

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis



TRABAJO FIN DE MÁSTER

Máster Ciencias Odontológicas

**“Estudio comparativo in vitro sobre la resistencia de la unión entre resinas
compuestas en estructuras de fibra de carbono versus cerámica en
estructuras de cromo-cobalto”**

PRESENTADA POR

Rocío Cascos Sánchez

Director

Miguel Gómez Polo

Madrid, 2018

© Rocío Cascos Sánchez, 2018

ANEXO I: DECLARACIÓN DE NO PLAGIO

D./Dña. **Rocío Cascos Sánchez** con NIF **08888507L**, estudiante de Máster en la Facultad de **Odontología** de la Universidad Complutense de Madrid en el curso **2017-2018**, como autor/a del trabajo de fin de máster titulado **Máster Universitario en Ciencias Odontológicas** y presentado para la obtención del título correspondiente, cuyo/s tutor/es/son: **Miguel Gómez Polo**.

DECLARO QUE:

El trabajo de fin de máster que presento está elaborado por mí y es original. No copio, ni utilizo ideas, formulaciones, citas integrales e ilustraciones de cualquier obra, artículo, memoria, o documento (en versión impresa o electrónica), sin mencionar de forma clara y estricta su origen, tanto en el cuerpo del texto como en la bibliografía. Así mismo declaro que los datos son veraces y que no he hecho uso de información no autorizada de cualquier fuente escrita de otra persona o de cualquier otra fuente.

De igual manera, soy plenamente consciente de que el hecho de no respetar estos extremos es objeto de sanciones universitarias y/o de otro orden.

En Madrid, a 7 de Septiembre de 2018.

Fdo.:



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID. Facultad de Odontología

TRABAJO DE FIN DE MÁSTER
VISTO BUENO DEL TUTOR
MÁSTER OFICIAL EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS

El profesor/a tutor

Nombre y apellidos:	MIGUEL GÓMEZ POLO
---------------------	-------------------

del alumno/a

Nombre y apellidos	ROCÍO CASCOS SÁNCHEZ
--------------------	----------------------

encontrado en la línea de investigación

EVALUACIÓN IN VITRO DE LOS MATERIALES DE USO PROTÉSICO
--

DA EL VISTO BUENO

para que el Trabajo de Fin de Máster titulado

“Estudio comparativo in vitro sobre la resistencia de la unión entre resinas compuestas en estructuras de fibra de carbono versus cerámica en estructuras de cromo-cobalto”
--

sea admitido para su defensa ante Tribunal.

En MADRID, a 7 de SEPTIEMBRE de 2018.

Fdo: el profesor/a



MÁSTER EN: CIENCIAS ODONTOLÓGICAS

COMPROMISO DEONTOLÓGICO PARA LA ELABORACIÓN, REDACCIÓN Y POSIBLE PUBLICACIÓN DEL TRABAJO DE FIN DE MÁSTER (TFM)

CENTRO: Facultad de Odontología. Universidad Complutense de Madrid

ESTUDIANTE DE MÁSTER: Rocío Cascos Sánchez

TUTOR/ES DEL TFM: Miguel Gómez Polo

TÍTULO DEL TFM:

“Estudio comparativo in vitro sobre la resistencia de la unión entre resinas compuestas en estructuras de fibra de carbono versus porcelana feldespática en estructuras de cromo-cobalto”

FECHA DE PRIMERA MATRÍCULA: Octubre 2017

FECHA DE SEGUNDA MATRÍCULA (en caso de producirse):

1. Objeto

El presente documento constituye un compromiso entre el estudiante matriculado en el Máster en CIENCIAS ODONTOLÓGICAS y su Tutor/es y en el que se fijan las funciones de supervisión del citado trabajo de fin de máster (TFM), los derechos y obligaciones del estudiante y de su/s profesor/es tutor/es del TFM y en donde se especifican el procedimiento de resolución de potenciales conflictos, así como los aspectos relativos a los derechos de propiedad intelectual o industrial que se puedan generar durante el desarrollo de su TFM.

2. Colaboración mutua

El/los tutor/es del TFM y el autor del mismo, en el ámbito de las funciones que a cada uno corresponden, se comprometen a establecer unas condiciones de colaboración que permitan la realización de este trabajo y, finalmente, su defensa de acuerdo con los procedimientos y los plazos que estén establecidos al respecto en la normativa vigente.

3. Normativa

Los firmantes del presente compromiso declaran conocer la normativa vigente reguladora para la realización y defensa de los TFM y aceptan las disposiciones contenidas en la misma.

4. Obligaciones del estudiante de Máster

- Elaborar, consensado con el/los Tutor/es del TFM un cronograma detallado de trabajo que abarque el tiempo total de realización del mismo hasta su lectura.
- Informar regularmente al Tutor/es del TFM de la evolución de su trabajo, los problemas que se le planteen durante su desarrollo y los resultados obtenidos.
- Seguir las indicaciones que, sobre la realización y seguimiento de las actividades formativas y la labor de investigación, le hagan su tutor/es del TFM.
- Velar por el correcto uso de las instalaciones y materiales que se le faciliten por parte de la Universidad Complutense con el objeto de llevar a cabo su actividad de trabajo, estudio e investigación.

5. Obligaciones del tutor/es del TFM

- Supervisar las actividades formativas que desarrolle el estudiante; así como desempeñar todas las funciones que le sean propias, desde el momento de la aceptación de la tutorización hasta su defensa pública.
- Facilitar al estudiante la orientación y el asesoramiento que necesite.

6. Buenas prácticas

El estudiante y el tutor/es del TFM se comprometen a seguir, en todo momento, prácticas de trabajo seguras, conforme a la legislación actual, incluida la adopción de medidas necesarias en materia de salud, seguridad y prevención de riesgos laborales.

También se comprometen a evitar la copia total o parcial no autorizada de una obra ajena presentándola como propia tanto en el TFM como en las obras o los documentos literarios, científicos o artísticos que se generen como resultado del mismo. Para tal, el estudiante firmará la Declaración de No Plagio del ANEXO I, que será incluido como primera página de su TFM.

7. Procedimiento de resolución de conflictos académicos

En el caso de producirse algún conflicto derivado del incumplimiento de alguno de los extremos a los que se extiende el presente compromiso a lo largo del desarrollo de su TFM, incluyéndose la posibilidad de modificación del nombramiento del tutor/es, la coordinación del máster buscará una solución consensuada que pueda ser aceptada por las partes en conflicto. En ningún caso el estudiante podrá cambiar de Tutor directamente sin informar a su antiguo Tutor y sin solicitarlo oficialmente a la Coordinación del Máster.

En el caso de que el conflicto persista se gestionará según lo previsto en el SGIC de la memoria verificada.

8. Confidencialidad

El estudiante que desarrolla un TFM dentro de un Grupo de Investigación de la Universidad Complutense, o en una investigación propia del Tutor, que tenga ya una trayectoria demostrada, o utilizando datos de una empresa/organismo o entidad ajenos a la Universidad Complutense de Madrid, se compromete a mantener en secreto todos los datos e informaciones de carácter confidencial que el Tutor/es del TFM o de cualquier otro miembro del equipo investigador en que esté integrado le proporcionen así como a emplear la información obtenida, exclusivamente, en la realización de su TFM.

Asimismo, el estudiante no revelará ni transferirá a terceros, ni siquiera en los casos de cambio en la tutela del TFM, información del trabajo, ni materiales producto de la investigación, propia o del grupo, en que haya participado sin haber obtenido, de forma expresa y por escrito, la autorización correspondiente del anterior Tutor del TFM.

9. Propiedad intelectual e industrial

Cuando la aportación pueda ser considerada original o sustancial el estudiante que ha elaborado el TFM será reconocido como cotitular de los derechos de propiedad intelectual o industrial que le pudieran corresponder de acuerdo con la legislación vigente.

10. Periodo de Vigencia

Este compromiso entrará en vigor en el momento de su firma y finalizará por alguno de los siguientes supuestos:

- Cuando el estudiante haya defendido su TFM.
- Cuando el estudiante sea dado de baja en el Máster en el que fue admitido.
- Cuando el estudiante haya presentado renuncia escrita a continuar su TFM.
- En caso de incumplimiento de alguna de las cláusulas previstas en el presente documento o en la normativa reguladora de los Estudios de Posgrado de la Universidad Complutense.

La superación académica por parte del estudiante no supone la pérdida de los derechos y obligaciones intelectuales que marque la Ley de Propiedad Intelectual para ambas partes, por lo que mantendrá los derechos de propiedad intelectual sobre su trabajo, pero seguirá obligado por el compromiso de confidencialidad respecto a los proyectos e información inédita del tutor.

Firmado en Madrid, a 7 de Septiembre de 2018.

<p>El estudiante de Máster</p> <p>Rocío Cascos Sánchez</p> <p>Fdo.:</p>	<p>El Tutor/es</p> <p>Miguel Gómez Polo</p> <p>Fdo.:</p>
--	---

SR. COORDINADOR DEL MÁSTER EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS

AGRADECIMIENTOS

Mi más sincero agradecimiento a todas aquellas personas que directa o indirectamente han colaborado y han hecho posible la elaboración de este trabajo de investigación.

En primer lugar, al Dr. Gómez Polo, tutor del presente trabajo, por su inestimable ayuda y paciencia, por su predisposición y dedicación, sin cuya dirección no habría sido posible finalizar este estudio.

A Gonzalo Gómez, compañero y amigo gracias al *Especialista de Implantoprótesis*, por su colaboración, esfuerzo y trabajo a la hora de asentar las bases del presente trabajo.

Al Dr. Del Río Highsmith por su apoyo e interés constante y por todos los conocimientos transmitidos.

A todo el equipo del *Especialista en Implantoprótesis*, en especial a la Dra. Romeo por sus palabras llenas de alegría y ánimo.

A todo el personal de *Euroortodoncia S.L.*, en especial al Dr. Cervera por enseñarme a entender el comportamiento de los materiales y por la aportación de medios, por poner a nuestra disposición las instalaciones y la maquinaria necesarias para la realización del estudio. También destacar la ayuda de Miriam Montero en la utilización de las diferentes máquinas.

A todo el equipo del laboratorio *Procotech®* dirigido por Olga San Román, por la elaboración y aportación de la muestra. Gracias a la paciencia de Tony y Álvaro, por permitirme documentar la confección de las probetas.

A José Manuel García de Cecilia, por la ayuda en el análisis estadístico, por su buen hacer y por su predisposición.

A todos, muchas gracias.

Índice

1. Introducción	19-41
1.1. Antecedentes Históricos	21-23
1.2. Fibra de Carbono	23-27
1.2.1. Composición y propiedades físico-mecánicas	23-24
1.2.2. Biocompatibilidad	24-25
1.2.3. Aplicaciones en Odontología	26-27
1.3. Aleación Cromo-Cobalto	27-29
1.3.1. Unión metal-cerámica	28-29
1.4. Resinas Compuestas	29-32
1.4.1. Composición	29-30
1.4.2. Clasificación	30-31
1.4.3. Propiedades	31-32
1.5. Cerámicas	33-36
1.5.1. Concepto	33
1.5.2. Clasificación	34-36
1.6. Comportamiento mecánico de los materiales	37-41
1.6.1. Tensiones y deformaciones	37-39
1.6.2. Propiedades mecánicas basadas en la deformación elástica	39-41
1.7. Fuerzas masticatorias en la cavidad oral	41
2. Justificación, Objetivos e Hipótesis de Trabajo	43-47
2.1. Justificación	45

2.2.	Objetivos	46
2.3.	Hipótesis de Trabajo	47
3.	Material y Método	49-68
3.1.	Tamaño muestral	51
3.2.	Distribución de la muestra y numeración	51-52
3.3.	Diseño y confección de la muestra	52-59
3.3.1.	Dimensiones de las probetas	52
3.3.2.	Diseño y confección de las estructuras	52-53
3.3.3.	Diseño y confección del recubrimiento	53-59
3.4.	Medición de la muestra	60
3.5.	Instrumentos para el termociclado y el ensayo de flexión en tres puntos	60-64
3.5.1.	Termociclado	60-61
3.5.2.	Máquina de ensayo universal	62-64
3.6.	Análisis al microscopio óptico	65
3.7.	Tratamiento y procesado de los datos	66-68
3.7.1.	Categorización de las variables	66-67
3.7.2.	Metodología estadística	68
4.	Resultados	70-78
4.1.	Comparación de estructuras (CC vs FC) en soporte cuya distancia entre los apoyos es de 32 mm	72-75

4.2. Comparación de las estructuras de FC modificando la distancia entre los apoyos del soporte (32 vs 24)	76-78
5. Discusión	80
5.1. Análisis variables cuantitativas	82-84
5.2. Análisis variables cualitativas	84-85
6. Conclusiones	87-90
7. Referencias Bibliográficas	92-100
8. Anexos	102-127
8.1. Anexo 1. Gráficas de tensión-deformación	104-115
8.2. Anexo 2. Fotografías al microscopio óptico	116-127

1. Introducción

1.1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Desde la antigüedad, el hombre ha intentado sustituir los dientes perdidos por otros elementos que restaurasen la función y estética. La necesidad de una prótesis dental surge como respuesta a la ausencia de los dientes ⁽¹⁾, lo que provoca una pérdida del proceso alveolar residual, alteraciones funcionales y estéticas, así como migraciones dentarias, dando lugar a cambios en el plano oclusal y a la aparición de hábitos parafuncionales ⁽²⁾.

Dependiendo de la época y de la cultura, la sustitución de dientes ha sido concebida de diferentes maneras. La primera prótesis de la que se tiene constancia es una implantación necrósica realizada durante el Neolítico (hace unos 9.000 años) ⁽¹⁾. El cráneo hallado presentaba un trozo de falange de un dedo introducido en el alvéolo del segundo premolar superior derecho ⁽³⁾. En el siglo X, el andaluz islámico *Abulcasis*, escribe la descripción de un reimplante dentario: “En alguna ocasión, cuando uno o dos dientes se han caído, pueden reponerse otra vez en los alvéolos y unirlos de la manera indicada (con hilos de oro) y así se mantienen en su lugar.” ^(1, 3, 4)

En 1952 el profesor *Per-Ingvar Branemark* del *Departamento de Biotecnología Aplicada de la Universidad de Goteborg (Suecia)*, comenzó a realizar una investigación con estudios microscópicos in vitro de la médula ósea en el peroné de conejo con el fin de conocer mejor la microvascularización del callo óseo. El estudio consistía en introducir una cámara óptica de titanio en el hueso del conejo; al ir a retirar la cámara comprobó que no podía separarla del hueso, ya que la estructura de titanio se había incorporado por completo en el hueso, y el tejido mineralizado era totalmente congruente con las microirregularidades de la superficie de titanio. A este hecho se denominó **osteointegración** y a partir de entonces se comenzaron a realizar estudios para rehabilitar animales edéntulos, que resultaron eficaces, por lo que surgió la idea de crear un sustituto para la raíz de los dientes que estuviera anclado al hueso maxilar ⁽¹⁾.

Prácticamente, coincidiendo en el tiempo, *Schroeder* en los años cuarenta desarrolló el concepto de “anquilosis funcional”, equivalente a la osteointegración ⁽¹⁾.

Con la publicación de los trabajos de Brånemark en 1965 que demostraban que podía lograrse la osteointegración, la implantología experimentó un cambio sustancial ⁽¹⁾.

El objetivo de la odontología moderna es devolver a los pacientes una salud oral de una manera predecible. La función de los pacientes edéntulos parciales y completos puede verse reducida a una sexta parte del nivel experimentado con la dentición natural al llevar una prótesis removible. Sin embargo, una prótesis con implantes puede devolver la función a límites cercanos a la normalidad. La estética del paciente edéntulo se ve afectada como resultado de la atrofia muscular y ósea. La reabsorción ósea continuada lleva a cambios faciales irreversibles. Una prótesis con implantes permite una función muscular normal, el implante estimula el hueso y mantiene sus dimensiones de manera similar a los dientes naturales sanos. Como resultado, las facciones faciales no se ven comprometidas por la falta de soporte como suelen requerir las prótesis removibles ⁽⁵⁾.

Son múltiples las opciones terapéuticas para restaurar las ausencias dentarias, sin embargo, en la actualidad, el tratamiento de elección en la reposición de los espacios edéntulos son los implantes osteointegrados. A ellos, va asociada una prótesis que se puede clasificar atendiendo a diferentes parámetros como: número de dientes a rehabilitar, tipo de soporte, si es fija o removible, atornillada o cementada, directa o indirecta al implante, tipo de material, método de confección, momento de la colocación, etc.

En relación con el material, las restauraciones metal-cerámicas constituyen el patrón de referencia (gold-standard) en las rehabilitaciones fijas sobre implantes. Una de las complicaciones más frecuentes en este tipo de restauraciones es el “**chipping**” de la cerámica ⁽⁶⁻¹¹⁾. El término “chipping” se define como “desprendimiento de un material unido a otro cuando se le somete a una carga, separándose ambos”.

En un estudio retrospectivo en el que se examinaron 998 coronas fijas sobre implantes, se encontraron fracturas de la porcelana en 94 de ellas (9,4 %). Las fracturas estuvieron relacionadas significativamente con el tipo de antagonista (restauraciones metal-cerámicas sobre dientes y sobre implantes) y con la existencia de hábitos parafuncionales ⁽¹²⁾.

Por otro lado, una alternativa terapéutica a la rehabilitación fija metal-porcelana cuando es necesario restaurar proceso alveolar en aquellos pacientes desdentados totales maxilar y/o mandibular, es la prótesis híbrida, la cual consta de una estructura metálica recubierta de acrílico con dientes artificiales de resina acrílica. El primer autor en estudiar los problemas mecánicos de las prótesis híbridas fue *Gunnar Johansson* en 1990, tras

realizar un estudio de 5 años en 50 prótesis híbridas ⁽¹³⁾. Posteriormente, otros autores como *Jemt* ⁽¹⁴⁾, *Hemmings* ⁽¹⁵⁾ o *Goodcare* ⁽¹⁶⁾. Todos concluyeron que el problema mecánico más frecuente es la fractura de dientes y el recubrimiento acrílico de la prótesis.

En los últimos años ha aumentado la variedad de opciones terapéuticas gracias a la tecnología CAD-CAM, con la que disminuye el fracaso por fatiga del material al realizar estructuras homogéneas ⁽¹⁷⁾, y a la evolución de los materiales, como es el caso de la **fibra de carbono**.

1.2. FIBRA DE CARBONO

La fibra de carbono aparece en los años 60 en el campo de la industria aeronáutica en Gran Bretaña. Hoy en día, es muy conocida por su uso en el campo de la ciencia médica y en la industria automovilística y aeroespacial ⁽¹⁸⁾.

1.2.1. Composición y Propiedades Físicas-Mecánicas

La fibra de carbono es un material compuesto, en el que se combina un tejido de hilos de carbono con una resina termoestable de tipo epoxi (matriz). Esta resina tiene la función de proteger a todos los hilos y transferir la carga por todo el material. Al unirse estos dos componentes, forman un nuevo material con las propiedades y cualidades mejores que las que poseen los dos elementos por separado.

El tratamiento de la superficie de las fibras de carbono mejora su adherencia con la matriz de resina. Dicho tratamiento altera la morfología y aumenta la rugosidad de superficie de la fibra. Al aumentar la rugosidad, aumenta el área de superficie en la fibra, lo cual mejora las interacciones entre la matriz y la fibra. Además, el tratamiento de la superficie también influye en la estructura química de las fibras y mejora la unión química con la matriz ⁽¹⁹⁾.

Hay diferentes tipos de tratamiento de superficie que se pueden clasificar en métodos oxidativos y métodos no oxidativos, entre las cuales cabe destacar: tratamiento con plasma, tratamiento con radiación gamma, tratamiento ácido ⁽¹⁹⁾.

La presentación de la fibra de carbono es en forma de hilos trenzados de color negro unidos mediante una matriz de resina epoxi. Las fibras tienen un diámetro de 5 a 8 micras, formando mallas trenzadas de 5000 a 8000 fibras, dando lugar así, a estructuras extraordinariamente resistentes y con un peso específico muy bajo. Gracias a la resina epoxi, se transfiere la carga al entramado de fibras, distribuyendo así las fuerzas y obteniendo un material con una elevada estabilidad dimensional.

Además, estas estructuras cuentan con una elevada resistencia a la flexión, a la tensión y a altas temperaturas, con bajo peso específico, buena conductividad térmica y un excelente comportamiento a la fatiga⁽²⁰⁻²⁵⁾. Además, presenta una mayor capacidad de **absorción del impacto**, lo cual, es muy importante en prótesis sobre implantes, ya que la ausencia de ligamento periodontal conlleva una disminución considerable en la propiocepción (aproximadamente el 10% de la que se tiene con dientes naturales)⁽²⁶⁾ y con ello, aumenta el riesgo de sobrecarga.

A diferencia de los materiales de metal, la fibra de carbono es un material anisotrópico y no homogéneo, lo que hace que las propiedades mecánicas, elásticas y térmicas son diferentes a lo largo de las diferentes direcciones del material, características que hay que tener en cuenta durante la fabricación. Las propiedades mecánicas dependen de la dirección de las fibras. La matriz de resina proporciona propiedades mecánicas muy bajas, pero amortigua las vibraciones.

1.2.2. Biocompatibilidad

La suposición que el carbono es un elemento fundamental en los tejidos biológicos que no debería inducir reacciones adversas, fomentó a los científicos a usar la fibra de carbono en medicina como biomaterial⁽²⁷⁾. En el campo de la medicina regeneradora, los materiales de carbono se están volviendo cada vez más atractivos, ya que se pueden modificar con el fin de integrarse en el cuerpo humano para promover la regeneración de tejidos y tratamiento de enfermedades. De este modo, la fibra de carbono ha sido utilizada para la reconstrucción de tejidos, como es el caso de ligamentos y tendones. Estas fibras inducen la proliferación de tejido fibroso ordenado en la dirección de los filamentos de la fibra de carbono^(28, 29). Del mismo modo, también se ha empleado para la reparación de lesiones de tejido duro y blando^(30, 31), como es el caso de las hernias⁽³²⁾, para rellenar las

pérdidas de tejido de los cartílagos de conejo ⁽³³⁾, así como en el tratamiento de defectos óseos ⁽³¹⁾.

Biomateriales compuestos a base de carbono también se han utilizado en el ámbito de la ortopedia ⁽³³⁾, para la fabricación de placas, tornillos ⁽³⁴⁾ y elementos de estabilización externos para la osteosíntesis. Además, otros materiales como el PEEK (polieteretercetona) se han reforzado con fibra de carbono para la fabricación de implantes orotopédicos, con el fin de obtener una mayor resistencia mecánica y al desgaste, así como una alta estabilidad química ⁽³⁵⁾. En comparación con los implantes ortopédicos metálicos, los implantes de polieteretercetona reforzada con fibra de carbono (CFR/PEEK) presentan una mejor curación de las fracturas por la similitud de su módulo de elasticidad al del hueso cortical. Además, presenta una gran capacidad de carga y de resistir la fatiga prolongada, mostrando así una importante estabilidad mecánica ⁽³⁶⁻³⁹⁾.

