26,30

T5C.- FUERZA (Nw) según CERAMICA Y TRATAMIENTO

	ceramica											
	VITABLOCK				LAVA ULTIMATE				ENAMIC			
	tratamiento				tratamiento				tratamiento			
	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+Ac. fl.	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+Ac. fl.	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+Ac. fl.
N	21	31	33	34	45	46	40	40	25	41	42	40
Media	16,76	14,49	21,38	22,84	34,92	45,04	33,34	46,23	12,57	24,30	20,31	19,85
Desviación típica	8,46	5,17	5,80	8,58	11,44	14,23	20,32	14,53	9,95	8,96	5,96	11,84
Mínimo	5,10	5,10	9,70	5,10	13,40	18,90	9,70	16,20	2,90	10,60	8,80	8,80
Máximo	38,30	23,50	35,50	35,50	56,80	80,80	109,40	76,20	41,40	44,80	34,60	66,90
Mediana	15,20	13,40	20,80	25,40	33,70	44,30	27,70	43,35	9,70	21,70	19,80	17,10

T6.- FUERZA (Mpa) según CERAMICA

	ceramica			
	Total	VITABLOCK	LAVA ULTIMATE	ENAMIC
N	438	119	171	148
Media	10,30	8,10	14,27	7,48
Desviación típica	6,00	3,82	6,64	3,78
Mínimo	1,34	1,94	2,64	1,34
Máximo	46,36	20,31	46,36	23,07
Mediana	8,93	7,72	13,12	6,83

T6B.- FUERZA (Mpa) según TRATAMIENTO

	tratamiento				
	Total	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+Ac. fl.
N	438	91	118	115	114
Media	10,30	9,81	11,54	9,15	10,56
Desviación típica	6,00	6,03	6,54	5,36	5,82
Mínimo	1,34	1,34	1,97	2,64	1,94
Máximo	46,36	23,80	28,71	46,36	33,32
Mediana	8,93	8,85	9,55	8,42	9,58

T6C.- FUERZA (Mpa) según CERAMICA Y TRATAMIENTO

	ceramica											
	VITABLOCK				LAVA ULTIMATE				ENAMIC			
	tratamiento				tratamiento				tratamiento			
	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+ Ac.fl.	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+ Ac.fl.	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+ Ac.fl.
N	21	31	33	34	45	46	40	40	25	41	42	40
Media	6,50	6,12	9,32	9,72	13,73	16,91	10,84	15,25	5,52	9,63	7,42	6,57
Desviación típica	4,03	2,27	3,06	4,38	5,13	6,07	8,02	5,84	4,16	4,47	2,40	2,91
Mínimo	1,96	1,97	3,32	1,94	3,62	7,26	2,64	5,66	1,34	3,25	3,38	2,37
Máximo	19,22	10,47	14,33	20,31	23,80	28,71	46,36	33,32	17,01	23,07	12,46	14,63
Mediana	5,29	6,12	9,16	9,58	13,12	16,77	8,63	13,91	4,26	8,53	7,16	6,05

T7.- PMOD (DISTANCIA AL CENTRO %) según CERAMICA

	ceramica			
	Total	VITABLOCK	LAVA ULTIMATE	ENAMIC
N	438	119	171	148
Media	37,62	31,92	38,09	41,65
Desviación típica	28,66	32,90	29,18	23,35
Mínimo	,15	,15	,63	4,66
Máximo	100,00	100,00	100,00	100,00
Mediana	31,40	10,16	31,82	38,00

T7B.- PMOD (DISTANCIA AL CENTRO %) según TRATAMIENTO

	tratamiento				
	Total	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+Ac. fl.
N	438	91	118	115	114
Media	37,62	53,68	37,15	43,51	19,34
Desviación típica	28,66	23,39	29,96	30,70	16,71
Mínimo	,15	1,12	,63	,15	,15
Máximo	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
Mediana	31,40	51,66	33,29	45,37	17,06

T7C.- PMOD (DISTANCIA AL CENTRO %) según CERAMICA Y TRATAMIENTO

	ceramica											
	VITABLOCK				LAVA ULTIMATE				ENAMIC			
	tratamiento				tratamiento				tratamiento			
	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+Ac.fl.	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+Ac.fl.	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+Ac.fl.
N	21	31	33	34	45	46	40	40	25	41	42	40
Media	59,60	61,31	9,56	9,72	58,44	11,16	57,19	27,06	40,12	48,04	57,15	19,79
Desviación típica	28,50	24,51	16,44	16,20	22,41	20,07	24,72	15,37	13,73	19,29	22,99	14,46
Mínimo	1,12	1,51	,15	,15	13,62	,63	1,21	3,84	14,70	10,95	11,63	4,66
Máximo	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	64,39	80,98	98,09	100,00
Mediana	60,09	60,52	6,48	7,25	61,05	6,15	54,35	26,38	41,44	48,02	58,28	17,66

T8.- TIPO FRACTURA según CERÁMICA

	ceramica							
	Total		VITABLOCK		LAVA ULTIMATE		ENAMIC	
	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	438	100,0%	119	100,0%	171	100,0%	148	100,0%
mixta	382	87,2%	117	98,3%	125	73,1%	140	94,6%
composite	46	10,5%	1	,8%	44	25,7%	1	,7%
cerámica	7	1,6%	1	,8%	2	1,2%	4	2,7%
cemento en composite	2	,5%	0	,0%	0	,0%	2	1,4%
cemento en porcelana	1	,2%	0	,0%	0	,0%	1	,7%