Las importantes propiedades de la fibra de carbono están relacionadas con la estructura física y química de su superficie, así como la amplia posibilidad de modificar sus propiedades mecánicas para nuestras necesidades. En este sentido, la modificación controlada de la superficie de los biomateriales de carbono puede cambiar el efecto o función de la respuesta inmune celular. Se ha demostrado que la respuesta celular al material compuesto por carbono depende del grado de cristalinidad del material; si es altamente cristalino, con un módulo alto de las fibras, no es compatible con fines médicos, mientras que las fibras amorfas son excelentes para implantes ⁽⁴⁰⁾.

La fibra de carbono es biocompatible, aunque no sea bioactiva “per sé” en un grado comparable a las propiedades de los biovidrios o biocerámicas ⁽⁴¹⁾, por lo que cada vez es más frecuente, la modificación de la superficie de la fibra de carbono con partículas cerámicas como la hidroxiapatita ^(41, 42). Se cree que la formación de apatita conduce a un enlace químico en la interfase implante-hueso ⁽³²⁾.

Rajzer y cols. Evaluaron la respuesta biológica de la fibra de carbono con el fin de utilizarlo en ingeniería tisular, comparando el material de carbono compuesto por fibras porosas (grupo de estudio A) y el formado por fibras modificadas con nanopartículas de hidroxiapatita (grupo de estudio B), con respecto a fibras de carbono sin modificar (grupo control). De dicha investigación concluyeron, que ambos tipos de fibra de carbono son bioactivos, y que las fibras modificadas con hidroxiapatita mejoran la adhesión de células similares a osteoblastos en su superficie ⁽⁴³⁾.

1.2.3. Aplicaciones en Odontología

Muy conocido es el uso de la fibra de carbono en odontología conservadora, utilizada principalmente en la realización de postes radiculares de fibra de carbono, que debido a que presenta un módulo elástico similar a la dentina, permite crear un monobloque que transmita las fuerzas de manera correcta, previniendo fracturas radiculares.

En el ámbito de la prótesis bucofacial, comienza el uso de la fibra de carbono en los años setenta, donde se confecciona prótesis completas reforzadas con fibra de carbono, mejorando así las propiedades de flexión de las resinas acrílicas ⁽⁴⁴⁾. *Miyairi y cols.* en su estudio afirmaban que 0.7 mm de refuerzo aumentaban un 10% la resistencia de la estructura de la prótesis.

Prótesis sobre Implantes

En los años 80, *Ruyter y cols.* estudian las propiedades de flexión del PMMA reforzado con fibra de carbono para prótesis híbridas ⁽⁴⁵⁾.

La mejora en los materiales ha permitido fabricar prótesis fijas libres de metal, mediante el uso de estructuras reforzadas de fibra ^(46,47). En un estudio “in vitro” reciente de *Menini et al.* ⁽²⁵⁾, afirman que los compuestos reforzados con fibra de carbono muestran una biocompatibilidad y características mecánicas óptimas, siendo así, una buena alternativa en la fabricación de estructuras para rehabilitaciones sobre implantes.

Pera et al. ⁽⁴⁸⁾ comparan rehabilitaciones de fibra de carbono (grupo de estudio) y de metal (grupo control) realizando carga inmediata en el maxilar edéntulo. En dicho estudio clínico se vio que las prótesis con estructuras de fibra de carbono presentan un fracaso reducido del implante, con una tasa de supervivencia acumulada del 100 % frente a un 93,3 % de los implantes rehabilitados con estructuras metálicas. Además, se mostraron diferencias estadísticamente significativas en la reabsorción ósea media alrededor de los implantes entre los dos grupos en el seguimiento a dos años. En concreto, la pérdida ósea media fue de 1 mm en el grupo control, frente a 0,8 mm en el grupo de estudio. Las diferencias en la tasa de supervivencia acumulada y la reabsorción ósea entre las prótesis de estructuras metálicas y de fibra de carbono podrían depender de las diferentes propiedades elásticas de la fibra de carbono en comparación con las del metal.

Tradicionalmente, en el ámbito de la prótesis, la técnica de preparación de la fibra de carbono ha sido enmullada. Sin embargo, en la actualidad, las técnicas de diseño y confección por ordenador (CAD-CAM) son las de elección, ya que reducen el fracaso por fatiga del material al realizar estructuras homogéneas ^(17,18).

En comparación con las estructuras metálicas, las compuestas por fibra de carbono presentan una serie de ventajas: más baratas, más fáciles de producir, más ligeras y permiten la **adhesión química** a la resina del recubrimiento. Se espera, que la adhesión química al material de recubrimiento reduzca la aparición de fracturas del recubrimiento, tan común en el recubrimiento cerámico.

1.3. ALEACIONES CROMO-COBALTO

Las propiedades y características de las aleaciones vienen establecidas por diferentes normas internacionales (ISO) ⁽⁴⁹⁾, y deben cumplir una serie de requisitos: biocompatibilidad, resistencia a la compresión y a la tracción elevada, alto límite elástico, dureza, moderada ductilidad y deben evitar la corrosión ⁽⁵⁰⁾.

Las aleaciones contienen dos o más elementos base a los que se incorporan otros metales en proporciones variables para mejorar sus propiedades. En el caso de la aleación cromo-cobalto, la proporción de cobalto varía entre un 35 y 35 %, y la del cromo entre un 20 y 35%. Además, contienen cantidades variables, en menor proporción, de otros elementos como el carbono, hierro, manganeso, tungsteno, molibdeno y silicio.

Las aleaciones de cobalto-cromo son biocompatibles. No son alergénicas, ya que están exentas de níquel. Tampoco resultan tóxicas ni carcinogénica especialmente cuando el berilio, al que se le han atribuido estas propiedades, no está presente en su composición ⁽⁵¹⁾.

En cuanto a sus propiedades físicas hay que destacar que el módulo de elasticidad, el límite elástico y la resistencia a la ruptura del cobalto-cromo son los más elevados de todas las aleaciones utilizadas en odontología.

Su elevado límite elástico permite en gran medida evitar la deformación plástica de las estructuras de prótesis ⁽⁵¹⁾, y conferirles a éstas una gran resistencia a la fatiga ^(52, 53).

Debido a su alto módulo de elasticidad, las aleaciones de cromo-cobalto presentan mayor rigidez que el resto de las aleaciones dentales, por encima del titanio y del oro ⁽⁵⁴⁾, por lo que resulta difícil de acabar y pulir su superficie ⁽⁵⁰⁾.

Las aleaciones de cromo-cobalto presentan estabilidad química. La corrosión de un material es la responsable de defectos estéticos, disminución de las propiedades físicas del metal y posibles procesos de toxicidad ⁽⁵⁵⁾.

En estudios in vitro, se ha demostrado que la resistencia a la corrosión electroquímica de estas aleaciones es satisfactoria. Las fracturas producidas en estructuras de cromo-cobalto, parecen más bien ser debidas a defectos en los colados, que a fenómenos de corrosión derivados de la fatiga ⁽⁵¹⁾.

1.3.1. Unión ceramometálica

Se denominan restauraciones “ceramometálicas” a aquellas en las que el núcleo o sustrato es metálico y el recubrimiento es cerámico.

La adherencia o la unión físico-química entre el metal y la cerámica comprende el desarrollo de una interfase con naturaleza propia, diferente a la de ambos materiales. Esta adherencia o unión entre un sustrato metálico y la porcelana de recubrimiento se caracteriza por ser una unión mecánica, compresiva-reológica y química ⁽⁵⁶⁻⁵⁸⁾.

En cuanto a la unión mecánica, se prepara la superficie del metal con el objetivo de producir irregularidades mediante ataque químico ácido o básico, corrosión electrolítica, mecanizado de superficie o abrasión mecánica con arena. De esta manera, se aumenta la superficie efectiva de contacto entre el metal y el recubrimiento cerámico. Existe una correlación positiva entre el grado de unión sustrato-recubrimiento y la rugosidad de la interfase metálica ^(59, 60).

Por otro lado, la unión química puede establecerse como consecuencia de fuerzas de Van der Waals, o bien mediante la formación de un enlace químico a través de procesos de oxidación. En dicho tratamiento, el oxígeno liberado se combina con el metal para formar una capa de óxido, de tal forma que el equilibrio se consigue por la saturación (reacciones

redox) de la zona interfacial con el óxido del sustrato metálico (la capa de óxido es compatible con el metal por su origen y con el recubrimiento, por su afinidad química) (56).

En cuanto a la unión compresiva/reológica es preciso señalar la importancia del enfriamiento lento para conseguir una buena unión entre el metal y la cerámica, así como entre las sucesivas capas de cerámica, para evitar las delaminaciones de dicho material (61-63).

Existe infinidad de posibilidades para que se produzca una fractura, tales como una inadecuada estructura de soporte, la contaminación superficial de la estructura metálica, un excesivo espesor de la cerámica de recubrimiento, la presencia de microporos dentro de la cerámica y las diferencias de módulos elásticos entre ambos materiales.

1.4. RESINAS COMPUESTAS

Un composite es un material heterogéneo formado por dos componentes, que posee cualidades superiores a las de cada uno de ellos.

1.4.1. Componentes

El composite se caracteriza por su estructura que incluye:

- Una **matriz orgánica** (resina) que representa del 30 al 50% del volumen total del material. La matriz puede estar formada de resinas de metil metacrilato, resinas Epoxy o resinas de Bis-GMA, siendo esta última la más frecuente (64).
- Una **fase dispersa o de relleno** considerada de alta resistencia mineral u organomineral, de granulometría y de porcentaje variables. Esta fase concede las propiedades mecánicas a los composites. Puede estar constituida por cristales de cuarzo y silicato o de sílice (64).

- Un **agente de unión matriz-relleno**. De la calidad de esta interfase dependerá de gran medida el buen funcionamiento del material. Es importante que las partículas de relleno se unan a la matriz de resina, para que esta última, la cual es más flexible, transfiera las tensiones a las partículas de relleno. Este agente puede mejorar las propiedades físicas y mecánicas y puede proporcionar estabilidad hidrolítica para prevenir la penetración de agua a través de la interfase relleno-resina ⁽⁶⁴⁾.

A esto, habrá que añadir los coadyuvantes, sustancias que influyen en la reacción de polimerización (activadores, aceleradores e inhibidores) o bien que intervienen en la estética del material (estabilizadores: absorbentes anti-UV, pigmentos, etc.).

1.4.2. Clasificación de los composites

Se realiza en función de la fase de relleno que modifica las propiedades e interviene directamente en los criterios de elección. Se distinguen generalmente tres grupos:

- **Composites convencionales o tradicionales.**

Su relleno estaba fundamentalmente constituido por cristales de cuarzo de tamaño entre 1 y 100 μm . Hoy en día han sido desplazados, por su alta susceptibilidad al desgaste y su rugosidad superficial ⁽⁶⁴⁾.

- **Composites de microrrelleno.**

Pueden ser homogéneos y no homogéneos. En el caso de los composites de microrrelleno homogéneos las partículas de sílice varían entre 0,1 y 0,05 μm que se distribuyen homogéneamente en la matriz. Han sido sustituidos por otros composites por sus bajas propiedades mecánicas y por no alcanzar adecuados porcentajes de relleno. Por otro lado, los composites de microrrelleno no homogéneo incorporan hasta un 60 % de relleno y tienen excelentes propiedades estéticas ⁽⁶⁴⁾.

- **Composites híbridos.**

En ellos se utilizan simultáneamente distintos tamaños de partícula. Surgen para combinar propiedades de los macro y microrrellenos y hoy en día son los sistemas más utilizados. En ellos se consigue incorporar hasta un 85% de relleno ⁽⁶⁴⁾.

1.4.3. Propiedades de los composites

Las propiedades de los composites están determinadas por la naturaleza de sus tres componentes: el entramado de la fase orgánica, el porcentaje y el tipo de relleno, y la calidad de los enlaces. No obstante, generalmente se considera como parámetro esencial la cantidad de fase de relleno, que condiciona las diferencias de las propiedades mecánicas y físicas ⁽⁶⁵⁾.

- **Resistencia a la abrasión y al desgaste**

La resistencia al desgaste es la capacidad que poseen las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial. Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina tendrá menor abrasividad ⁽⁶⁶⁾.

- **Resistencia a la compresión y a la tracción**

Ambas propiedades están directamente relacionadas con el tamaño y el porcentaje de las partículas de relleno ⁽⁶⁶⁾. Los módulos de resistencia a la compresión y a la tracción se consideran similares a los de la dentina; en los sistemas de resina híbridos adquieren los valores más elevados ⁽⁶⁴⁾.

- **Módulo de elasticidad**

Es la relación entre la tensión y la deformación: cuanto menor sea la deformación para una tensión dada, mayor es el valor del módulo de elasticidad y más rígido el material. Esta propiedad es importante clínicamente para el buen comportamiento de la interfase material/diente ⁽⁶⁵⁾.

- **Contracción de polimerización**

Se produce en todos los composites. Una contracción importante determina la aparición de fracturas cohesivas en el material, la formación de fisuras marginales, la alteración del enlace matriz/relleno y la disminución de la resistencia del material ⁽⁶⁵⁾.

- **Sorción de agua y solubilidad**

La sorción y la solubilidad del composite se ven afectadas por el tipo de resina que determina la fase matriz, la naturaleza del relleno y el tipo de polimerización ⁽⁶⁴⁾.

Los efectos directos tras la inmersión del composite en el agua oscilan desde un aumento de peso del material por incorporación el agua a su estructura, hasta una disolución del material, pasando por una mayor exposición de superficie del composite al liberarse las partículas de relleno, y aumentar aún más, la solubilidad ⁽⁶⁴⁾.

- **Estabilidad del color**

Las resinas compuestas pueden sufrir dos alteraciones de color: descoloración interna y descoloración externa. Las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que las quimioactivadas ⁽⁶⁴⁾.

- **Radiopacidad**

Los sistemas de resina compuesta poseen diferentes niveles de radiopacidad. La radiopacidad se consigue añadiendo partículas de relleno que tengan esta característica, generalmente utilizando metales pesados, tales como: bario, aluminio, zirconio, zinc, etc.

1.5. CERÁMICAS

1.5.1. Concepto Cerámica

El término cerámica se define como material de naturaleza inorgánica, de origen mineral, no metálico, que se procesa mediante calor ⁽⁶⁷⁻⁷⁴⁾.

La norma ISO/TR 10993-9 (1994) ⁽⁷⁶⁾, define una biocerámica como un “material cerámico diseñado para lograr un comportamiento fisiológico específico al ser usado en la construcción de prótesis u órganos artificiales internos”.

El término de porcelana hace referencia a las cerámicas de mayor calidad, obtenida de materias primas seleccionadas, que una vez cocidas, presentan mejores propiedades mecánicas, menos porosidad con un excelente aspecto y acabado. No obstante, en la práctica el término de cerámica y porcelana se utilizan indistintamente.

Las cerámicas dentales, se caracterizan por ser biocompatibles, resistentes a la corrosión y a la abrasión, con una conductividad térmica baja y con unas excelentes propiedades ópticas como la traslucidez y la transmisión de la luz. No obstante, su naturaleza frágil, limita el uso de estos materiales. Para poder utilizarse en la fabricación de restauraciones dentales son necesarias varias propiedades como baja temperatura de fusión, alta viscosidad y resistencia a la desvitrificación ⁽⁶⁷⁾.

Es muy característico de los materiales cerámicos, la presencia de microgrietas e imperfecciones superficiales (grietas de Griffith), lo cual condiciona una pésima tracción. A ello se atribuye buena parte de la fragilidad de las porcelanas, es decir, su tendencia a la fractura frente a diferentes estímulos (impacto, deformaciones etc.). Influye en todo esto su elevada rigidez. Además, las cerámicas presentan módulos de elasticidad muy altos, por lo que no soportan apenas deformaciones elásticas y, por supuesto, no admiten deformación plástica. Hoy, para algunas de las más modernas, comienza a hablarse de cierto grado de resistencia a la flexión ⁽⁶⁴⁾.

1.5.2. Clasificación

Con el fin de unificar criterios y mejorar la comunicación entre los diferentes profesionales, las cerámicas se han clasificado atendiendo a diferentes variables como son: la temperatura de sinterización, la técnica de confección y la composición química (67-74).

1.5.2.1. Clasificación según la temperatura de sinterización

La temperatura de sinterización es aquella en la que la cerámica pasa de un estado polvo a sólido, siendo esta inferior al punto de fusión de las cerámicas.

Según temperatura de sinterización, las cerámicas se pueden clasificar en cuatro grupos:

- **Alta sinterización.** Por encima de 1.300 °C. Las cerámicas de alta sinterización son empleadas fundamentalmente para 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 ⁽⁷⁴⁾.
- **Media sinterización:** entre los 1.050 y 1.300 °C. Son empleadas como cerámicas de recubrimiento, ya que aportan buena estética, aunque menor resistencia que las de alta sinterización.
- **Baja sinterización:** entre 850 y 1.050 °C. Al igual que las cerámicas de media sinterización son empleadas como cerámicas de recubrimiento caracterizándose por su alta estética y menor resistencia.
- **Muy baja sinterización:** por debajo de 850 °C. Son cerámicas frágiles, que normalmente están destinadas para dar brillo y disminuir la porosidad de la restauración, es decir, como cerámicas de glaseado.

1.5.2.2. Clasificación en función de la técnica de confección

Según el método de fabricación en el laboratorio, los sistemas cerámicos se pueden clasificar en los siguientes grupos:

- **Técnicas de condensación**

En esta técnica se engloban a todas las cerámicas que necesitan una condensación previa a la cocción. En esta técnica se utiliza principalmente la porcelana feldespática utilizada mayoritariamente como cerámica de recubrimiento. Comercialmente se presentan en polvos que una vez combinados con agua o una mezcla de agua y glicerina, permiten ser modelados por medio de un pincel. Las partículas de porcelana se unen durante la condensación mediante la acción capilar. Cuando la masa se calienta a altas temperaturas, las partículas se unen mediante sinterización y forman la restauración.

La técnica de condensación se puede realizar:

- Sobre hoja de platino
- Sobre cofias metálicas
- Sobre modelos de revestimiento

- **Técnicas de sustitución a cera perdida**

Estas técnicas se basan en el modelado de un patrón de cera que posteriormente se transformará mediante técnicas de colado o de inyección a presión en una restauración cerámica completa o solamente en el núcleo interno.

- **Técnica de procesado por ordenador o cerámicas mecanizadas**

La tecnología CAD-CAM (Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing) es un método de producción que aúna la tecnología digital para aplicarlo tanto en el diseño como en la fabricación de las restauraciones. Consta de tres fases: digitalización, diseño y mecanizado.

1.5.2.3. Clasificación según la composición química

El comportamiento mecánico y estético de un sistema cerámico depende directamente de su composición química, así distinguimos tres grandes grupos en función de la composición: cerámicas feldespáticas, cerámicas aluminosas y cerámicas circoniosas.

- **Cerámicas feldespáticas.**

Las cerámicas feldespáticas están compuestas por un porcentaje de óxido de sílice (SiO₂) que oscila normalmente entre el 46% y el 66% y de óxido de aluminio (Al₂O₃) entre el 11% y el 17%^{44 (76)}.

Las cerámicas feldespáticas convencionales presentan excelentes propiedades ópticas, pero una baja resistencia mecánica. Por ello, son utilizadas únicamente como material de recubrimiento estético.

Sin embargo, las cerámicas de alta resistencia presentan mejoradas sus propiedades mecánicas, de ahí a que entre sus indicaciones se encuentre la confección de restauraciones totalmente cerámicas.

- **Cerámicas aluminosas**

Las cerámicas aluminosas se caracterizan por un aumento del porcentaje de alúmina que puede alcanzar niveles entre un 40 % y un 90 % de su composición, mejorando notablemente las propiedades mecánicas y aumentando de manera significativa la opacidad.

Las cerámicas de alto contenido en óxido de aluminio se reservan únicamente para la confección de estructuras internas, siendo necesario recubrirlas con porcelanas de menor cantidad de alúmina para lograr resultados estéticos.

- **Cerámicas circoniosas**

Estas cerámicas están compuestas por óxido de zirconio parcialmente estabilizado con óxido de itrio. La principal característica de este material es su elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina.

Las excelentes características físicas y mecánicas hacen que en la actualidad se utilicen en la elaboración de prótesis cerámicas de alto compromiso mecánico, así como de zonas con alto requerimiento estético.

1.6. COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LOS MATERIALES

Las propiedades mecánicas se definen según las leyes de la mecánica, es decir, la ciencia física que se ocupa de la energía, las fuerzas y los efectos que provocan en los cuerpos. Todas las propiedades mecánicas son medidas de la resistencia de un material a la deformación o a la fractura al aplicarle una fuerza ⁽⁷⁷⁾.

Un factor importante para el diseño de una prótesis dental es la resistencia, la propiedad mecánica de un material que garantiza que la prótesis cumple sus funciones de manera eficaz, segura y durante un periodo de tiempo razonable. En general, la resistencia es la capacidad de la prótesis de resistir la tensión inducida sin que se produzca una fractura o una deformación permanente (deformación plástica) ⁽⁷⁷⁾. Estas propiedades se suelen caracterizar, básicamente, por la relación tensión-deformación, que es fácil de conseguir mediante el estudio de la respuesta del material a un sistema de tensión utilizando una máquina de ensayo especialmente diseñada para este fin ⁽⁶⁴⁾.

El fracaso potencial de una prótesis sometida a distintas fuerzas está relacionado con las propiedades mecánicas de los materiales protésicos. Las propiedades mecánicas son las respuestas tanto elásticas (reversibles, al eliminar la fuerza) y plásticas (irreversibles o no elásticas) de los materiales sometidos a una fuerza, distribución de fuerzas o presión. Las propiedades mecánicas se expresan generalmente en unidades de tensión y/o deformación.

1.6.1. Tensiones y deformaciones

Cuando una fuerza externa actúa sobre un sólido, se produce una reacción contraria a esta fuerza, de igual magnitud, pero en dirección opuesta. La tensión producida dentro de un material es igual a la fuerza aplicada dividida por el área sobre la que actúa. Por tanto, la **tensión** es una fuerza interna por unidad de superficie en un material, igual y opuesta a la carga o fuerza aplicada por unidad de superficie ⁽⁷⁸⁾.

La tensión se mide en unidades de fuerza por unidad de superficie (N/m^2 , kN/m^2 , MN/m^2), es decir en pascales (Pa). Donde T es la tensión, F es la carga o fuerza aplicada y S es el área de sección transversal del material sobre el que se aplica la fuerza.

$$T = \frac{F}{S}$$

Cuando a un material se le aplica una fuerza o carga externa se produce una **deformación**, es decir, una modificación en sus dimensiones, normalmente medida, por el cambio en unidades de longitud (ya sea en aumento o en disminución, dependiendo de que el material esté distendido o comprimido). La deformación puede ser elástica o plástica. Si el material vuelve a su longitud inicial después de cesar la carga, la deformación es elástica. Si, por el contrario, existe un cambio permanente en la forma, se trata de una deformación plástica ⁽⁷⁸⁾.

La resistencia de un material se define como el nivel medio de tensión en el que un material muestra una cantidad determinada de deformación plástica inicial o en el que se produce la fractura de muestras del mismo tamaño y forma. La resistencia depende de varios factores, como 1) la tasa de deformación, 2) la forma de la muestra, 3) el acabado de la superficie y 4) el medio en el que se prueba el material ⁽⁷⁷⁾.

Un cuerpo puede ser sometido a varios tipos de tensión que se desarrollan de acuerdo con la naturaleza de las fuerzas aplicadas y de la forma del objeto. Entre estas fuerzas se encuentran las fuerzas de tracción, de compresión, fuerzas tangenciales y rotacionales ^(64, 77, 78).

La fuerza de tracción es provocada por una carga que tiende a estirar o alargar un cuerpo. Por el contrario, cuando se sitúa un cuerpo bajo una carga que tiende a comprimirlo o acortarlo, la resistencia interna a dicha carga se denomina fuerza de compresión. Por otro lado, la fuerza tangencial o de cizalla es aquella fuerza que tiende a desplazar una parte de un cuerpo sobre otro. Y, por último, la fuerza de rotación es aquella que tiende a girar el cuerpo sobre su eje. Estas fuerzas provocan patrones de tensión: tensión de compresión, tensión de tracción, tensión tangencial y tensión rotacional ^(64, 77, 78).

Un patrón más complejo es el que se origina al someter un material a una prueba de flexión en tres puntos o prueba transversal, consistente en la aplicación de una fuerza externa al punto medio de una barra que está apoyada en otros dos puntos. La flexión de la barra produce tensiones de tracción y de compresión. Como consecuencia, las

principales fuerzas que actúan sobre la superficie superior son las de compresión, mientras que las que actúan sobre la superficie inferior son las de tracción. La tensión que sufre el material en este ensayo viene dada por la fórmula:

$$T = \frac{3FL}{2bd^2}$$

Donde F es la fuerza aplicada, L es la distancia entre los dos puntos de apoyo, b es el ancho de la muestra y d es su profundidad.

Con más frecuencia, se emplean las unidades del SI, los megapascales (MPa).

1.6.2. Propiedades mecánicas basadas en la deformación elástica

Existen varias propiedades mecánicas y parámetros importantes que miden la deformación elástica o deformación plástica de los materiales dentales. Entre los que cabe destacar: módulo de elasticidad (también denominado módulo de Young o módulo de elasticidad), flexibilidad y resiliencia.

- **Módulo elástico (Módulo de Young o de elasticidad)**

El módulo elástico se define como la proporción existente entre la tensión a que se somete el material y a la deformación reversible o elástica que este sufre. Describe la inflexibilidad o rigidez relativa de un material, que se mide mediante el plano inclinado de la región elástica del gráfico de resistencia-deformación.

El módulo elástico de un material es constante, por lo que no le afecta la cantidad de fuerza plástica o elástica que se aplica sobre él. Los materiales con un módulo elástico muy alto pueden tener valores de resistencia altos o bajos ⁽⁷⁷⁾.

El módulo de elasticidad se expresa en unidades de fuerza por unidad de área, normalmente en giganewtons por metro cuadrado (GN/m²) o gigapascales (GPa)

El módulo elástico representa el coeficiente de fuerza elástica con respecto a la deformación elástica, por lo que cuanto menor sea la deformación causada por una fuerza dada, mayor será el valor del módulo ⁽⁷⁸⁾.

Donde E es el módulo elástico, P es la fuerza o carga que se aplica, A es el área transversal del material sometido a la fuerza, Δl es el aumento de longitud y l_0 es la longitud inicial.

Por definición:

- Fuerza = $P/A = \sigma$
- Deformación = $\Delta l / l_0 = \varepsilon$

Por tanto,

$$E = \frac{\text{Fuerza}}{\text{Deformación}} = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{(P/A)}{(\Delta l / l_0)}$$

- **Límite proporcional**

Es la máxima tensión que es proporcional a la deformación. Los materiales de cerámica se rompen, a menudo en la proporción lineal de la gráfica ⁽⁷⁸⁾.

- **Límite elástico**

Es bastante común que un material pueda ser forzado por encima de su límite proporcional y todavía se comporte de forma elástica. Es decir, al retirar la fuerza, la muestra vuelve a su longitud original. El límite elástico es la fuerza máxima a la que se puede someter un material y que le permite recuperar su dimensión inicial una vez que se elimine la fuerza, es decir, sin sufrir una deformación permanente ^(77, 78).

- **Punto de deformación plástica**

Un material alcanza el punto de deformación plástica cuando existe un incremento rápido en la deformación sin que exista el correspondiente aumento en la fuerza ⁽⁷⁸⁾.

- **Flexibilidad**

La flexibilidad máxima se define como la deformación por flexión que se produce cuando se ejerce una fuerza sobre un material hasta su límite proporcional ⁽⁷⁷⁾.

- **Resiliencia y tenacidad**

Ambos conceptos se relacionan con la absorción de energía. Generalmente, el término resiliencia se asocia con “elasticidad”, pero significa algo más que eso. La resiliencia de un material viene dada por el módulo de resiliencia, que se define como cantidad máxima de energía que un material puede absorber sin sufrir una deformación permanente ^(64, 77, 78).

La tenacidad de un material es la capacidad que tiene para absorber energía sin fracturarse ^(77, 78).

1.7. FUERZAS MASTICATORIAS EN LA CAVIDAD ORAL

Debido a su naturaleza dinámica, es difícil medir las tensiones masticatorias producidas durante la masticación. El valor máximo medio de fuerza masticatoria es de unos 756 N. Sin embargo, el rango de fuerzas masticatorias varía notablemente de una zona de la boca a otra y de una persona a otra. En la zona de los molares, el rango de fuerzas masticatorias varía entre 400 y 890 N; en los premolares varía entre 133 y 334 N y en los incisivos entre 89 y 111 N. Aunque hay un solapamiento considerable, en general la fuerza masticatoria es mayor en los hombres que en las mujeres y en los adultos jóvenes que en los niños ⁽⁷⁷⁾.

Normalmente, el bolo alimenticio, así como los dientes, el ligamento periodontal y los huesos absorben la energía de la mordida durante la masticación. No obstante, el diente es capaz de absorber energías considerables, tanto estáticas como dinámicas (de impacto). El módulo de resiliencia de la dentina es mayor que el del esmalte y, por tanto, tiene más capacidad para absorber energía de impacto. El esmalte es una sustancia frágil con un módulo de elasticidad comparativamente mayor, un bajo límite proporcional de tensión y un módulo de resiliencia bajo ⁽⁷⁷⁾.

2. Justificación, Objetivos e Hipótesis de Trabajo

2.1. JUSTIFICACIÓN

En la actualidad, las restauraciones ceramometálicas siguen siendo las más utilizadas en prótesis fija sobre implantes debido a su buen pronóstico a largo plazo, por lo que han merecido la denominación de “patrón de referencia” o “gold standard” (79, 80). Sin embargo, los estudios demuestran que una de las complicaciones de la cerámica de recubrimiento es el llamado “chipping” o delaminado de la cerámica (6-11).

Por otro lado, una alternativa terapéutica a la rehabilitación fija metal-porcelana cuando es necesario restaurar proceso alveolar en aquellos pacientes desdentados totales maxilar y/o mandibular, es la prótesis híbrida, la cual consta de una estructura metálica recubierta de acrílico con dientes artificiales de resina acrílica. Ya desde los años 90, *Gunnar Johansson* (13) comienza a estudiar los problemas mecánicos de este tipo de prótesis. Posteriormente, otros autores como *Jemt* (14), *Hemmings* (15) *Goodcare* (16) y *Ventura de la Torre* (81) coinciden que el problema mecánico más frecuente es la fractura de dientes y el recubrimiento acrílico de la prótesis.

En los últimos años ha aumentado la variedad de opciones terapéuticas gracias a la tecnología CAD-CAM, con la que disminuye el fracaso por fatiga del material al realizar estructuras homogéneas (17), y a la evolución de los materiales, como es el caso de la **fibra de carbono**. Una de las ventajas que presenta este material es la unión íntima entre la resina y la estructura de la prótesis que se consigue, gracias a la naturaleza orgánica de ambos materiales, obteniéndose así, una unión tanto química como mecánica.

Por todo lo anterior, se planteó en el presente trabajo de investigación evaluar la resistencia en la unión de estructuras de fibra de carbono recubiertas con resinas compuestas comparando los resultados con estructuras de cromo-cobalto con recubrimiento cerámico.

2.2. OBJETIVOS

Los objetivos planteados en el presente trabajo de investigación fueron los siguientes:

1. Evaluar y comparar las **propiedades mecánicas y la resistencia de unión** de estructuras de fibra de carbono con recubrimiento de resinas compuestas vs estructuras cromo-cobalto con recubrimiento cerámico.
2. Evaluar y comparar las **propiedades mecánicas y la resistencia de unión** de estructuras de fibra de carbono con recubrimiento de resinas compuestas en base a la distancia de apoyos del soporte (24 y 32mm).
3. Analizar el tipo de fractura de la **estructura** en cada uno de los grupos cromo cobalto-cerámica, fibra de carbono-resina compuesta (24mm) y fibra de carbono-resina compuesta (32mm).
4. Analizar las características de la fractura del **material de recubrimiento** entre los grupos: cromo cobalto-cerámica, fibra de carbono-resina compuesta (24mm) y fibra de carbono-resina compuesta (32mm).

2.3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

A partir de los objetivos descritos anteriormente, obtenemos las siguientes hipótesis nulas (H_0):

- **1º Hipótesis Nula (H_{01})**

“No existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la resistencia de la unión entre las estructuras fibra de carbono recubiertas con resinas compuestas y las estructuras cromo-cobalto recubiertas de cerámicas”.

- **2º Hipótesis Nula (H_{02})**

“No existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto al comportamiento de la estructura y el recubrimiento entre los distintos grupos estudiados”.

3. Material y Método

3.1. TAMAÑO MUESTRAL

De acuerdo con la norma UNE-EN ISO 14125:1998, se deben ensayar al menos cinco probetas que den fallos válidos. Se ha aumentado la muestra a 12 probetas en cada grupo para mayor precisión en el valor medio.

Aun así, se han realizado test de bondad de ajuste para normalidad estadística, que será descrito en el apartado de resultados.

3.2. DISTRIBUCIÓN DE LA MUESTRA Y NUMERACIÓN

Para el presente trabajo de investigación, se confeccionaron un total de 36 probetas: 12 estructura de cromo-cobalto con recubrimiento cerámico y 24 estructuras de fibra de carbono recubiertas con resinas compuestas.

A su vez, el grupo de fibra de carbono-resina compuesta, se subdividió de forma aleatoria en dos subgrupos de 12 especímenes cada uno ($n= 12$), según el soporte utilizado en el ensayo mecánico:

- Soporte con una distancia entre sus apoyos de 32 mm.
- Soporte con una distancia entre sus apoyos de 24 mm.

Para la codificación de las probetas se empleó una letra y un número, indicando la letra el grupo al que pertenece, y el número el orden dentro de cada conjunto. En el caso de la fibra de carbono, se especifica entre paréntesis la distancia entre los apoyos.

- Grupo CC: Estructuras de cromo-cobalto con recubrimiento cerámico (*E.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein*). Se colocan las probetas en un soporte donde la distancia entre los apoyos es de 32 mm.
- Grupo FC: Estructuras de fibra de carbono con recubrimiento de resinas compuestas (*SR Nexco Paste, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein*).
 - Grupo FC (32): Distancia entre los apoyos del soporte 32 mm.
 - Grupo FC (24): Distancia entre los apoyos del soporte 24 mm.

Tras someter las probetas a ensayo, se almacenaban en una bolsa hermética de plástico con su código correspondiente.

3.3. DISEÑO Y CONFECCIÓN DE LAS MUESTRAS

Las 36 probetas se fabricaron en el laboratorio dental Procotech®. Del proceso de diseño y confección de la estructura se encargó un ingeniero especializado en los procesos CAD-CAM y de la fase del recubrimiento se encargó un único técnico protésico con más de 10 años de experiencia.

3.3.1. Dimensiones de las probetas

Se siguió el modelo empleado por la Dra. Zafra para el desarrollo de su Tesis Doctoral⁽⁸²⁾, con la salvedad del ancho de la probeta.

- Altura: 35mm
- Largo: 10mm
- Ancho: 4mm (2mm corresponden a la estructura y 2 mm al recubrimiento)

3.3.2. Diseño y confección de la estructura

En primer lugar, se diseñan las estructuras con unas dimensiones de 35 x 10 x 2 mm (CAD). A partir del diseño, se genera un archivo STL que se envía a la fresadora (S2, VHF®) para proceder a la confección de las estructuras (CAM) (*Figura 1-3*). La fresadora dispone de un dispositivo de fijación en el que se colocan los bloques de cromo-cobalto y fibra de carbono para iniciar el fresado de los mismos.



Figura 1. Fresado de una probeta en el disco de cromo-cobalto.

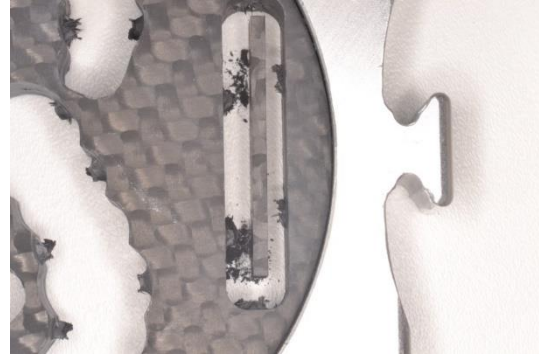


Figura 2. Fresado de una probeta en el disco de fibra de carbono.



Figura 3. Probetas fresadas. A la izquierda de la imagen se encuentra probeta de cromo-cobalto y a la derecha de fibra de carbono.

3.3.3. Confección del recubrimiento

Una vez finalizado el proceso CAD-CAM con el que hemos obtenidos las estructuras de cromo-cobalto y fibra de carbono, se procede a la preparación de estas y a la confección del recubrimiento de cerámica y resina compuesta respectivamente.

En primer lugar, se cortan los conectores de los discos y se pulen. A continuación, se sigue la misma metodología para todas las probetas de un mismo grupo.

- **Recubrimiento de las estructuras de cromo-cobalto.**

Se carga la cerámica (*E.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein*) en las 12 probetas cuya estructura es de cromo-cobalto, siguiendo la siguiente secuencia:

1. Oxidación del Cr-Co 17 minutos (*Figura 4, 5*).
2. Arenado con óxido de aluminio (*Figura 6*).
3. Vapor.
4. Bonding del metal (*Figura 7, 8*).
5. Horno 15 minutos.
6. Opaquer (*Figura 9*).
7. Horno 15 minutos.
8. 1 capa de dentina (*Figura 10, 11*).
9. Horno 17 minutos.
10. 1 capa de transparente + 1 capa de incisal (*Figura 12*).
11. Horno 17 minutos.
12. Capa de glaseado (*Figura 13*).
13. Horno 14 minutos.

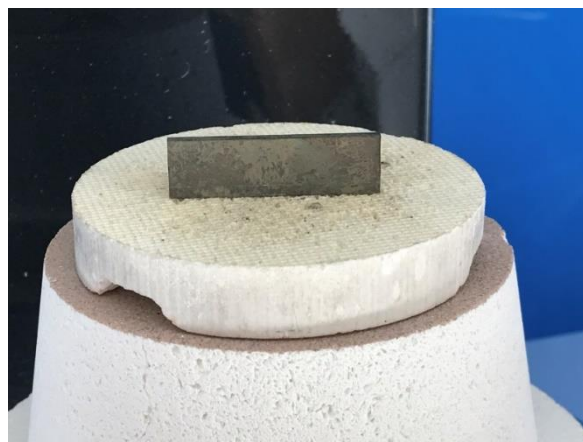
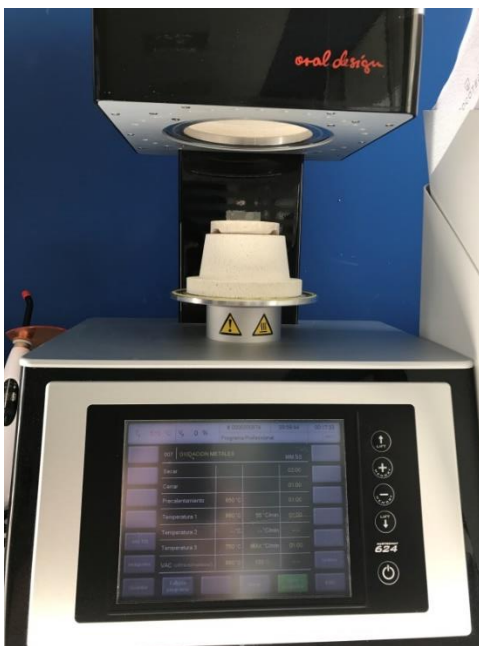


Figura 4 y 5. Oxidación de las probetas de Cr-Co en el horno.



Figura 6. Arenado con óxido de aluminio.



Figura 7. Aplicación bonding de metal.

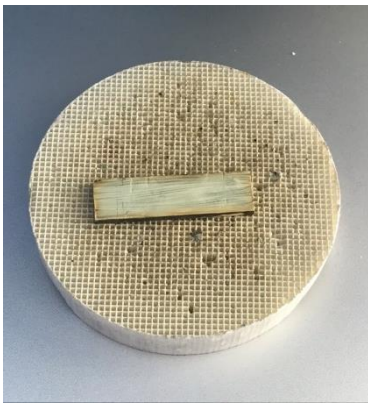


Figura 8. Probeta con bonding tras el horno.



Figura 9. Aplicación opaquer.



Figura 10 y 11. Se carga cerámica. Capa de dentina.



*Figura 12. Se carga cerámica.
Capa incisal.*

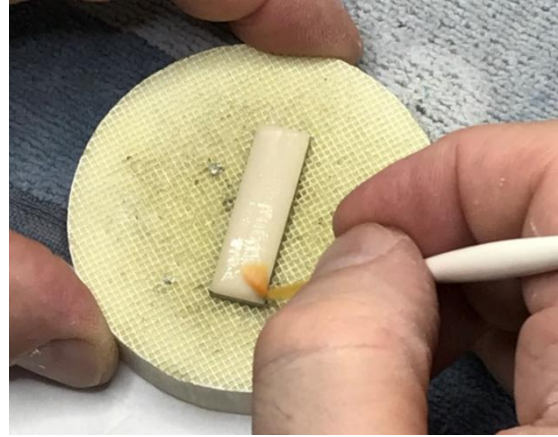


Figura 13. Aplicación del glaseado.

- **Recubrimiento de las estructuras de fibra de carbono.**

Se carga la resina compuesta resinas compuestas (*SR Nexco Paste, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein*) siguiendo la siguiente metodología:

1. Arenado con óxido de aluminio (*Figura 14*).
2. Vapor (*Figura 15*).
3. Bonding (*Figura 16*).
4. 90 segundos fotopolimerización (*Figura 17, 18*).
5. 1 capa de opaquer (*Figura 19, 20*).
6. 180 segundos fotopolimerización.
7. 1 capa de dentina (*Figura 21-22*).
8. 180 segundos fotopolimerización.
9. 1 capa translúcido.
10. 180 segundos fotopolimerización.
11. 1 capa de incisal.
12. 180 segundos fotopolimerización.
13. 1 capa de incisal.
14. 180 segundos fotopolimerización.
15. Recortado.
16. Pulido (*Figura 23*).

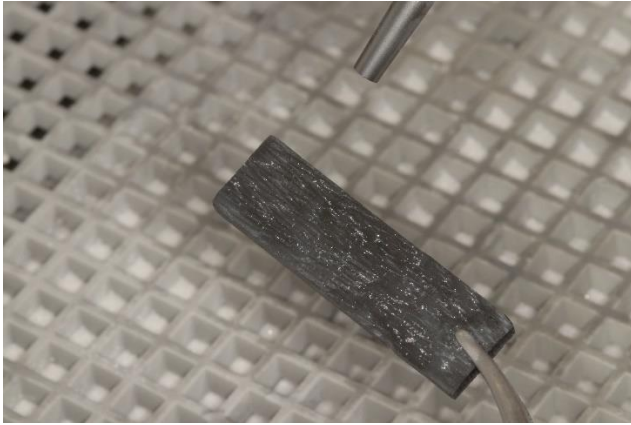


Figura 14. Arenado con óxido de aluminio.



Figura 15. Aplicación de vapor.



Figura 16. Aplicación de bonding.



Figura 17 y 18. Fotopolimerización capa bonding durante 90 segundos.

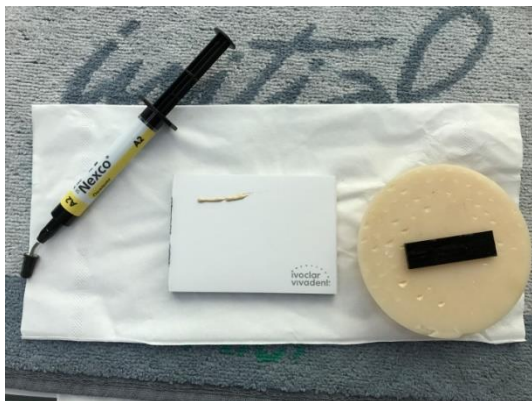


Figura 19 y 20. Aplicación capa de opaquer.

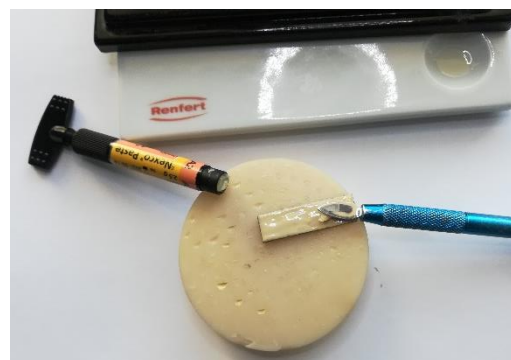


Figura 21 y 22. Aplicación capa dentina.



Figura 23. Pulido de la probeta.



Figura 24. Probetas terminadas. A la derecha de la imagen corresponden con las de fibra de carbono/resina y la de la izquierda a cromo-cobalto/cerámica.

3.4. MEDICIÓN DE LA MUESTRA

Tras su confección, todas las probetas se midieron en su largo, ancho y espesor por un calibre digital (*Tacklife-DC01*). Para verificar el espesor, se midieron tres puntos, los dos extremos y la zona central. Se permitió un margen de discrepancia de ± 0.2 mm en relación con el espesor de los especímenes.

3.5. INSTRUMENTOS PARA EL TERMOCICLADO Y EL ENSAYO DE FLEXIÓN EN TRES PUNTOS

La fase de termociclado y el ensayo de flexión en tres puntos, se llevan a cabo en el Departamento de Ingeniería de la empresa Euroortodoncia S.L., Alcorcón, Madrid.

3.5.1. Termociclado

En Odontología, el termociclado se utiliza para simular el envejecimiento de los materiales de restauración. Este proceso consiste en someter a dichos materiales a cambios bruscos de temperatura durante cortos periodos de tiempo, con el fin de reproducir los cambios térmicos que se producen en la cavidad oral ⁽⁸³⁻⁸⁵⁾.