T8B.- TIPO FRACTURA según TRATAMIENTO

	tratamiento									
	Total		Control		Arenado		Ácido fluorhídrico		Arenado+Ac.fl.	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	438	100,0%	91	100,0%	118	100,0%	115	100,0%	114	100,0%
mixta	382	87,2%	87	95,6%	108	91,5%	106	92,2%	81	71,1%
composite	46	10,5%	1	1,1%	9	7,6%	4	3,5%	32	28,1%
cerámica	7	1,6%	3	3,3%	1	,8%	2	1,7%	1	,9%
cemento en composite	2	,5%	0	,0%	0	,0%	2	1,7%	0	,0%
cemento en porcelana	1	,2%	0	,0%	0	,0%	1	,9%	0	,0%

T8C.- TIPO FRACTURA según CERÁMICA Y TRATAMIENTO

	ceramica																							
	VITABLOCK								LAVA ULTIMATE								ENAMIC							
	tratamiento				tratamiento				tratamiento				tratamiento											
	Control		Arenado		Ácido fluorhídrico		Arenado+Ac.fl.		Control		Arenado		Ácido fluorhídrico		Arenado+Ac.fl.		Control		Arenado		Ácido fluorhídrico		Arenado+Ac.fl.	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	21	100%	31	100%	33	100%	34	100%	45	100%	46	100%	40	100%	40	100%	25	100%	41	100%	42	100%	40	100%
mixta	21	100%	31	100%	32	97,0%	33	97,1%	44	97,8%	36	78,3%	36	90,0%	9	22,5%	22	88,0%	41	100%	38	90,5%	39	97,5%
composite	0	,0%	0	,0%	0	,0%	1	2,9%	1	2,2%	9	19,6%	3	7,5%	31	77,5%	0	,0%	0	,0%	1	2,4%	0	,0%
cerámica	0	,0%	0	,0%	1	3,0%	0	,0%	0	,0%	1	2,2%	1	2,5%	0	,0%	3	12,0%	0	,0%	0	,0%	1	2,5%
cemento en composite	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	2	4,8%	0	,0%
cemento en porcelana	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	1	2,4%	0	,0%

T9.- TIPO FRACTURA según CERÁMICA

	ceramica							
	Total		VITABLOCK		LAVA ULTIMATE		ENAMIC	
	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	438	100,0%	119	100,0%	171	100,0%	148	100,0%
Adhesiva	385	87,9%	117	98,3%	125	73,1%	143	96,6%
Cohesiva composite	46	10,5%	1	,8%	44	25,7%	1	,7%
Cohesiva cerámica	7	1,6%	1	,8%	2	1,2%	4	2,7%

T9B.- TIPO FRACTURA según TRATAMIENTO

	tratamiento									
	Total		Control		Arenado		Ácido fluorhídrico		Arenado+Ac.fl.	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	438	100,0%	91	100,0%	118	100,0%	115	100,0%	114	100,0%
Adhesiva	385	87,9%	87	95,6%	108	91,5%	109	94,8%	81	71,1%
Cohesiva composite	46	10,5%	1	1,1%	9	7,6%	4	3,5%	32	28,1%
Cohesiva cerámica	7	1,6%	3	3,3%	1	,8%	2	1,7%	1	,9%

T9C.- TIPO FRACTURA según CERÁMICA Y TRATAMIENTO

	ceramica																							
	VITABLOCK								LAVA ULTIMATE								ENAMIC							
	tratamiento								tratamiento								tratamiento							
	Control		Arenado		Ácido fluorhídrico		Arenado+Ac. fl.		Control		Arenado		Ácido fluorhídrico		Arenado+Ac. fl.		Control		Arenado		Ácido fluorhídrico		Arenado+Ac. fl.	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	21	100%	31	100%	33	100%	34	100%	45	100%	46	100%	40	100%	40	100%	25	100%	41	100%	42	100%	40	100%
Adhesiva	21	100%	31	100%	32	97,0%	33	97,1%	44	97,8%	36	78,3%	36	90,0%	9	22,5%	22	88,0%	41	100%	41	97,6%	39	97,5%
Cohesiva composite	0	,0%	0	,0%	0	,0%	1	2,9%	1	2,2%	9	19,6%	3	7,5%	31	77,5%	0	,0%	0	,0%	1	2,4%	0	,0%
Cohesiva cerámica	0	,0%	0	,0%	1	3,0%	0	,0%	0	,0%	1	2,2%	1	2,5%	0	,0%	3	12,0%	0	,0%	0	,0%	1	2,5%

T10.- RESIDUOS (Mpa) según CERÁMICA Y TRATAMIENTO

	ceramica											
	VITABLOCK				LAVA ULTIMATE				ENAMIC			
	tratamiento				tratamiento				tratamiento			
	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+ Ac.fl.	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+ Ac.fl.	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+ Ac.fl.
N	21	31	33	34	45	46	40	40	25	41	42	40
Media	-3,76	-4,75	-1,71	-1,10	3,20	6,66	1,41	5,78	-5,77	-,80	-2,68	-3,21
Desviación típica	3,68	2,12	2,44	3,82	4,53	5,55	7,72	5,42	4,36	3,79	2,09	2,96
Mínimo	-8,34	-8,36	-6,35	-8,93	-5,27	-2,56	-6,73	-4,08	-10,15	-6,05	-6,92	-6,57
Máximo	7,14	-,76	3,50	7,18	11,90	17,40	35,46	21,79	6,31	10,10	1,87	6,82
Mediana	-4,48	-5,28	-1,96	-6,9	3,61	6,79	-,35	4,71	-6,78	-1,91	-2,82	-4,06