De acuerdo con la International Organization for Standardization ISO TR 11405, se considera como protocolo más adecuado para simular el envejecimiento de los biomateriales:

- Número de ciclos: 500.
- Temperatura: 5 °C y 55 °C.
- Tiempo de permanencia: ≥ 20 segundos.

El modelo de máquina de termociclado corresponde a EUROORTODONCIA con el código VA55. (*Figura 25*)

Se programó a una temperatura mínima de 5 °C y una máxima de 55 °C. El tiempo total de cada ciclo fue de 50 segundos. En cada ciclo las probetas se introducen 20 segundos en el recipiente con el agua fría, a una temperatura mínima de 5 °C, 10 segundos de transición y otros 20 segundos en el recipiente con el agua caliente (55°C). El número total de ciclos que completaron las 36 probetas fueron 10.000.

Tras el termociclado se comprobó cada probeta al microscopio óptico para verificar que en la prueba no se produjera ningún tipo de fractura ni de la estructura ni del recubrimiento.



Figura 25. Máquina de termociclado.

3.5.2. Máquina de ensayo universal

Se utiliza una “Máquina de ensayos universal” de la marca Zwick/Roell, modelo BT1-FR2.5TS.D14, número de serie 179392, código VA27 y con registro de software testXpert®II V143. La máquina consta de una célula de carga, encargada de medir la presión y la tracción; y un motor, encargado de situar la célula a la distancia adecuada (*Figura 26-29*).

Para el ensayo se utiliza una precarga de 0,2N, una velocidad del módulo-E de 1 mm/min y una velocidad de ensayo de 1mm/min, de acuerdo con lo estipulado en la norma. Todos los ensayos se realizaron en condiciones ambientales: $20^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ y todos los instrumentos utilizados están calibrados.

Para el ensayo se utilizan un juego de apoyos estandarizados según la norma UNE-EN ISO 178. Respecto a la distancia entre apoyos, se utiliza la distancia de 32 mm para el grupo control y un subgrupo de fibra de fibra de carbono y el de 24 mm para el otro subgrupo de fibra de carbono.

Se coloca la probeta en los apoyos y se comienza el ensayo, aplicando los parámetros de fuerza y velocidad anteriormente mencionados. A la velocidad de 1mm/1 min, se va aplicando una fuerza constante, en el centro de la probeta (en un punto equidistante de los puntos sobre los que apoyan las probetas). De manera progresiva se producen en el material las deformaciones elásticas y posteriormente plásticas correspondientes, hasta la fractura de este, o no. La deformación máxima se fija en 5 mm (*Figura 30-32*).

A medida que se está ensayando cada probeta, el software va proporcionando una gráfica con una curva de tensión-deformación (*Anexo 1*) en la que analizaremos los siguientes datos:

- Inicio del Módulo-E (N)
- Final del Módulo-E (N)
- Módulo de elasticidad (Mpa)
- Fuerza en 0,2 % de deformación plástica (N)
- Fuerza en rotura (N)
- Deformación en rotura (mm)
- Fuerza máxima (N)
- Deformación en fuerza máxima (mm)



Figura 26. Máquina universal de ensayos.



Figura 27. Célula de carga de la máquina universal.



Figura 28. Calibración máquina universal de ensayos.



Figura 29. Especificaciones de la máquina universal de ensayos.

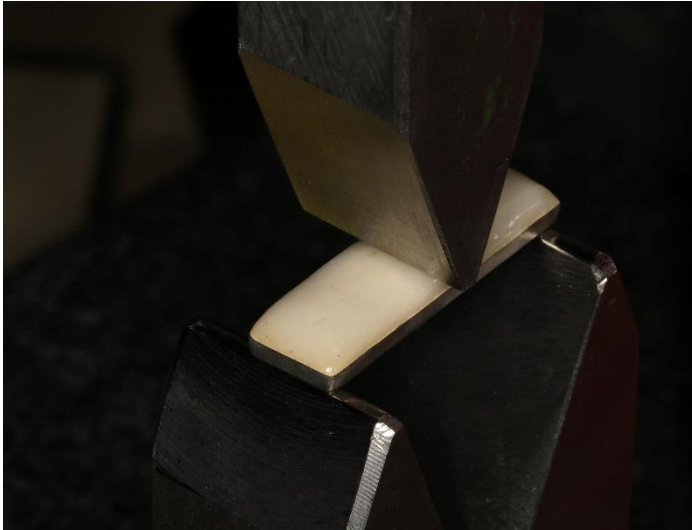


Figura 30. Probeta de cromo-cobalto/cerámica sobre los apoyos (distancia 32mm) en la máquina universal de ensayos.

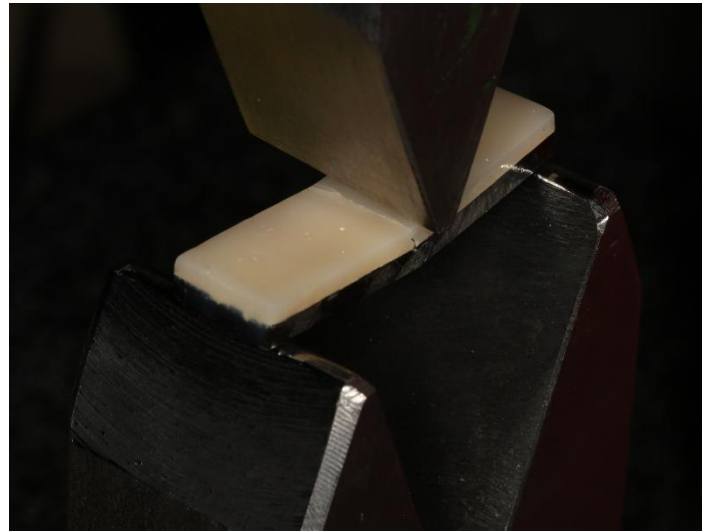


Figura 31. Probeta fibra de carbono/resinas compuestas sobre los apoyos (distancia 32mm) en la máquina

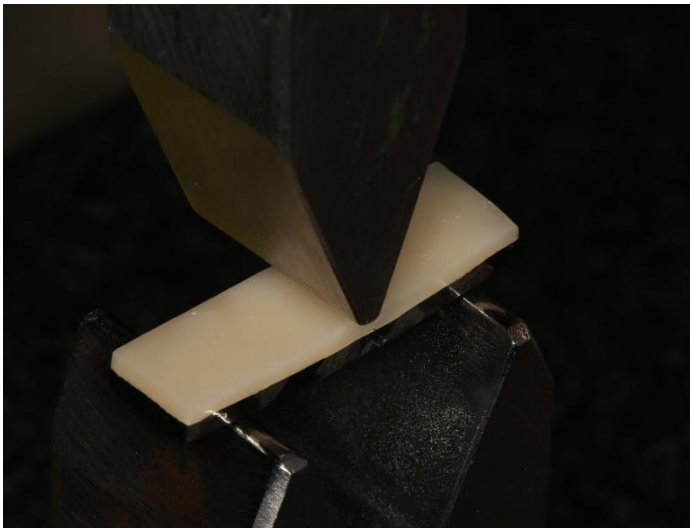


Figura 32. Probeta fibra de carbono/resinas compuestas sobre los apoyos (distancia 24 mm) en la máquina universal

3.6. ANÁLISIS AL MICROSCOPIO ÓPTICO

Tras el termociclado y el ensayo de flexión en tres puntos se comprobó cada una de las probetas mediante un microscopio óptico.

El microscopio óptico corresponde al modelo Toupview, con número de serie C1604280431 y código VE4. La resolución del mismo son 4x, píxeles 4912x3684 (Figura 33-34).

Cada una de las probetas se fotografió en las dos vertientes laterales para verificar el tipo de fractura que se produce (Anexo 2):

- Únicamente se fractura la estructura
- Únicamente se fractura el recubrimiento
- Se fractura tanto la estructura como el recubrimiento
- No se fractura ni la estructura ni el recubrimiento
- En caso de que se fracturara el recubrimiento, si se producía de una vez, o “a saltos” del material restaurador.

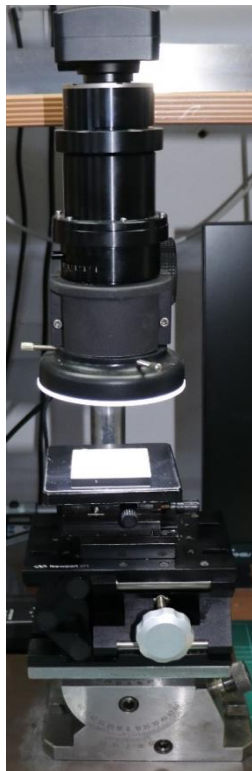


Figura 33.
Microscopio Óptico



Figura 34. Especificaciones del microscopio
óptico

3.7. TRATAMIENTO Y PROCESADO DE LOS DATOS

3.7.1. Variables

1. Grupo **romo-cobalto con recubrimiento cerámico** (distancia apoyos 32 mm) vs grupo **fibra de carbono con recubrimiento de resina compuesta** (distancia apoyos 32 mm)

a. Datos métricos

- i. Fuerza máxima que soporta la muestra ($F_{lo\ max}$).
- ii. Fuerza de fractura, fuerza a la que se produce el primer desprendimiento de material.
- iii. Fuerza en deformación plástica al 0.2 % (F en deformación plástica 0.2%).
- iv. Módulo de Young ($E_{lo\ mod}$).
- v. Recorrido que se produce en la fuerza máxima (deformación) (dL en $F_{lo\ max}$).

b. Datos no métricos

- i. ¿Coincide el 1º salto de material del recubrimiento con la fuerza máxima?
 1. Sí.
 2. No, ocurre antes que la ($F_{lo\ max}$).
 3. No, ocurre después que la ($F_{lo\ max}$).
- ii. ¿Coincide el 1º salto de material de recubrimiento con el desprendimiento final del recubrimiento?
 1. Sí.
 2. No.
- iii. Características de fractura en la estructura:
 1. No fractura.
 2. Deformación.
 3. Fisura de la masa interna de la estructura.

4. Fractura sin separación de fragmentos.
5. Fractura con separación de fragmentos.

iv. Características de fractura que en el recubrimiento:

1. No fractura.
2. Fisura de la masa interna del recubrimiento o fractura parcial sin separación de fragmentos.
3. Fractura parcial con separación de fragmentos.
4. Fractura completa.

2. Grupo **fibra de carbono con recubrimiento de resina compuesta** (distancia apoyos 32 mm) vs grupo **fibra de carbono con recubrimiento de resina compuesta** (distancia apoyos 24 mm)

a. Datos métricos

- i. Fuerza máxima que soporta la muestra.
- ii. Fuerza de rotura, fuerza a la que se produce el primer desprendimiento de material.
- iii. Deformación plástica al 0.2 %.
- iv. Módulo de Young.
- v. Recorrido que se produce en la fuerza máxima (deformación).

b. Datos no métricos

- i. Tipo de fractura que se produce en la estructura (Comportamiento de la estructura)
 1. No fractura.
 2. Deformación.
 3. Fisura de la masa interna de la estructura.
 4. Fractura sin separación de fragmentos.
 5. Fractura con separación de fragmentos.

- ii. Características de fractura en el recubrimiento:
 1. No fractura.
 2. Fisura de la masa interna del recubrimiento o fractura parcial sin separación de fragmentos.
 3. Fractura parcial con separación de fragmentos.
 4. Fractura completa.

3.7.2. Metodología estadística

Para el análisis estadístico se ha empleado la aplicación informática: IBM-SPSS-22 (IBM Corp. Released 2013. IBM SPSS Statistics v 22.0 for Windows; Armonk. NY. USA).

Las técnicas y test estadísticos empleados han sido:

- En variables cualitativas (nominales): distribución de frecuencias y porcentajes.
- En variables cuantitativas: exploración de datos con gráfico Q-Q de ajuste a la normalidad, histograma, coeficientes de asimetría y curtosis/altura junto al Test de bondad de ajuste de Shapiro-Wilk y descripción con las herramientas habituales de centralidad (media, mediana) y variabilidad (desviación estándar, rango y amplitud intercuartil).
- Test U de Mann-Whitney para el contraste de valores medios en variables cuantitativas.
- Test Chi-cuadrado para el contraste de porcentajes en variables categorizadas.
- Cálculo del tamaño del efecto mediante R^2 .

El nivel de significación fijado es el habitual 5% (significativo si $p < .05$) excepto en el test SW de bondad de ajuste donde se consideran significativos solo los desvíos graves, es decir al 1% ($p < .01$).

4. Resultados

4.1. COMPARACIÓN DE ESTRUCTURAS (CC vs FC) EN SOPORTE CUYA DISTANCIA ENTRE LOS APOYOS ES DE 32 MM

En primer lugar, se ha procedido a realizar una exploración de los 5 parámetros medidos en forma cuantitativa. Para ello, se ha considerado tanto el total de piezas, como las mismas separadas en los dos grupos a comparar. La exploración se ha realizado con gráficos Q-Q de normalidad junto al Test de Shapiro-Wilk (específico para muestras de <50 casos) de bondad de ajuste a la normalidad estadística. También se han empleado diagramas de caja de determinar si existen valores anómalos (fuera de rango: *outlier far out*) que puedan ejercer peso distorsionante sobre los promedios de las variables.

A la par se ha procedido a calcular los valores de los estadísticos descriptivos habituales: media y mediana para la centralidad; rango total observado y desviación estándar junto a la amplitud intercuartil para la variabilidad.

En la exploración de las variables no se han encontrado valores anómalos. Por lo que respecta a la forma de las variables, se ha encontrado que en bastantes de ellas, tanto en el grupo total como en cada grupo por separado, los datos se ajustan suficientemente al modelo de la normal de Gauss ($p > .05$ en los Test SW de bondad de ajuste), así como alguna otra que tiende hacia la normalidad ($p < .05$; desvíos leves). Solamente en tres ocasiones (dos en el grupo total y una en el FC-32) el desajuste es elevado ($p < .01$) y por tanto estas variables no se ajustan a la normalidad estadística (algo que afecta en especial a: F en deformación plástica 0.2%). Estas tendencias hacia la normalidad, así como los desajustes comentados, son confirmados por los gráficos Q-Q.

El relativamente buen ajuste a la normalidad estadística permitiría emplear como método estadístico de comparación entre grupos, una técnica del grupo paramétrico que son más potentes, aunque en las variables no normales no sería lo más adecuado. Pero, por otro lado, el reducido N de datos de cada grupo (12 probetas) recomienda como más adecuado el empleo de un método alternativo del grupo de los no-paramétricos. En concreto, se ha empleado el Test U de Mann-Whitney de contraste entre valores promedio de grupos independientes entre sí (especímenes distintos). A este método se le ha acompañado del cálculo del tamaño del efecto con el estadístico R^2 . El tamaño del efecto es un indicador de la magnitud de los cambios observados en las variables que se miden (los parámetros de resistencia) debidos a la influencia (el efecto) de la V.I. explicativas o que se manipula

(en este caso el tipo material de la estructura) y está especialmente descrito para poder comparar e interpretar cambios en variables que se miden distintas unidades (como es el caso) ya que más allá de la significación, aporta una estimación de la fuerza (importancia) del cambio. Los valores de R^2 , multiplicados por 100, se pueden leer como el porcentaje de las diferencias que está explicado por el factor. En general, en el campo clínico/sanitario, valores $>4\%$ (.040) ya deben ser tenidos en cuenta.

Tabla 1: Análisis descriptivo y exploratorio. Variables de los parámetros de resistencia. Datos métricos.

GRUPO	Variable	N	Test SW: P-Sig	Centralidad		Rango (Min. / Máx.)	Variabilidad	
				Media	Mediana		Desviación estándar	Amplitud intercuartil
TOTAL	F{lo max}	24	.011 *	1890.00	1980.00	1230.00 / 2430.00	429.43	882.50
	dL en F{lo max}	24	.091 NS	1.65	1.60	1.10 / 2.30	0.37	0.65
	E{lo mod}	24	.000**	27991.67	29300.00	15100.00 / 39800.00	10153.94	20525.00
	F en def. plást. 0.2%	24	.004**	1626.71	1800.00	854.00 / 234.00	544.82	1095.00
	F rotura	24	.129 NS	1810.83	1860.00	610.00 / 2420.00	466.00	815.00
CC - 32	F{lo max}	12	.066 NS	2255.83	2320.00	1950.00 / 2430.00	177.38	340.00
	dL en F{lo max}	12	.897 NS	1.35	1.35	1.10 / 1.60	0.14	0.25
	E{lo mod}	12	.665 NS	37775.00	38000.00	35200.00 / 39800.00	1447.33	2025.00
	F en def. plást. 0.2%	12	.158 NS	2075.83	2115.00	1790.00 / 2340.00	205.84	422.50
	F rotura	12	.134 NS	2171.67	2210.00	1840.00 / 2420.00	216.70	420.00
FC - 32	F{lo max}	12	.047 *	1524.17	1465.00	1230.00 / 2170.00	249.20	210.00
	dL en F{lo max}	12	.161 NS	1.95	1.95	1.60 / 2.30	0.27	0.50
	E{lo mod}	12	.280 NS	18208.33	17650.00	15100.00 / 23400.00	2157.21	2525.00
	F en def. plást. 0.2%	12	.004**	1177.58	1045.00	854.00 / 2060.00	371.71	410.50
	F rotura	12	.114 NS	1450.00	1450.00	610.00 / 2130.00	350.74	225.00

NS = Desvío no significativo ($p > .05$) la variable se distribuye normalmente

* = Desvío leve significativo ($p < .05$) la variable tiende hacia el modelo normal

** = Desvío grave significativo ($p < .01$) la variable no se ajusta a la normalidad

Los resultados de la comparación entre estos dos grupos se resumen en la tabla 2. Según estos se puede concluir que en todos los parámetros las diferencias son altamente significativas ($p < .001$) y con tamaños del efecto muy grandes, entre el 62.6% (en F rotura) y el 96.9% (en E{lo mod}). Comparando los valores promedio (media y mediana) entre los grupos, se observa que estos son:

- Superiores en el grupo con C-C: F{lo max}, E{lo mod}, F en def. Plást. 0.2% y F rotura.
- Superiores en el grupo con F-C y 32 mm en: dL en F{lo max}.

Por tanto, existen evidencias estadísticas muy sólidas que permiten afirmar la diferencia entre ambos materiales de la estructura.

Tabla 2: Análisis inferencial: Diferencia entre valores promedio. Variables de los parámetros de resistencia (datos métricos) en función de los grupos con distinto tipo de material en la estructura.

Variables	Grupo con C-C de 32 cms (n=12)			Grupo con F.C. de 32 cms (n=12)			Test U de M-W		Tamaño del efecto: R ²
	Media	(D.E.)	Mediana	Media	(D.E.)	Mediana	Valor /Z/	P-Sig	
<i>F{lo max}</i>	2255.83	(177.38)	2320.00	1524.17	(249.20)	1465.00	3.93**	.000	.757
<i>dL en F{lo max}</i>	1.35	(0.14)	1.35	1.95	(0.27)	1.95	4.11**	.000	.679
<i>E{lo mod}</i>	37775.00	(1447.33)	38000.00	18208.33	(2157.21)	17650.00	4.16**	.000	.969
<i>F en def. plást. 0.2%</i>	2075.83	(205.84)	2115.00	1177.58	(371.71)	1045.00	3.87**	.000	.709
<i>F rotura</i>	2171.67	(216.70)	2210.00	1450.00	(350.74)	1450.00	3.87**	.000	.626

** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Además de estos 5 parámetros cuantitativos, también se evaluaron otros 4 en forma categórica: nominal u ordinal. Para contrastar estas otras variables según el tipo de material de la estructura que ha generado los dos grupos, ha de emplearse un método de cruce entre variables categóricas o categorizadas. Este es el conocido Test Chi-cuadrado de independencia, que si bien es cierto que se trata de una prueba estadística para determinar la existencia/ausencia de relación entre variables categóricas, de la existencia de la misma se puede inferir la existencia de diferencias significativas en la variable de respuesta entre las categorías del factor (en este caso género y edad) a partir de los valores de los residuos estandarizados corregidos que son valores similares a las Z de la normal (se considera indicativo de significación cuando estos residuos son ≥ 2). El problema que nos vamos a encontrar al emplear este test es que dado el reducido N de probetas habrá categorías con frecuencias muy bajas (<5) lo que supone una pérdida de potencia estadística en el test, que se podría solucionar uniendo (sumando) categorías según su proximidad teórica (es decir que sean similares en contenido), algo que en esta investigación es poco factible. Pero, por suerte las diferencias que se han encontrado son bastante sólidas. Los resultados de estos test se presentan resumidos en la tabla 3. Se incluye, de nuevo, el cálculo del tamaño del efecto (R²) que en este caso se obtiene como el cuadrado del coeficiente V de Cramer, especialmente indicado para este tipo de variables.

Al comparar si la rotura coincide con la F-Max se ha encontrado que en la mayor parte de los especímenes es antes, concretamente en el 66.7% de las probetas del grupo C-C y

en el 50% del grupo F.C., en consecuencia, un 33.3% de piezas C-C y un 41.7% de las F.C, rompen después de la F-Max. Estas diferencias no han llegado a ser estadísticamente significativas ($p > .05$).

Donde sí que aparece una diferencia altamente significativa ($p < .001$) y con un tamaño del efecto muy elevado (84.6%) es la coincidencia entre el 1er salto y el desprendimiento final. Ésta se produce en el 91.7% de las probetas F.C. y en ninguna de las C-C (es decir en el 100%, no coincide).

También tenemos una muy alta significación ($p < .001$) con un efecto casi total (.999) es en el comportamiento de la estructura. En el 100% de las probetas C-C aparece deformación; en tanto que por el contrario en un 75% de las probetas F.C. se observa una fractura, aunque sin separación de fragmentos.

Por último, en la fractura de recubrimiento encontramos significación, aunque con menos potencia ($p < .01$) y menos efecto (57.0%). Los datos nos indican que en casi todas las probetas (91.7%) de C-C la fractura es completa, algo que solo ocurre en el 16.7% de los especímenes de F.C., entre las que lo más frecuente fue una rotura parcial con separación de los fragmentos.

Tabla 3: Análisis inferencial: Diferencia entre porcentajes. Variables de los parámetros de resistencia (datos NO métricos) en función de los grupos con distinto tipo de material en la estructura.

Variables	Categorías	GRUPO		Test Chi cuadrado		Tamaño del efecto
		C-C de 32 (n=12)	F.C. de 32 (n=12)	Valor Chi ²	P-Sig	
<i>Coincide F-Max y Rotura</i>	Sí	0.0 % (0)	8.3 % (1)	1.40 ^{NS}	.497	.058
	No, antes F-Max	66.7 % (8)	50.0 % (6)			
	No, después F-Max	33.3 % (4)	41.7 % (5)			
<i>Coincide 1er salto con el desprendimiento final</i>	Sí	0.0 % (0)	91.7 % (11)	20.30**	.000	.846
	No	100 % (12)	8.3 % (1)			
<i>Fractura de estructura</i>	Deformación	100 % (12)	0.0 % (0)	24.00**	.000	.999
	Fisura masa interna	0.0 % (0)	25.0 % (3)			
	Fract. sin separac. fragm.	0.0 % (0)	75.0 % (9)			
<i>Fractura de recubrimiento</i>	Fisura masa interna	0.0 % (0)	16.7 % (2)	13.68**	.001	.570
	Fract. parcial con fragm.	8.3 % (1)	66.7 % (8)			
	Fractura completa	91.7 % (11)	16.7 % (2)			

N.S. = NO significativo al 5% ($p > .05$) ** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

En **negrita**, las categorías donde se aprecia significación (residuo > 2)

4.2. COMPARACIÓN DE LAS ESTRUCTURAS DE FC MODIFICANDO LA DISTANCIA ENTRE LOS APOYOS DEL SOPORTE (32 vs 24)

Como en la anterior parte, en primer lugar se ha realizado la exploración de los datos de las variables métricas tanto en el grupo total (todas las piezas son de F.C.) como en los subgrupos formados en función de la distancia (32 mm vs 24 mm).

Como en los resultados anteriores, en estos (tabla 4) también se aprecia cómo las variables se ajustan suficientemente a la normalidad estadística o al menos tienden hacia ella sin que los desvíos observados sean estadísticamente significativos ($p > .05$ en los Test SW de bondad de ajuste). La tabla 4 también contiene el resto de los valores de los estadísticos descriptivos.

Tabla 4: Análisis descriptivo y exploratorio. Variables de los parámetros de resistencia. Datos métricos.

GRUPO	Variable	N	Test SW: P-Sig	Centralidad		Rango (Min. / Máx.)	Variabilidad	
				Media	Mediana		Desviación estándar	Amplitud intercuartil
TOTAL	<i>F{lo max}</i>	24	.011 *	1890.00	1980.00	1230.00 / 2430.00	429.42	882.50
	<i>dL en F{lo max}</i>	24	.091 ^{NS}	1.65	1.60	1.10 / 2.30	0.37	0.65
	<i>E{lo mod}</i>	24	.000**	27991.67	29300.00	15100.00 / 39800.00	10153.94	20525.00
	<i>F en def. plást. 0.2%</i>	24	.004**	1626.71	1800.00	854.00 / 2340.00	544.82	1095.00
FC-32	<i>F{lo max}</i>	12	.066 ^{NS}	2255.83	2320.00	1950.00 / 2430.00	177.38	340.00
	<i>dL en F{lo max}</i>	12	.897 ^{NS}	1.35	1.35	1.10 / 1.60	0.14	0.25
	<i>E{lo mod}</i>	12	.665 ^{NS}	37775.00	38000.00	35200.00 / 39800.00	1447.33	2025.00
	<i>F en def. plást. 0.2%</i>	12	.158 ^{NS}	2075.83	2115.00	1790.00 / 2340.00	205.84	422.50
FC-24	<i>F{lo max}</i>	12	.987 ^{NS}	872.42	866.50	664.00 / 1100.00	133.08	223.50
	<i>dL en F{lo max}</i>	12	.087 ^{NS}	1.79	1.80	12.00 / 2.10	0.30	0.45
	<i>E{lo mod}</i>	12	.234 ^{NS}	4790.00	4705.00	3860.00 / 6310.00	820.74	1507.50
	<i>F en def. plást. 0.2%</i>	12	.851 ^{NS}	550.67	561.50	407.00 / 703.00	94.81	153.75

NS = Desvío no significativo ($p > .05$) la variable se distribuye normalmente

* = Desvío leve significativo ($p < .05$) la variable tiende hacia el modelo normal

** = Desvío grave significativo ($p < .01$) la variable no se ajusta a la normalidad

En función de lo anterior, de nuevo se opta por elegir para el contraste de los valores promedio de estas variables el método no-paramétrico U de Mann-Whitney. Y junto al mismo se ha calculado el tamaño del efecto R^2 . Los resultados se presentan en la tabla 5.

Solamente en una de las variables no se ha encontrado una diferencia que alcance significación estadística ($p > .05$). Se trata de dL en $F\{lo\ max\}$ donde los valores promedio son tan similares que no hay posibilidad de que podamos considerar una posible diferencias y por tanto debemos de concluir que la distancia del soporte no es un factor de cambio en los parámetros medidos.

Pero en los demás sí que aparece significación estadística. Y en todos ellos con alta fortaleza ($p < .001$) y tamaños del efecto muy elevados; de un 94.9% en $E\{lo\ mod\}$ y de un 74.4% en $F\{lo\ max\}$. Algo menor, pero aún con importancia se ha estimado el efecto en F en def. plást. 0.2% (59.3%). En todas las variables, los valores promedio en el grupo con de F.C. con distancia de 32 mm, son más elevados que los valores del grupo con distancia de 24 mm. Por tanto, tenemos sólidas evidencias estadísticas para admitir que esta distancia del soporte es un factor diferencial en estos tres parámetros.

Tabla 5: Análisis inferencial: Diferencia entre valores promedio. Variables de los parámetros de resistencia (datos métricos) en función de los grupos con mismo tipo de material (F.C.) y diferente distancia en el soporte.

Variables	Grupo con F.C. de 32 (n=12)			Grupo con F.C. de 24 (n=12)			Test U de M-W		Tamaño del efecto: R ²
	Media	(D.E.)	Mediana	Media	(D.E.)	Mediana	Valor /Z/	P-Sig	
<i>F{lo max}</i>	1524.17	(249.20)	1465.00	872.42	(133.08)	866.50	4.16**	.000	.744
<i>dL en F{lo max}</i>	1.95	(0.27)	1.95	1.79	(0.30)	1.80	1.10 ^{NS}	.269	.077
<i>E{lo mod}</i>	18208.33	(2157.21)	17650.00	4790.00	(820.74)	4705.00	4.16**	.000	.949
<i>F en def. plást. 0.2%</i>	1177.58	(371.71)	1045.00	550.67	(94.81)	561.50	4.16**	.000	.593

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

Además de los anteriores también se evaluaron otros 2 parámetros no métricos, si no categóricos, que por tanto de han contrastado como en la parte primera mediante el test Chi-cuadrado. Los resultados se resumen en la tabla 6. En este caso, existen diferencias estadísticamente significativas ($p < .05$) debidas al efecto de la distancia del soporte a favor de la fractura del recubrimiento, pero no hay significación en la fractura de la estructura.

En la fractura de recubrimiento, se ha encontrado una asociación significativa ($p < .05$) que viene determinada por una mayor presencia de piezas con fisura masa interna en el grupo FC (24) (75%) frente al grupo FE de 32 (16.7%), en tanto que en este grupo hay más piezas con fractura parcial con fragmentos (66.7% vs 25.0%). Esta gran diferencia solo alcanza significación con $p < .05$ por el reducido N de muestra, pero el tamaño del efecto es elevado (36.4%) lo que confirma sólidamente esta relación comentada

Teniendo en cuenta las características de fractura de la estructura, aparece una cierta diferencia ya que el 100% de las piezas del grupo FC (24), presenta fractura sin separación de fragmentos, en tanto que este es el estado de “solo” el 75% de las piezas del grupo FC (32), en el que el otro 25% presenta fisura en la masa interna o fractura parcial. En esta muestra tan pequeña no se logra probar la significación ($p > .05$) pero queda cerca de serlo ($p < .10$) lo que junto a un cierto efecto (moderado: 14.3%) podría estar indicando una cierta diferencia entre grupos que debería ser testada en estudios con mayor N.

Tabla 6: Análisis inferencial: Diferencia entre porcentajes. Variables de los parámetros de resistencia (datos NO métricos) en función de los grupos con mismo tipo de material (F.C.) y diferente distancia en el soporte.

Variables	Categorías	GRUPO		Test Chi cuadrado		Tamaño del efecto
		F.C. de 32 (n=12)	F.C. de 24 (n=12)	Valor Chi ²	P-Sig	
Factura de estructura	Fisura masa interna	25.0 % (3)	0.0 % (0)	3.43 ^{NS}	.064	.143
	Fract. sin separac. fragm.	75.0 % (9)	100 % (12)			
Fractura de recubrimiento	Fisura masa interna	16.7 % (2)	75.0 % (9)	8.73 *	.013	.364
	Fract. parcial con fragm.	66.7 % (8)	25.0 % (3)			
	Fractura completa	16.7 % (2)	0.0 % (0)			

N.S. = NO significativo al 5% ($p > .05$) * = Significativo al 5% ($p < .05$)

En **negrita**, las categorías donde se aprecia significación (residuo=>2)

5. Discusión

Como queda reflejado en la introducción, el tratamiento de elección para restaurar las ausencias dentarias son los implantes. Es amplia la variedad de posibilidades terapéuticas para rehabilitarlos. En la actualidad, las restauraciones metal-cerámicas siguen considerándose el patrón de referencia o “gold standard”. Sin embargo, una de las complicaciones más frecuentes en este tipo de restauraciones es el “chipping” o delaminación de la cerámica ⁽⁶⁻¹¹⁾.

Actualmente, la industria ofrece una gran variedad de materiales. Gracias a la evolución de estos y a la tecnología CAD-CAM se han creado discos homogéneos ⁽¹⁷⁾ para fresar de diversos materiales, entre los que se encuentra la fibra de carbono. Teniendo en cuenta la naturaleza orgánica de este, creemos que se podría solucionar el chipping de las restauraciones metal-cerámica, al crearse una unión íntima de carácter químico y mecánico entre la fibra de carbono y los materiales de recubrimiento, en concreto, las resinas compuestas.

Los objetivos de este estudio *experimental in vitro* fueron evaluar y comparar las propiedades mecánicas, en especial la resistencia en la unión, entre estructuras de fibra de carbono con recubrimiento de resinas compuestas y estructuras de cromo-cobalto recubiertas de cerámica. Del mismo modo, se analizaron la variabilidad de las propiedades mecánicas de las probetas de fibra de carbono/resina utilizando soportes con diferente distancia entre los apoyos, de manera que si lo extrapoláramos clínicamente, correspondería a la longitud de la brecha, es decir, a la distancia que habría entre los implantes.

Los estudios previos encontrados en la literatura no son comparables bien por la metodología o por los materiales utilizados. Dentro de los que estudian la fibra de carbono son prácticamente todos *in vitro*, siendo escasos los estudios clínicos realizados.

5.1. ANÁLISIS DE LAS VARIABLES CUANTITATIVAS

En las gráficas de tensión-deformación (Anexo 1) se observa el comportamiento de estos dos grupos. En el caso de los diagramas correspondientes al grupo CC, se puede observar

que la tendencia es lineal, a diferencia de lo que ocurre en el grupo FC (32) cuya predisposición de la curva es parabólica.

En los diagramas de tensión y deformación, la pendiente, en la que la tensión que se ejerce es proporcional a la deformación, corresponde al módulo de elasticidad o de Young, el cual nos indica la rigidez de un material. Cuando existe un incremento en la deformación, sin que exista el correspondiente aumento de la fuerza, se produce una deformación plástica (irreversible). En el caso de materiales elásticos, como la fibra de carbono, la curva se desvía de la línea recta y no se produce una deformación plástica sino elástica (reversible), a no ser que se aumente la fuerza.

Debido a la dificultad de determinar la recta en los diagramas y por consiguiente el límite elástico, en ingeniería se adopta un criterio convencional y se considera como límite elástico la tensión a la cual el material tiene una deformación plástica del 0.2 %.

Al someter las probetas de CC y FC (32) a ensayo, se observan diferencias altamente significativas ($p < .001$) en los valores descriptivos analizados. En el grupo de CC, los valores promedios (media y mediana) son significativamente superiores en: la fuerza máxima que soportan, en la fuerza a la fractura, en la fuerza a la que se produce una deformación plástica de 0.2 % y en el módulo de Young. Un valor alto del módulo de elasticidad nos indica la rigidez de este material, es decir, que la carga que soportan antes de producirse una deformación plástica sea mayor. Sin embargo, el recorrido que tiene lugar hasta que se produce una deformación plástica (irreversible), es mayor en el grupo FC (32) por la mayor elasticidad que posee. Todo ello parece indicar que el grupo de CC soporta fuerzas mayores y mayor resistencia a la unión. Sin embargo, el grupo FC gracias su elasticidad, admitiría cierto grado de deformación antes de fracturarse, lo cual podría estar influenciado por el material de revestimiento.

Por otro lado, cuando se ensayan los dos grupos de fibra de carbono, se observan diferencias estadísticamente significativas a favor del grupo FC (32) en cuanto a la fuerza máxima que soportan, la fuerza a la que se produce una deformación plástica de 0.2 y el módulo de elasticidad. Sin embargo, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el recorrido que se produce hasta la fuerza máxima. Por tanto, existen sólidas evidencias estadísticas para admitir que la distancia del soporte es un factor diferencial, a mayor distancia entre los apoyos mayor fuerza soportan. La resistencia a la unión no se pudo comparar entre FC (32) y FC (24), en 9 probetas del grupo FC (24) el

ordenador no registró el valor correspondiente a la fuerza en que se produce la fracturar. Se cree que puede estar relacionado con las características de fractura del recubrimiento, ya que en ninguna de estas muestras hubo una fractura únicamente se observaron fisuras en la estructura interna del revestimiento.

5.2. ANÁLISIS DE LAS VARIABLES CUALITATIVAS

En término generales, cuando se produce una fractura o fisura del material, ya sea del recubrimiento o de la estructura, tiene lugar en la zona central debido a que es la zona que soporta mayor deformación.

En relación con el comportamiento de la estructura, hay una alta significación ($p < .001$). En el 100% de las probetas CC se produce una deformación plástica (irreversible) sin fractura de la estructura, a diferencia de lo que ocurre en el 75% de las probetas F.C. (32), en las que se observa una fractura, aunque sin separación de fragmentos.

El modo en que el recubrimiento fractura sobre la estructura, está relacionado directamente por la resistencia de la interfase. De manera que, cuando esta es mayor que el estrés generado durante su proceso de fabricación, la estructura actúa como un material homogéneo, de modo que la grieta se propaga a través de la interfase, desde el recubrimiento hacia el núcleo interno.

Otra consideración importante es que la fuerza máxima y la fuerza de fractura no es la misma. Esto tiene su explicación en que el material se deforma plásticamente hasta alcanzar su carga máxima y después empieza a ceder hasta el punto de fracturarse.

Al comparar si la fuerza de rotura coincide con la fuerza máxima no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas ($p > .05$).

Donde sí que aparece una diferencia altamente significativa ($p < .001$) es la coincidencia entre el primer “salto” o desprendimiento inicial y el desprendimiento final. En el 100% de los especímenes del grupo CC, la cerámica se va delaminando porción a porción, en diferentes puntos del ensayo. Sin embargo, en el 91.7 % de las probetas del grupo FC (32)

la fractura o fisura que se produce en la resina tiene lugar en un solo punto del ensayo, coincidiendo así con la situación final.

Con respecto al comportamiento del recubrimiento de los especímenes, se ha encontrado significación. Los datos nos indican que en casi todas las piezas (91.7%) de C-C la fractura es completa, algo que solo ocurre en el 16.7% de las piezas F.C. (32), entre las que lo más frecuente fue una rotura parcial con separación de los fragmentos, en ocasiones reparable.

Por otro lado, al comparar ambos grupos de fibra de carbono no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las características de la fractura de la estructura, pero sí en las del recubrimiento. Se ha visto que al disminuir la distancia entre los apoyos la tendencia es una fisura en la estructura interna del recubrimiento, sin que se produzca el desprendimiento del material.

6. Conclusiones

- Se observaron diferencias estadísticamente significativas en las propiedades mecánicas a favor del grupo CC, lo que parece indicar que este grupo soporta fuerzas mayores que el grupo FC (32), pero en este último tiene lugar una serie de deformaciones antes de producirse la fractura.
- Se observaron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia de unión. Se podría decir que el grupo CC soporta una fuerza mayor antes de fracturarse. Sin embargo, por la flexibilidad del grupo FC, antes de fracturarse se produce cierto grado de deformación que podría guardar relación con la unión íntima que se produce entre la fibra de carbono y las resinas compuestas.
- Existen evidencias estadísticas para admitir que al comparar FC (32) y FC (24) la distancia del soporte es un factor diferencial, a mayor distancia entre los apoyos mayor fuerza soportan.
- Al analizar las características de la fractura de la estructura, se observan diferencias estadísticamente significativas a favor del grupo CC, en el que únicamente se produce una deformación de la estructura sin llegar a fracturar, en contraposición del grupo FC (32) cuya tendencia es la fractura de la estructura sin separación de fragmentos.
- No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las características de la fractura de la estructura entre los grupos FC (32) y FC (24).
- Al examinar las características de la fractura del recubrimiento, se observan que la cerámica se fractura “a saltos” hasta llegar a una fractura completa, a diferencia del comportamiento de la resina, en la que la fractura coincide con la fractura final, es decir el desprendimiento se produce en un mismo momento o punto de la gráfica, siendo la tendencia de este grupo el producirse una fractura parcial con separación de los fragmentos que en ocasiones es reparable.
- Existen diferencias estadísticamente significativas en el comportamiento del material de recubrimiento entre los grupos FC (32) y FC (24). Se podría decir que

al disminuir la distancia entre los apoyos la tendencia es una fisura en la estructura interna del recubrimiento, sin que se produzca el desprendimiento del material.

7. Referencias Bibliográficas

1. Peñarrocha M. *Implantología Oral*. 1st. Ed. Barcelona: Ars Medica; 2001
2. Petridis HP, Tsiggos N, Michail A, Kafantaris SN, Hatzikyriakos A, Kafantaris NM. Three-dimensional positional changes of teeth adjacent to posterior edentulous spaces in relation to age at time of tooth loss and elapsed time. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2010 06;18(2):78-83.
3. McKinney RV. *Implantes dentales endoóseos*. 1st ed. Barcelona: Mosby; 1993
4. Sanz J. *Historia de la Odontología Española*. 1st ed. Barcelona: Masson; 1998
5. Misch C. *Implantología Contemporánea*. 3rd. Ed. Barcelona: Elsevier; 2009.
6. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29 Suppl:308-324.
7. Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle, C.H., Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 2001 02;12(1):26-34.
8. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2005 06;16(3):326-334.
9. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004 12;15(6):625-642.
10. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007 06;18 Suppl 3:97-113.
11. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub J. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2007 12;18(6):720-726.

12. Kinsel RP, Lin D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *J Prosthet Dent* 2009 06;101(6):388-394.
13. Johansson G, Palmqvist S. Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implantsupported fixed prostheses. *Int J Prosthodont* 1990; 3:89-92.
14. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Bränemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first anual check up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:270-276.
15. Hemmings K, Schmitt A, Zarb G. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a five year report. *Int J Oral Maxillofac implants* 1994;9; 191-196.
16. Goodacre Ch, Kan J, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81;537-552.
17. Schmitter M, Mueller D, Rues S. In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *J Oral Rehabil* 2013 07;40(7):519-525.
18. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent* 2012 02;40(2):154-162.
19. Tiwari S, Bijwe J. Surface Treatment of Carbon Fibers - A Review. *Procedia Technology*. 2014; 14:505-512.
20. Sharma M, Gao S, Mäder E, Sharma H, Wei LY, Bijwe J. Carbon fiber surfaces and composite interphases. *Compo Scie*. 2014; 102: 35-50.
21. Donnet JB, Bansal RC. *Carbon Fibers*. Second ed. Marcel Dekker, New York, 1990.
22. Chand S. Carbon Fibers for composites. *J Mater Sci*. 2000; 35 (6): 1303-1313.
23. Rajzer I, Menaszek E, Bacakova L, Rom M, Blazewicz M. In vitro and in vivo studies on biocompatibility of carbon fibres. *Journal of materials science. Materials in medicine* 2010 09;21(9):2611-2622.

24. Petersen R. Carbon Fiber Biocompatibility for Implants. *Fibers* (Basel, Switzerland) 2016;4(1).
25. Menini M, Pesce P, Pera F, Barberis F, Lagazzo A, Bertola L, et al. Biological and mechanical characterization of carbon fiber frameworks for dental implant applications. *Materials science & engineering.C, Materials for biological applications* 2017 Jan 01;70:646-655.
26. Hämmerle, C.H., Wagner D, Brägger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, et al. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clin Oral Implants Res* 1995 06;6(2):83-90.
27. Debnath UK, Fairclough JA, Williams RL. Long-term local effects of carbon fibre in the knee. *Knee*. 2004; 11:259–64.
28. Jenkins DHR, Forster IW, McKibbin B, Ralis ZA. Induction of tendon and ligament formation by carbon implantation. *J Bone Joint Surg*. 1977; 59:53.
29. Demmer P, Ed FRCS, Glas FRCS, Fowler M, Marino AA. Use of carbon fibre in the reconstruction of knee ligaments. *Clin Orthop Relat Res*. 1991; 271:225–32.
30. Blazewicz M. Carbon materials in the treatment of soft and hard tissue injuries. *Eur Cells Mater*. 2001; 2:21–9.
31. Blazewicz M, Paluszkiewicz C. Characterization of biomaterials used for bone regeneration by FTIR spectroscopy. *J Mol Struct*. 2001;563–564:147–52. 10.
32. Morris DM, Hindman J, Marino AA. Repair of fascial defects in dogs using carbon fibres. *J Surg Res*. 1998; 80:300–3. 11.
33. Kang HJ, Han ChD, Kang ES, Kim NH, Yang WI. An experimental intraarticular implantation of woven carbon fibre pad into osteochondral defect of the femoral condyle in rabbit. *Yonsei Med J*. 1991;32(2):108–16.
34. Fujihara K, Huang ZM, Ramakrishna S, Satknanantham K, Hamada H. Feasibility of knitted carbon/PEEK composites for orthopedic bone plates. *Biomaterials*. 2004; 25:3877–85. 14. Czajkowska B, Blazewicz M. Phagocytosis of chemically modified carbon materials. *Biomaterials*. 1997; 18:69–74.
35. Yamane S, Kyomoto M, Moro T, Hashimoto M, Takatori Y, Tanaka S, et al. Wear resistance of poly(2-methacryloyloxyethyl phosphorylcholine)-grafted carbon fiber reinforced poly(ether ether ketone) liners against metal and ceramic femoral heads. *J Biomed Mater Res. Part B, Applied biomaterials* 2018 04;106(3):1028-1037.

36. Nakahara I, Takao M, Bandoh S, Bertollo N, Walsk WR, Sugano N. In vivo implant fixation of carbon fiber-reinforced PEEK hip prostheses in an ovine model. *J Orthop Res.* 2013;31(3):485–92.
37. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res* 1990 02;24(2):207-215.
38. Morrison C, Macnair R, MacDonald C, Wykman A, Goldie I, Grant MH. In vitro biocompatibility testing of polymers for orthopaedic implants using cultured fibroblasts and osteoblasts. *Biomaterials* 1995 09;16(13):987-992.
39. Li CS, Vannabouathong C, Sprague S, Bhandari M. The use of carbon-fiber-reinforced (CFR) PEEK material in orthopedic implants: a systematic review. *Clin Med Insights Arthritis Musculoskelet Disord.* 2015; 8: 33-45.
40. Cao W, Hench LL. Bioactive materials. *Ceram Int.* 1996;22: 493–507.
41. Hong-mei H, Philips GJ, Mikhalovsky SV, Lloyd AW. In vitro cytotoxicity assessment of carbon fabric coated with calcium phosphate. *New Carbon Mater.* 2008;23(2):139–43.
42. Sandeman SR, Jeffery H, Howell CA, Smith M, Mikhalovsky SV. The in vitro corneal biocompatibility of hydroxyapatite coated carbon mesh. *Biomaterials.* 2009; 30:3143–9.
43. Hench LL, Splinter RJ, Allen WC, Greenlee TG. Bonding mechanisms at interface of ceramic prosthetic materials. *J Biomed Mater Res.* 1972; 2:117–41.
44. Schreiber CK. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. *Br Dent J.* 1971; 130:29-30.
45. Ruyter IE, Ekstrand K, Björk N. Development of carbon/ graphite fiber-reinforced poly (methyl methacrylate) suitable for implant fixed dental bridges. *Dent Mater* 1986; 2: 6–9.
46. Nakamura T, Waki T, Kinuta S, Tanaka H. Strength and elastic modulus of fiber-reinforced composites used for fabricating FPDs. *Int J Prosthodont* 2003;16(5):549-553.
47. van Heumen C,C.M., Tanner J, van Dijken J,W.V., Pikaar R, Lassila LVJ, Creugers NHJ, et al. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the posterior area. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 2010 10;26(10):954-960.

48. Pera F, Pesce P, Solimano F, Tealdo T, Pera P, Menini M. Carbon fibre versus metal framework in full-arch immediate loading rehabilitations of the maxilla - a cohort clinical study. *J Oral Rehabil* 2017 05;44(5):392-397.
49. Del Río Highsmith J, Gil Lozano J. Estructuras metálicas implantosoportadas. Propiedades, aleaciones y diseños. *Rev Eur Odontoestomatol* 1998; 10: 21-26.
50. Vega del Barrio JM. Materiales en Odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos. Libros. Madrid: Avances, 1996.
51. Burdairon G. Manual de Biomateriales Dentarios. Libros. Barcelona: Masson, 1991.
52. Cañada L, Del Río Highsmith, Holgado F, Martínez J. Estructuras de Cr-Co sobre implantes. *Av Odontoestomatol* 1997; 13: 261-264.
53. Cañada L, Del Río Highsmith, Holgado F, Malmierca A. Estructuras de Cr-Co sobre implantes: caso clínico. *Av Odontoestomatol* 1997; 13: 323-327.
54. Bridgeman JT, Marker VA, Hummel SK, Benson BW, Pace L. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 187-193.
55. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 351-363.
56. García C. Desarrollo de vidrios alcalinos y alcalinoborácicos para recubrimientos. Caracterización mecánica por indentación y microestructural. Tesis doctoral: Universidad Politécnica de Valencia; 2001.
57. Kriven WM, Fraser WL, Kennedy SW. The martensite crystallography of tetragonal zirconia. En: *The American Ceramic Society. Science and technology of zirconia. Advances in ceramics. Vol. 3.* Columbus: Heuer & Hobbs; 1981. p. 82.
58. Kelly PM, Ball CJ. Crystallography of stress induced martensitic transformation in partially stabilised zirconia. *J Am Ceram Soc* 1986; 69: 259-64.
59. Moore DG, Pitts JW, Richmond JC, Harrison WN. Galvanic corrosion theory for adherence of porcelain enamel ground coats to steel. *Journal of the American Ceramic Society* 1954; 37: 1-6.
60. Suputtamongkol K. Clinical performance and wear characteristics of veneered lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater.* 2008; 24: 667-673.

61. Lange FF, Dunlop GL, Davis BI. Degradation during aging of transformation toughened zirconia-yttria materials at 250° C. *J Am Ceram Soc* 1986; 69: 237-240.
62. Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S. Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sci* 1987; 22: 465-467.
63. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; 18: 590-595.
64. Toledano M, Osorio R, Sánchez F, Osorio E. *Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos*. 1st. Ed. Madrid. Ediciones Avances; 2003.
65. Roth F. *Los Composites*. 1st. Ed. Barcelona. Masson; 1993.
66. Rodríguez G, Douglas R, Pereira S, Natalie A. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. *Acta odontol venez*, 2008; 46 (3): 381-392.
67. Shillingburg HT, Hobo S, Lowell D, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentos esenciales en Prótesis Fija*. Barcelona: Ed Quintessence Books, 2002.
68. Fons A, Solá MF, Martínez Gonzalez A, Casas J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. *RCOE* 2001; 6: 645-656.
69. Del Río F, Del Río J. Consideraciones sobre nuevos materiales para coronas y puentes dentales. *Revista Europea de Odontoestomatología* 1996; 8: 347-350.
70. Álvarez –Fernandez MA, Peña-López JM, González-González IR, Olay-García MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *RCOE* 2003; 8: 525-46.
71. Roseblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *JADA* 1997; 128: 297-307.
72. Vega JM. *Materiales en odontología: fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicodinámicos*. Madrid: Avances Médico Dentales; 1996.
73. Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico. *Quintessence (ed esp)* 1998;11(8):515-19.
74. Vega JM. Porcelanas y cerámicas actuales. *RCOE* 1999;4(1):41-54.
75. ISO Norm 10993-9 Biological evaluation of medical devices. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2003.
76. Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont* 2002, 15(2):159-167.

77. Anusavice, KJ. Phillips Ciencia de los materiales dentales. 11th. Ed. Madrid. Elsevier; 2004.
78. Combe EC. Materiales dentales. 1st. Ed. Barcelona. Labor; 1990.
79. Scurria MS, Bader JD, Shugars DA. Meta-analysis of fixed partial denture survival protheses and abutment. J Prosthet Dent 1998, 79: 459-464.
80. Walton TR. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. Int Prosthodont 1999, 12: 519-526.
81. Ventura de la Torre, J. (2014): Fracturas en prótesis híbridas implantosoportadas. Estudio retrospectivo. Universidad de Sevilla, Sevilla.
82. Zafra Vallejo, M. (2016): Tesis Doctoral: Estudio comparativo in vitro sobre las características físicas y mecánicas de tres materiales provisionales para su uso en prótesis dental. Universidad Complutense de Madrid, Madrid.
83. Silame FD, Tonani R, Alandia-Roman CC, Chinelatti M, Panzeri H, Pires-de-Souza FC. Colour stability of temporary restorations with different thicknesses submitted to artificial accelerated aging. Eur J Prosthodont Restor Dent 2013;21(4):187-190.
84. Silva Cde S, Machado AL, Chaves Cde A, Pavarina AC, Vergani CE. Effect of termal cycling on denture base and autopolymerizing reline resins. J Appl Oral Sci 2013;21(3):219-224.
85. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A. Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. J Mech Behav Biomed Mater 2014; 29: 295-308.

8. *Anexos*

8.1. GRÁFICAS ENSAYO DE FLEXIÓN

A) Grupo estructuras de cromo - cobalto con recubrimiento cerámico

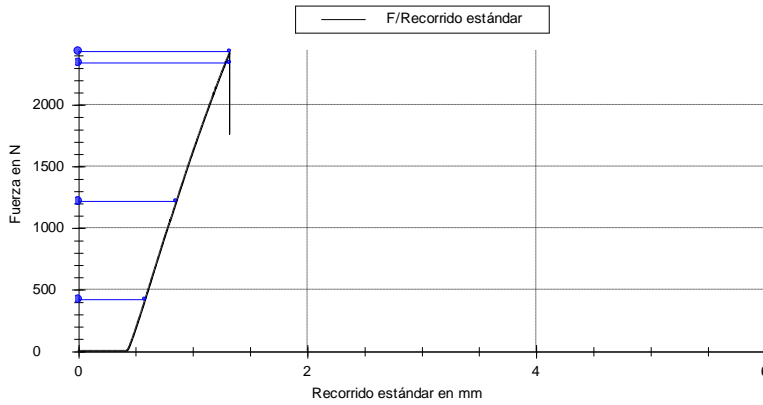


Figura 35 y 36. Diagrama tensión-deformación probeta CC 1.

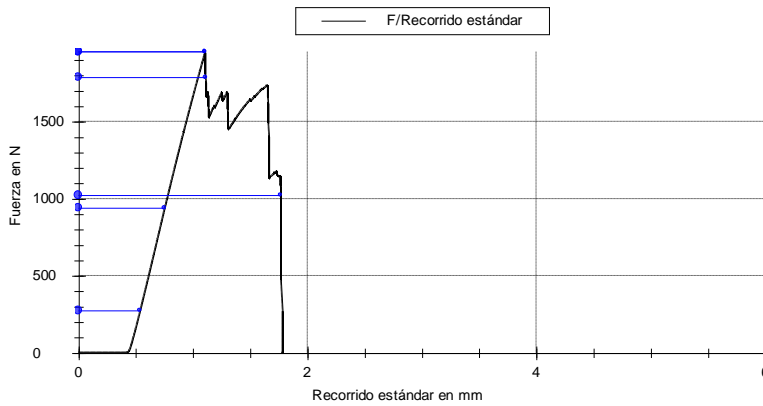


Figura 37 y 38. Diagrama tensión-deformación probeta CC 2.

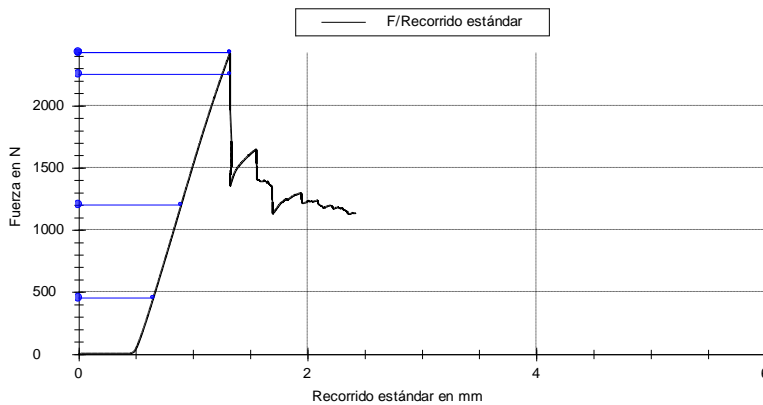


Figura 39 y 40. Diagrama tensión-deformación probeta CC 3.

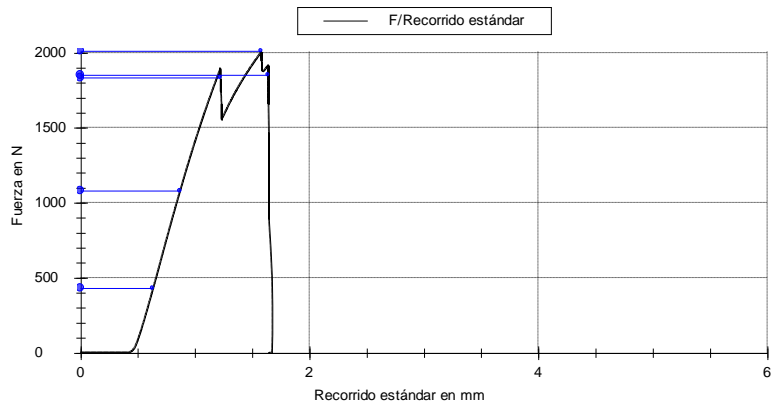


Figura 41 y 42. Diagrama tensión-deformación probeta CC 4.

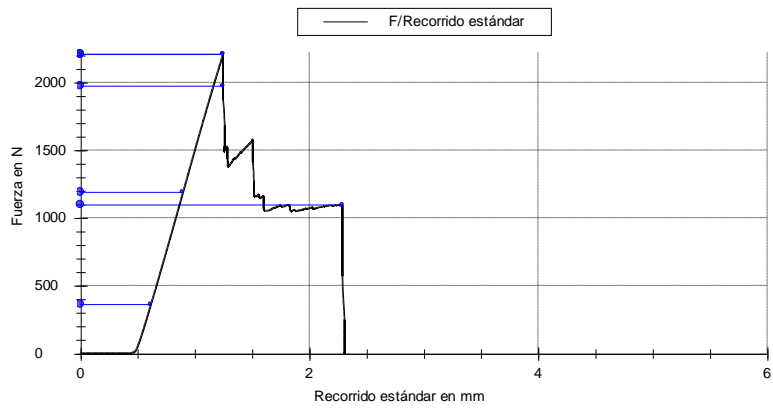


Figura 43 y 44. Diagrama tensión-deformación probeta CC 5.

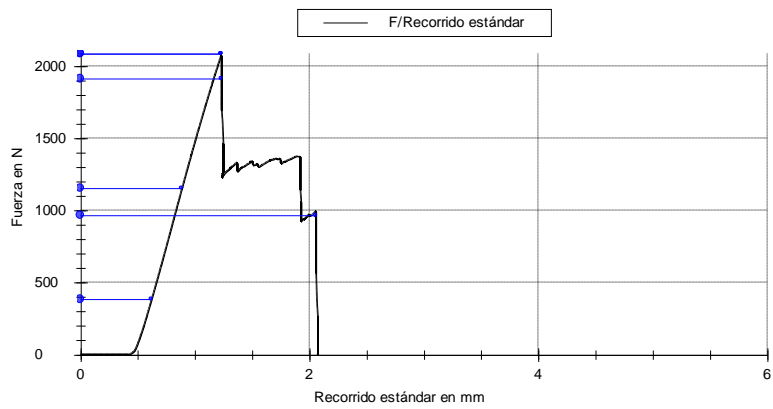


Figura 45 y 46. Diagrama tensión-deformación probeta CC 6.

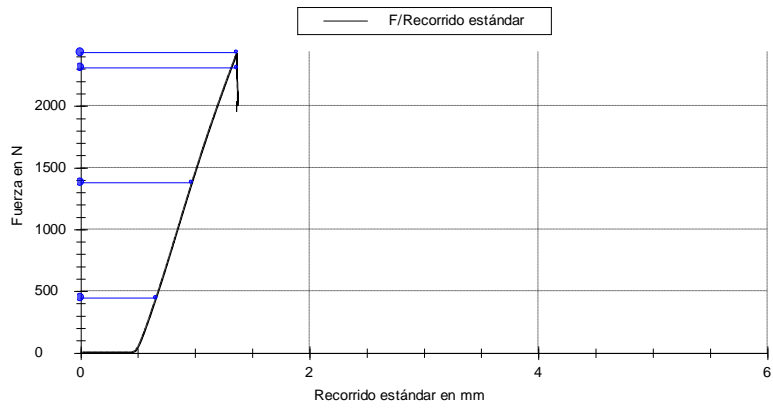


Figura 47 y 48. Diagrama tensión-deformación probeta CC 7.

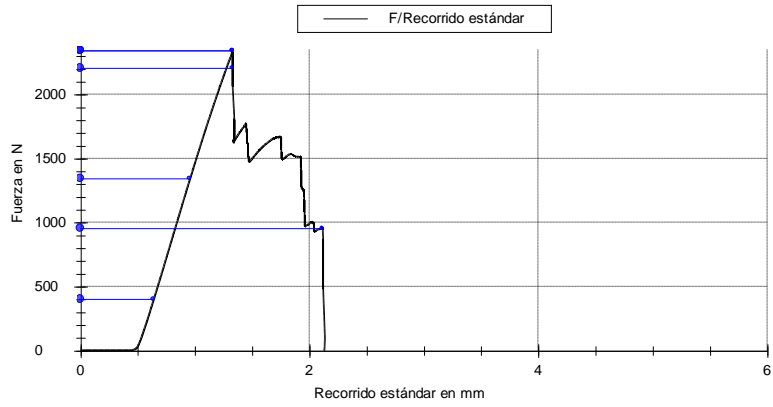


Figura 49 y 50. Diagrama tensión-deformación probeta CC 8.

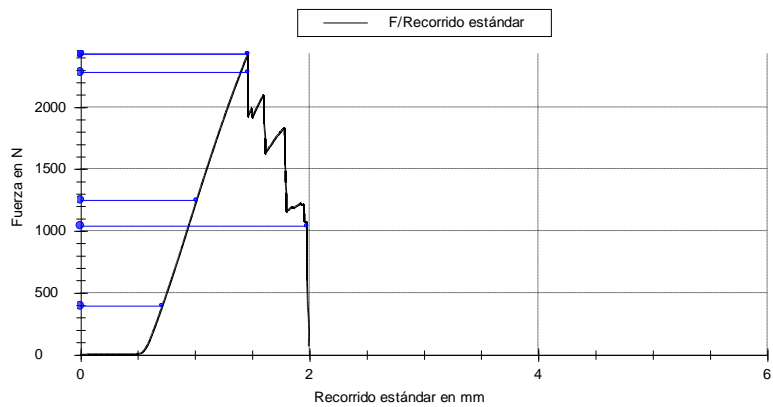


Figura 51 y 52. Diagrama tensión-deformación probeta CC 9.

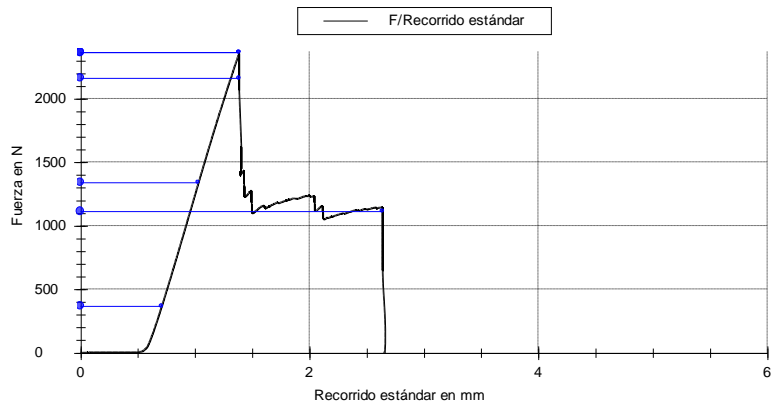


Figura 53 y 54. Diagrama tensión-deformación probeta CC 10.

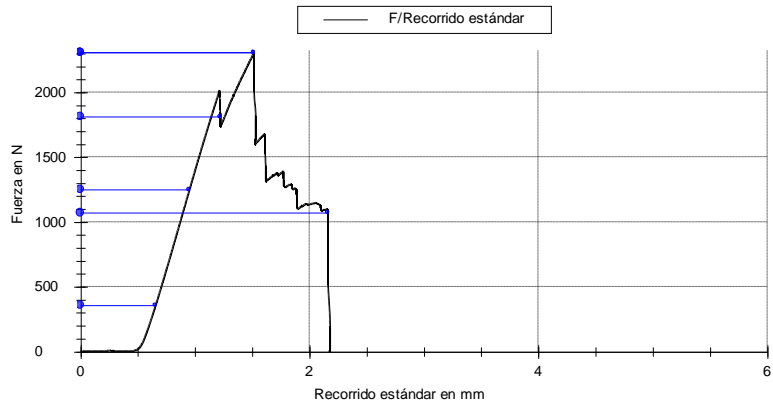


Figura 55 y 56. Diagrama tensión-deformación probeta CC 11.

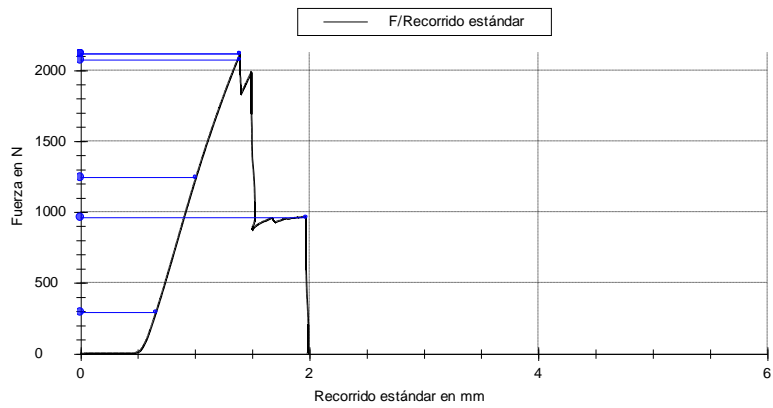


Figura 57 y 58. Diagrama tensión-deformación probeta CC 12.

B) Grupo estructuras de fibra de carbono con recubrimiento de resinas compuestas (Soporte 32)

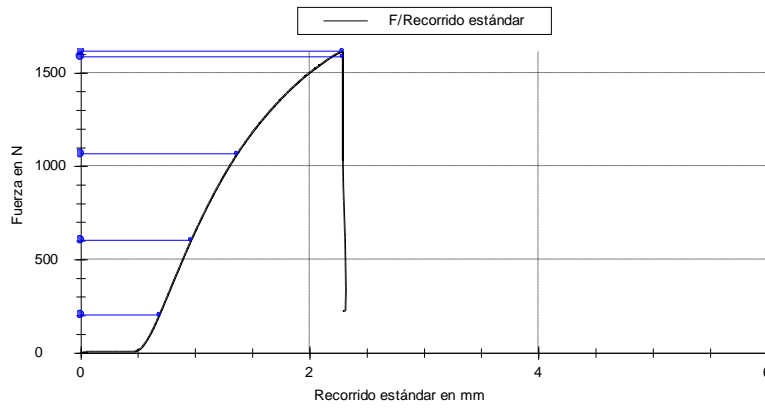


Figura 59 y 60. Diagrama tensión-deformación probeta FC 1 (32).

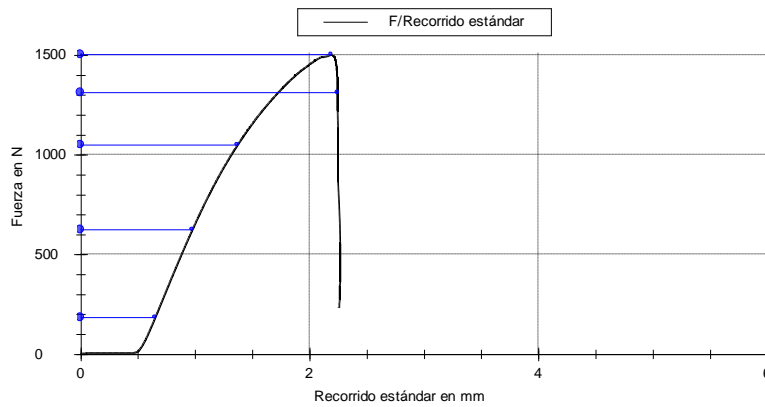


Figura 61 y 62. Diagrama tensión-deformación probeta FC 2 (32).

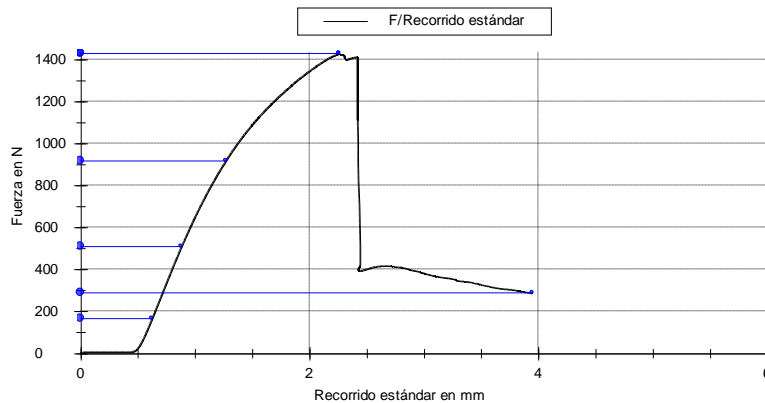


Figura 63 y 64. Diagrama tensión-deformación probeta FC 3 (32).

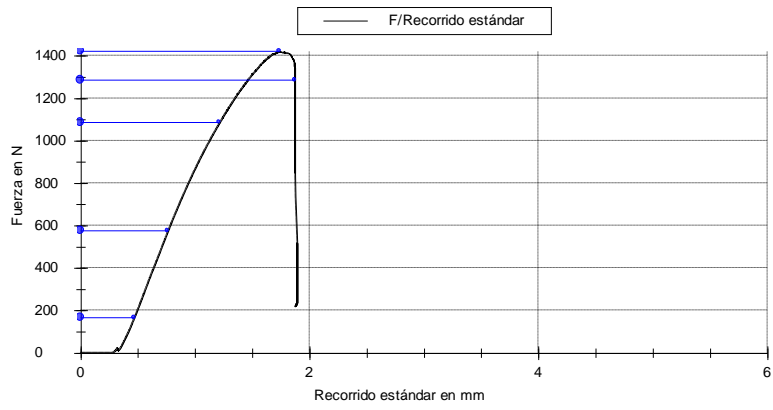


Figura 65 y 66. Diagrama tensión-deformación probeta FC 4 (32).

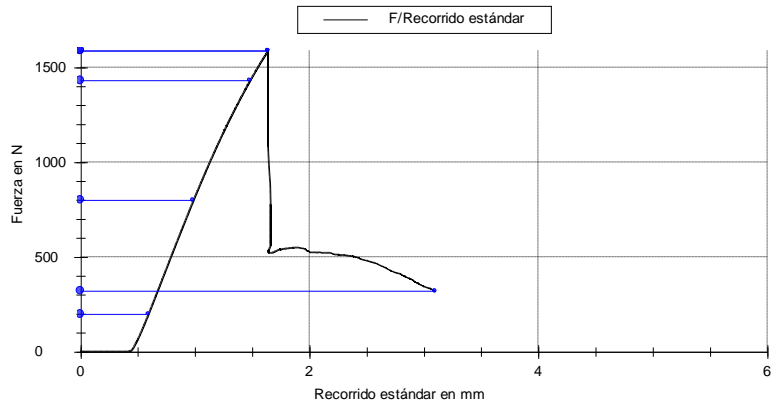


Figura 67 y 68. Diagrama tensión-deformación probeta FC 5 (32).

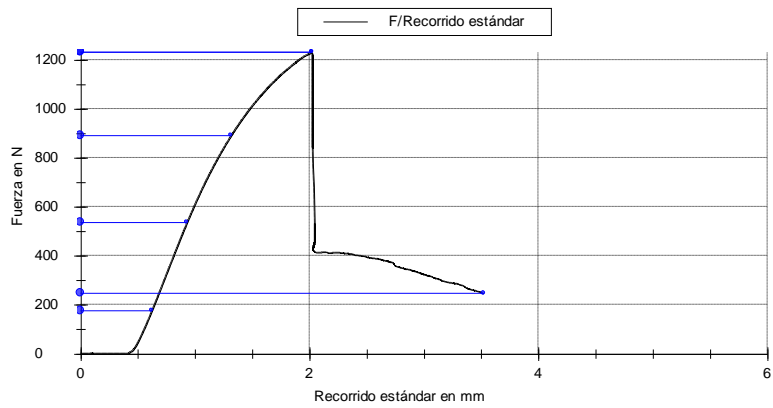


Figura 69 y 70. Diagrama tensión-deformación probeta FC 6 (32).

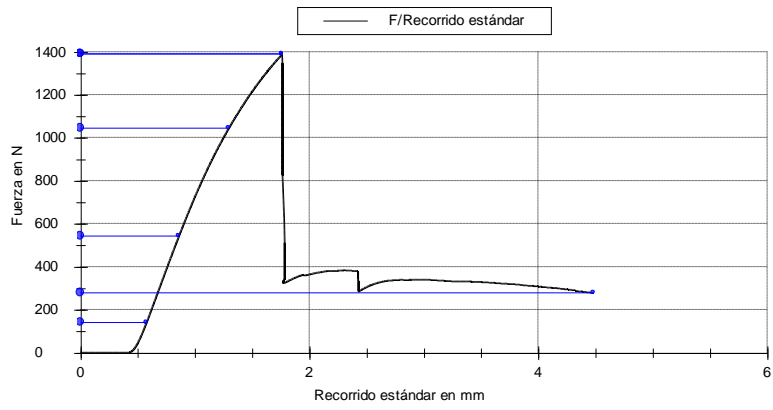


Figura 71 y 72. Diagrama tensión-deformación probeta FC 7 (32).

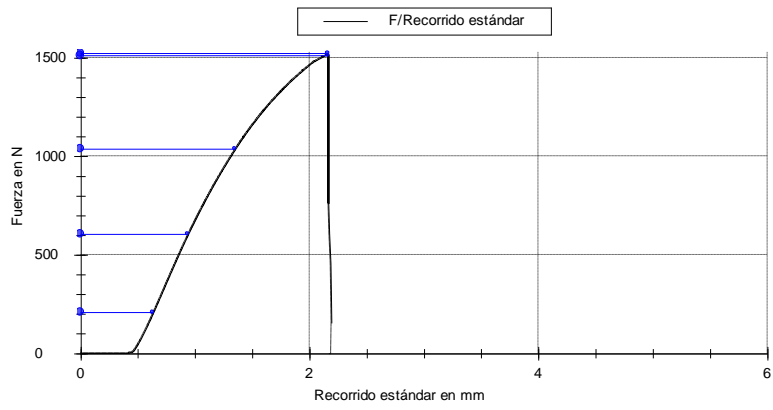


Figura 73 y 74. Diagrama tensión-deformación probeta FC 8 (32).

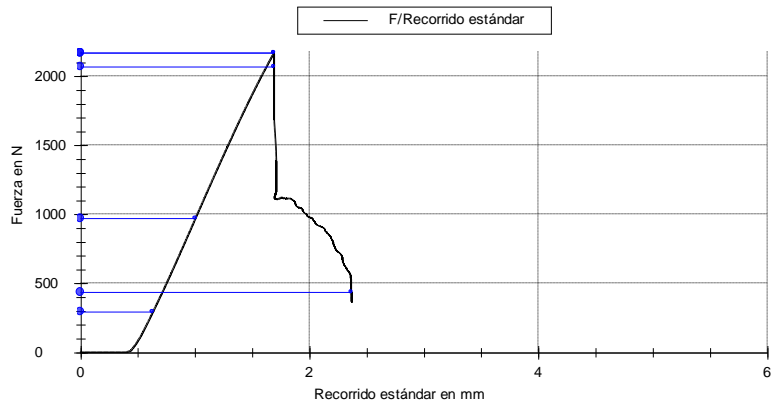


Figura 75 y 76. Diagrama tensión-deformación probeta FC 9 (32).

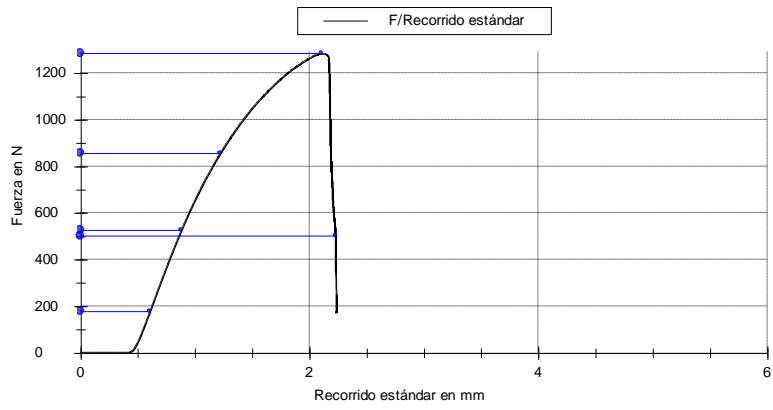


Figura 77 y 78. Diagrama tensión-deformación probeta FC 10 (32).

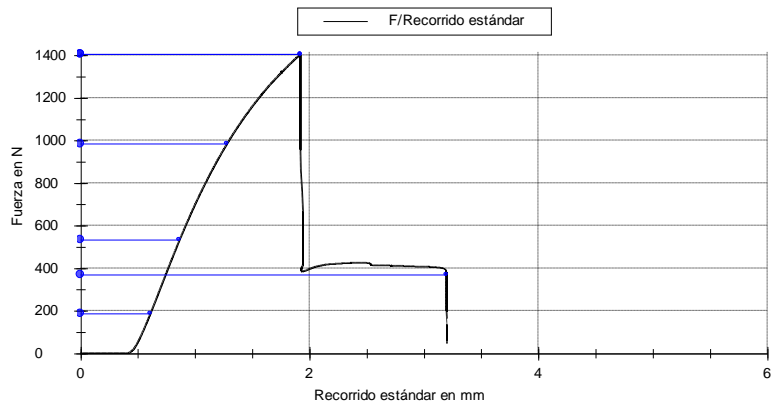


Figura 79 y 80. Diagrama tensión-deformación probeta FC 11 (32).

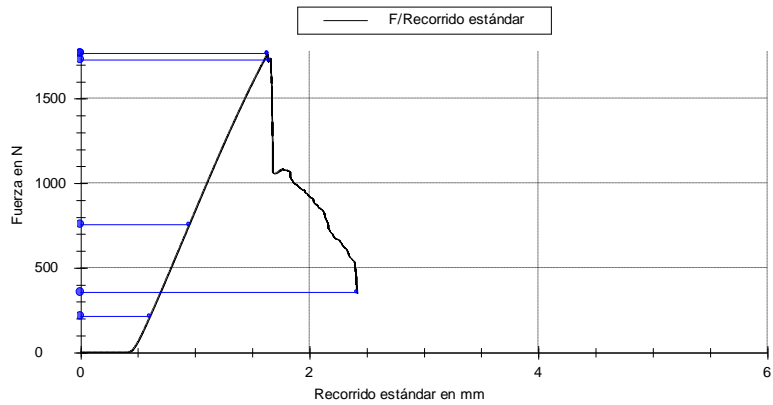


Figura 81 y 82. Diagrama tensión-deformación probeta FC 12 (32).

C) Grupo estructuras de fibra de carbono con recubrimiento de resinas compuestas (24)

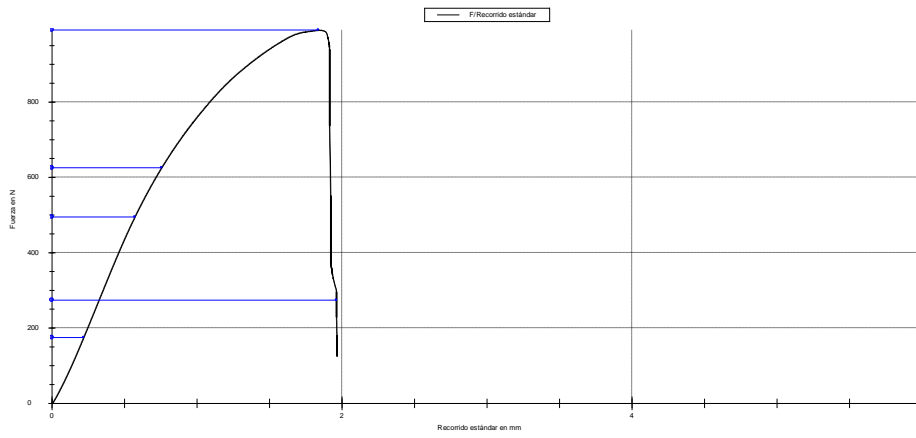


Figura 83 y 84. Diagrama tensión-deformación probeta FC 1 (24).

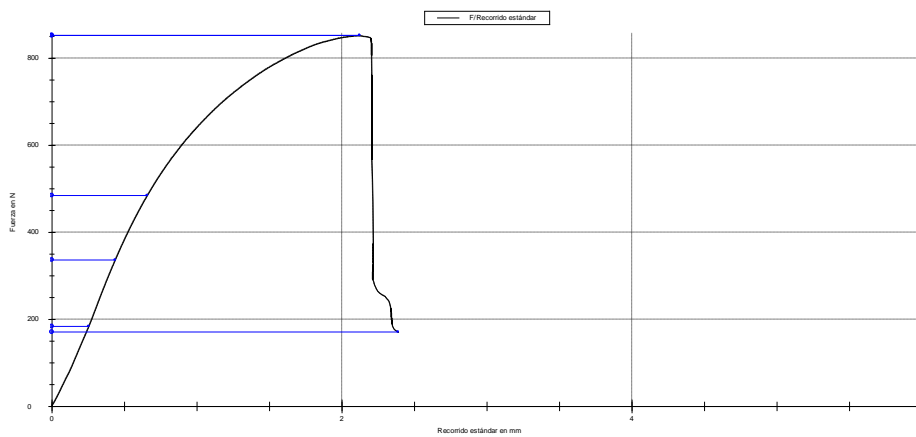


Figura 85 y 86. Diagrama tensión-deformación probeta FC 2 (24).

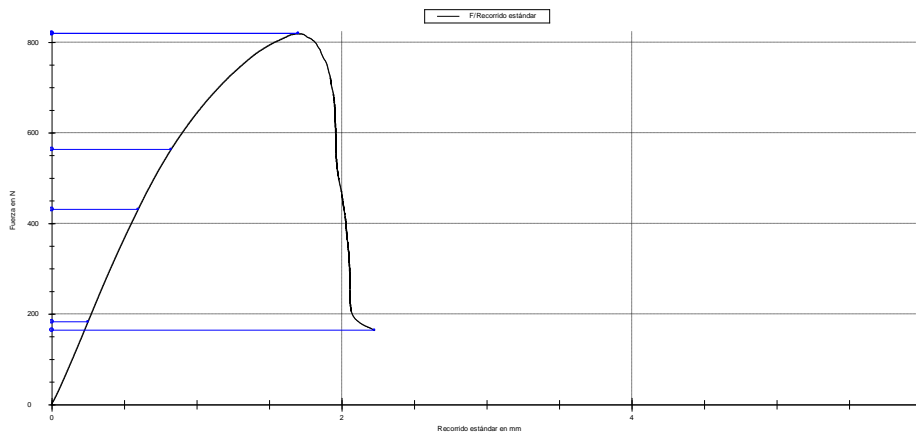


Figura 87 y 88. Diagrama tensión-deformación probeta FC 3 (24).

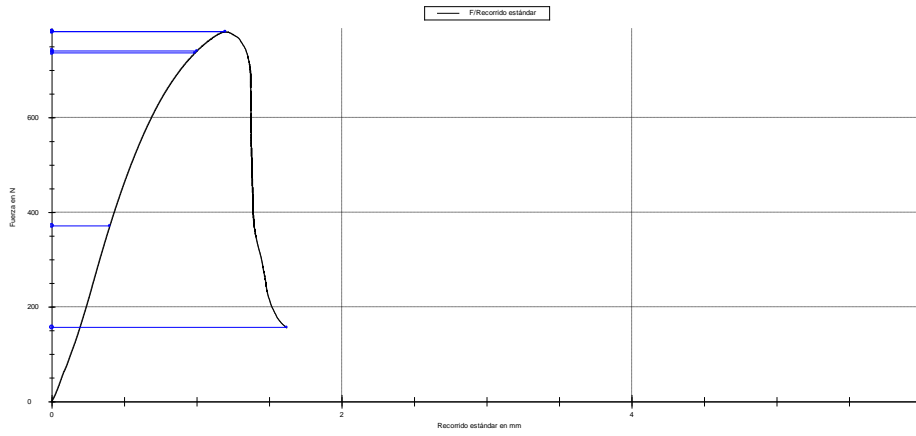


Figura 89 y 90. Diagrama tensión-deformación probeta FC 4 (24).

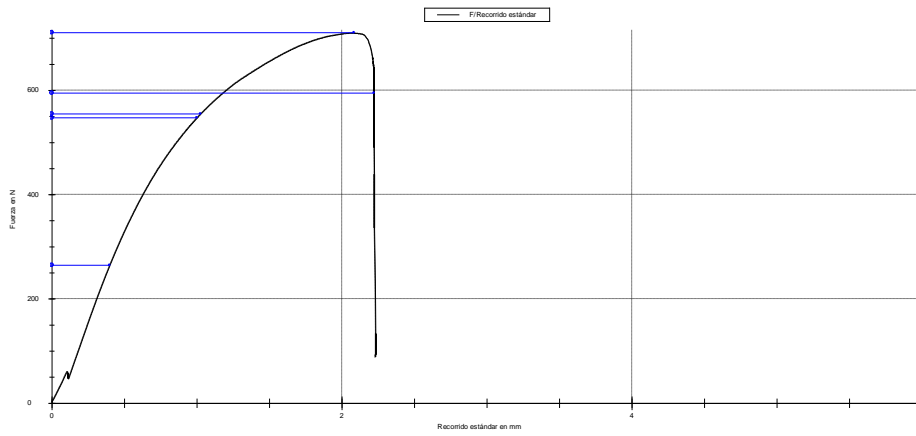


Figura 91 y 92. Diagrama tensión-deformación probeta FC 5 (24).

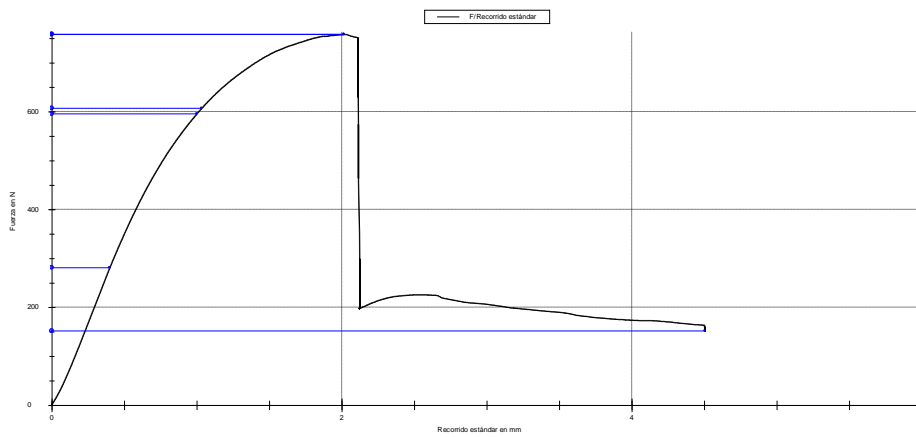


Figura 93 y 94. Diagrama tensión-deformación probeta FC 6 (24).

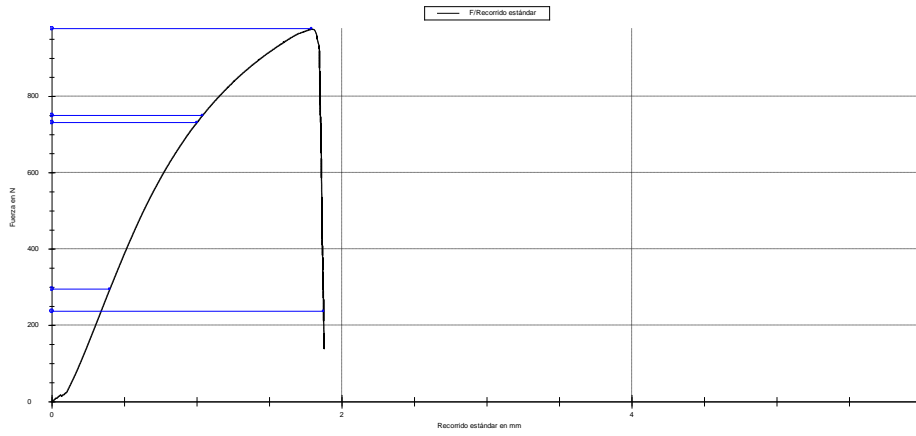


Figura 95 y 96. Diagrama tensión-deformación probeta FC 7 (24).

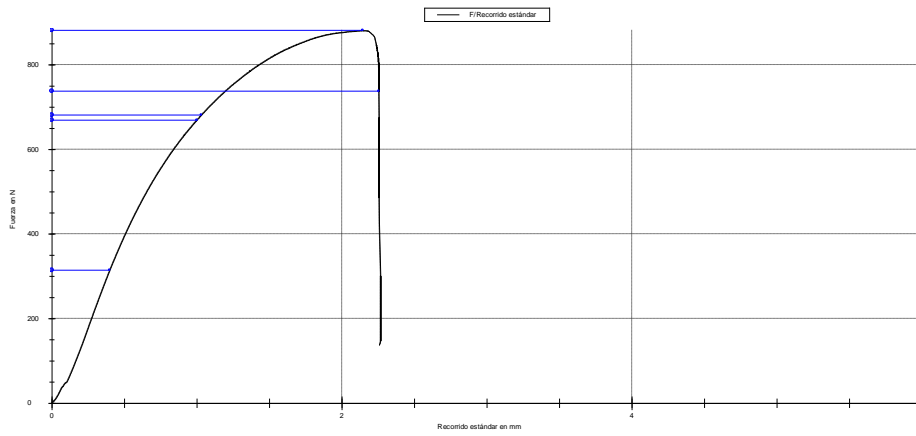


Figura 97 y 98. Diagrama tensión-deformación probeta FC 8 (24).

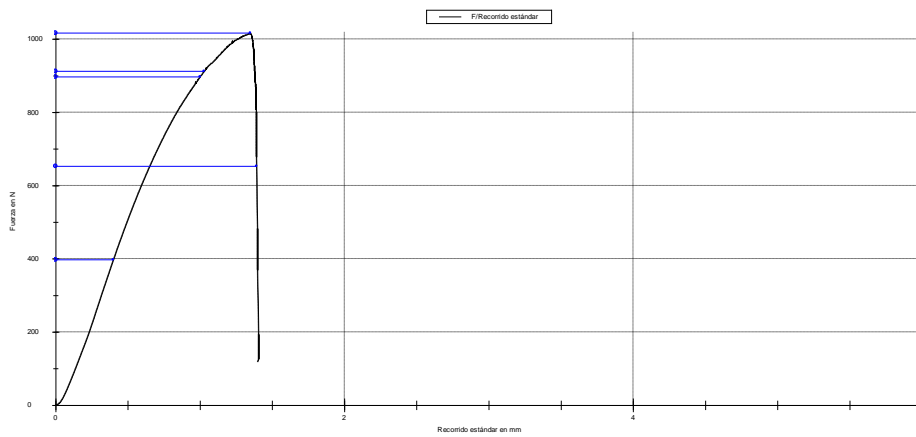


Figura 99 y 100. Diagrama tensión-deformación probeta FC 9 (24).

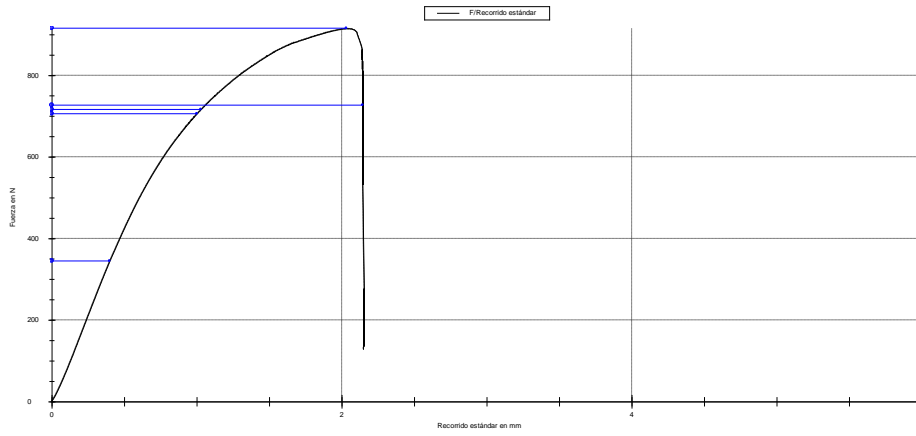


Figura 101 y 102. Diagrama tensión-deformación probeta FC 10 (24).

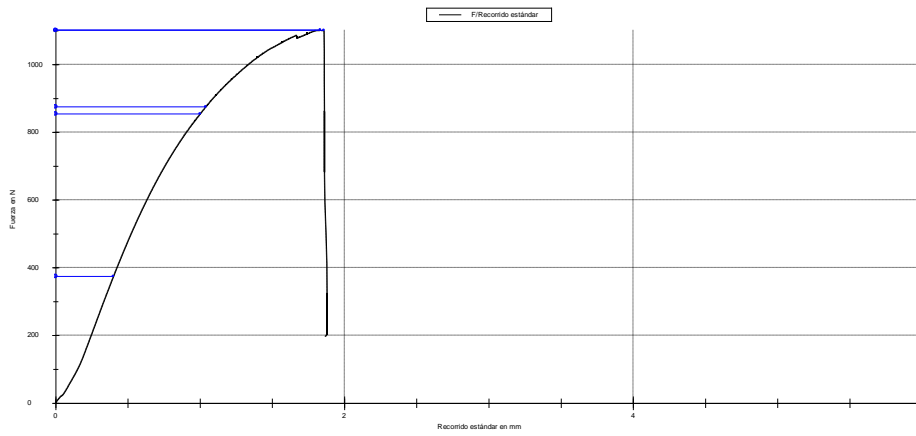


Figura 103 y 104. Diagrama tensión-deformación probeta FC 11 (24).

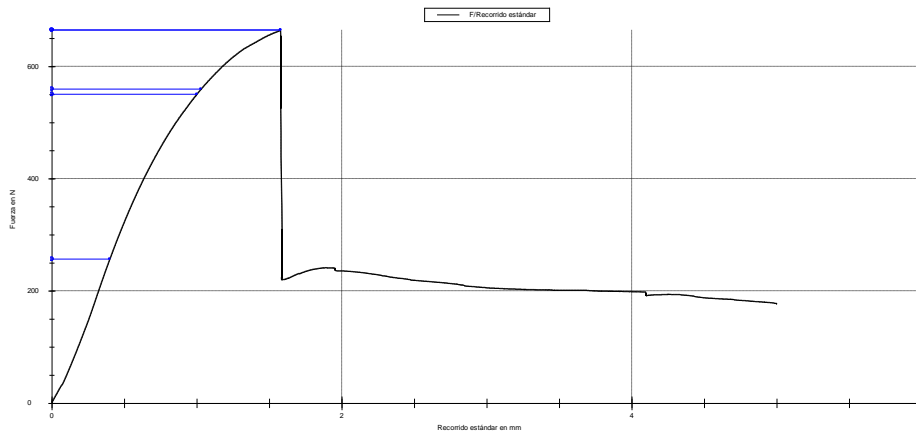


Figura 105 y 106. Diagrama tensión-deformación probeta FC 12 (24).

8.2. FOTOGRAFÍAS AL MICROSCOPIO ÓPTICO

A) Grupo estructuras de cromo- cobalto con recubrimiento cerámico

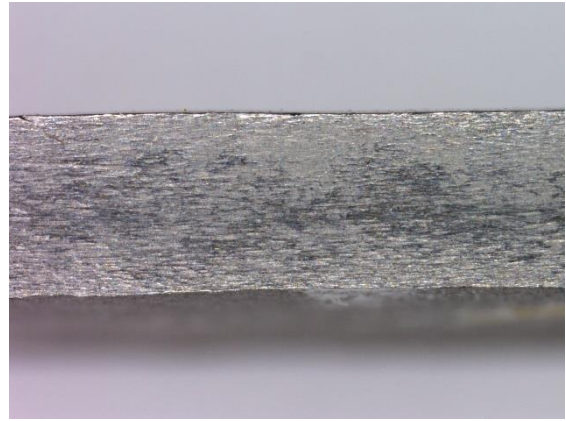
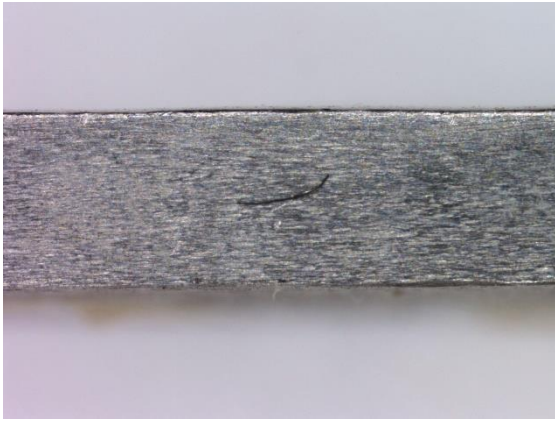


Figura 107 y 108. Vistas laterales probeta CC 1 observada al microscopio óptico.

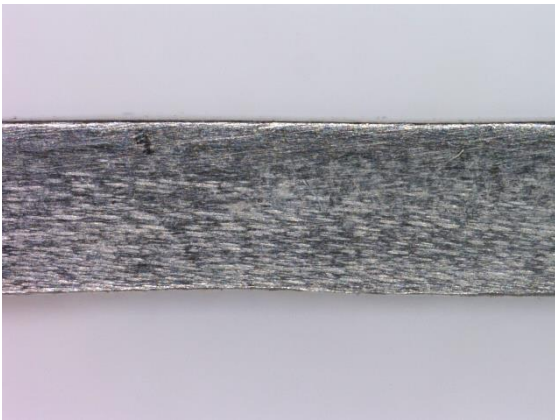


Figura 109 y 110. Vistas laterales probeta CC 2 observada al microscopio óptico.

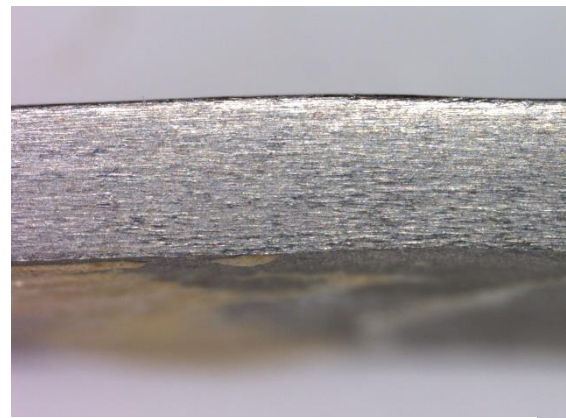
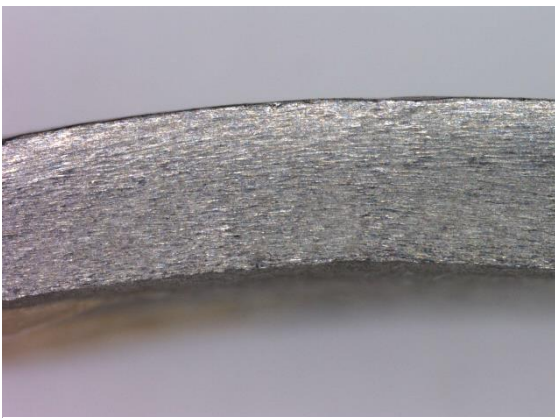


Figura 111 y 112. Vistas laterales probeta CC 3 observada al microscopio óptico.

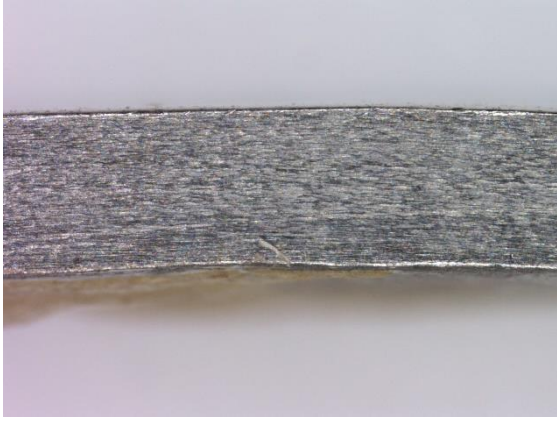


Figura 113 y 114. Vistas laterales probeta CC 4 observada al microscopio óptico.

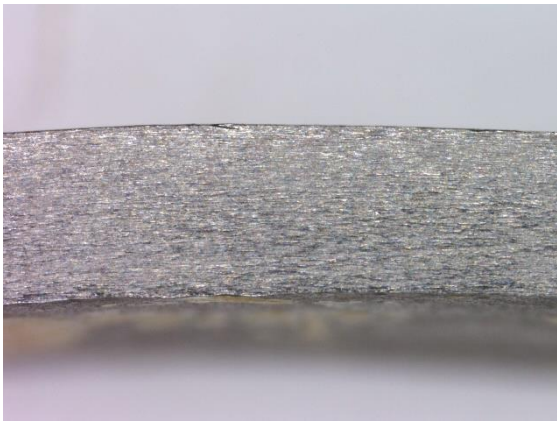


Figura 115 y 116. Vistas laterales probeta CC 5 observada al microscopio óptico.



Figura 117 y 118. Vistas laterales probeta CC 6 observada al microscopio óptico.

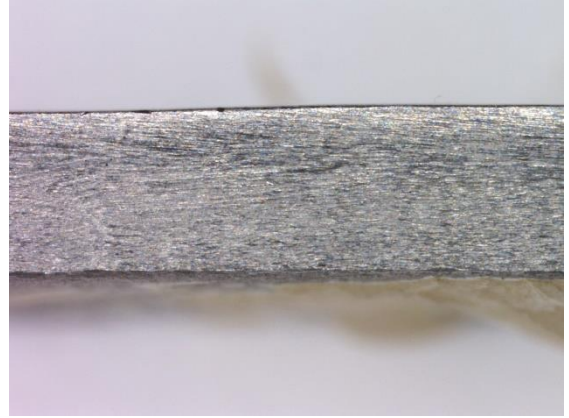
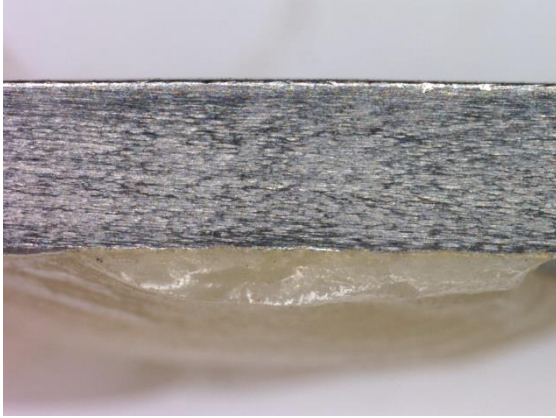


Figura 119 y 120. Vistas laterales probeta CC 7 observada al microscopio óptico.

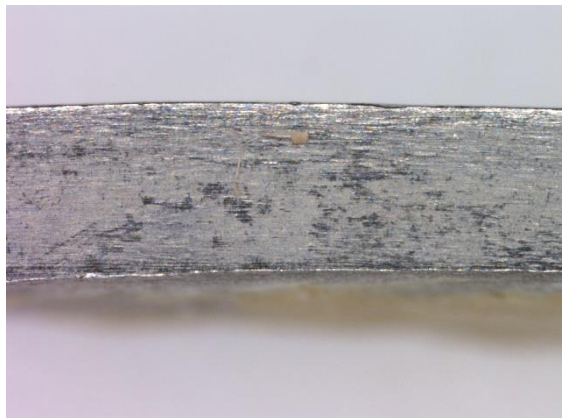
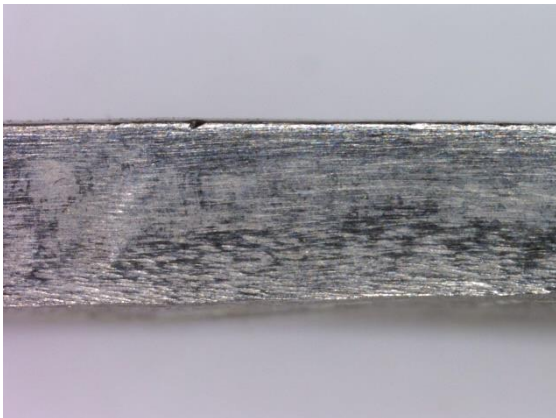


Figura 121 y 122. Vistas laterales probeta CC 8 observada al microscopio óptico.



Figura 123 y 124. Vistas laterales probeta CC 9 observada al microscopio óptico.

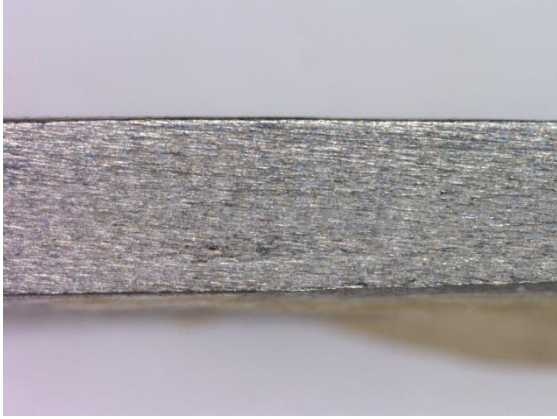


Figura 125 y 126. Vistas laterales probeta CC 10 observada al microscopio óptico.

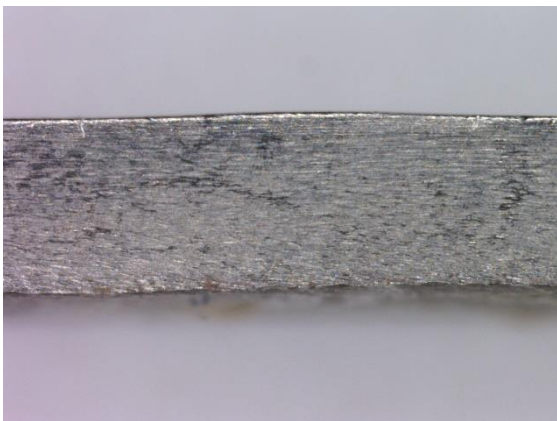


Figura 127 y 128. Vistas laterales probeta CC 11 observada al microscopio óptico.



Figura 129 y 130. Vistas laterales probeta CC 12 observada al microscopio óptico.

B) Grupo estructuras de fibra de carbono con recubrimiento de resinas compuestas (Soporte 32)



Figura 131 y 132. Vistas laterales probeta FC1 (32) observada al microscopio óptico.

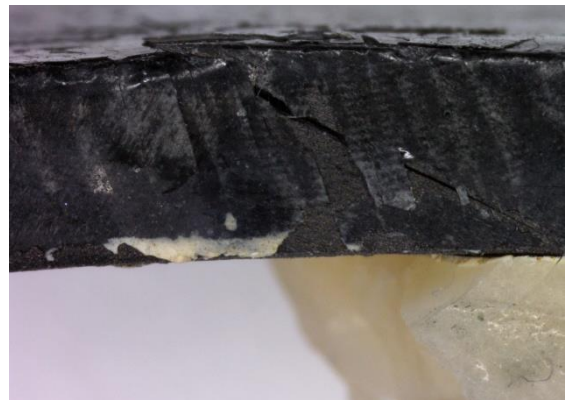


Figura 133 y 134. Vistas laterales probeta FC2 (32) observada al microscopio óptico.

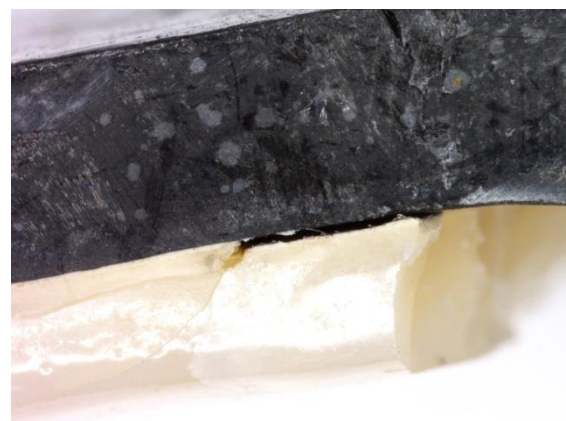


Figura 135 y 136. Vistas laterales probeta FC3 (32) observada al microscopio óptico.



Figura 137 y 138. Vistas laterales probeta FC4 (32) observada al microscopio óptico.

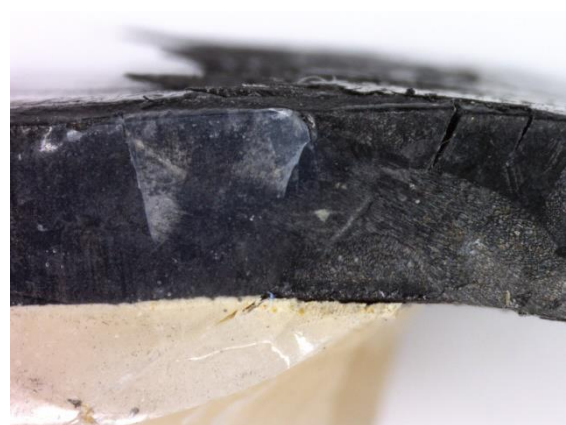


Figura 139 y 140. Vistas laterales probeta FC5 (32) observada al microscopio óptico.

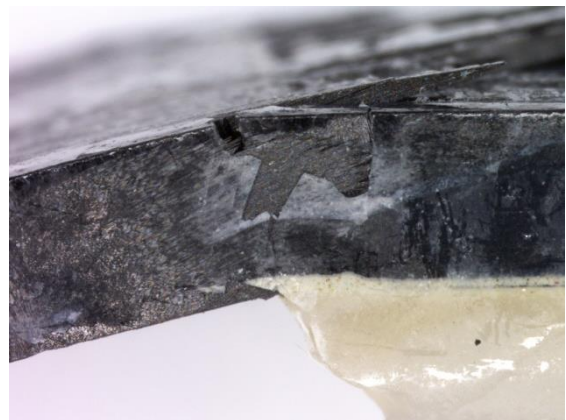
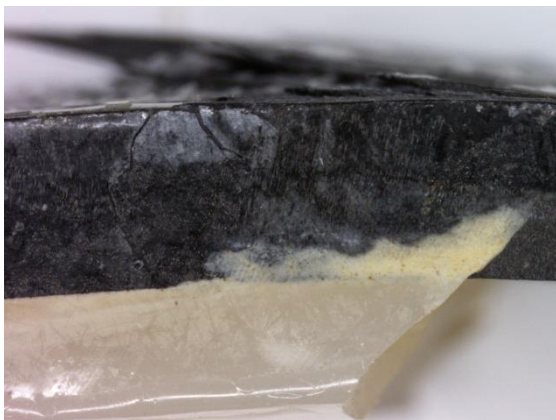


Figura 141 y 142. Vistas laterales probeta FC6 (32) observada al microscopio óptico.



Figura 143 y 144. Vistas laterales probeta FC7 (32) observada al microscopio óptico.



Figura 145 y 146. Vistas laterales probeta FC8 (32) observada al microscopio óptico.

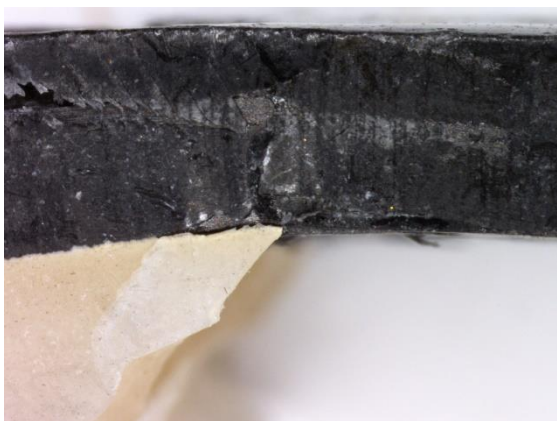


Figura 147 y 148. Vistas laterales probeta FC9 (32) observada al microscopio óptico.

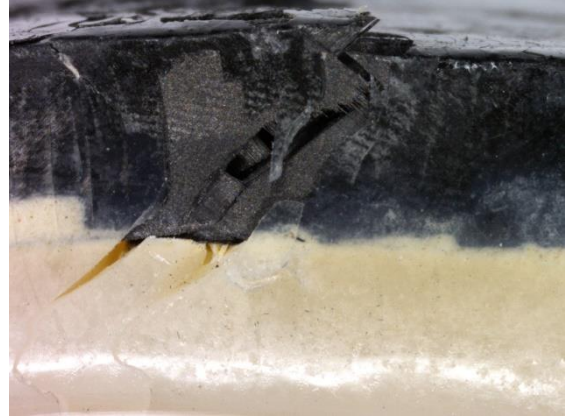
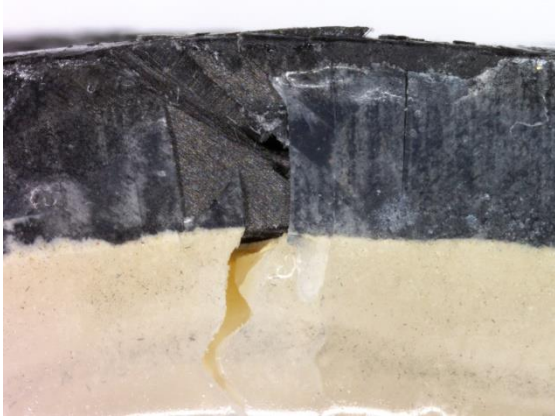


Figura 149 y 150. Vistas laterales probeta FC10 (32) observada al microscopio óptico.

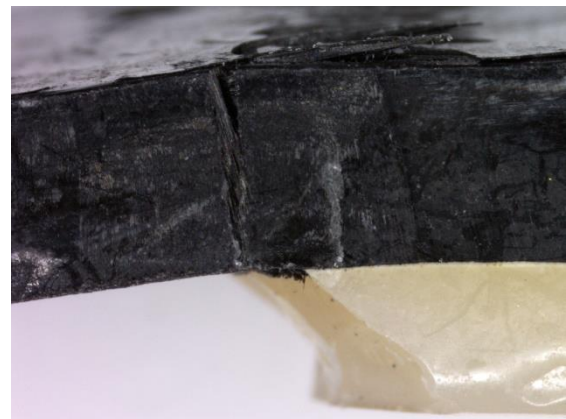


Figura 151 y 152. Vistas laterales probeta FC11 (32) observada al microscopio óptico.

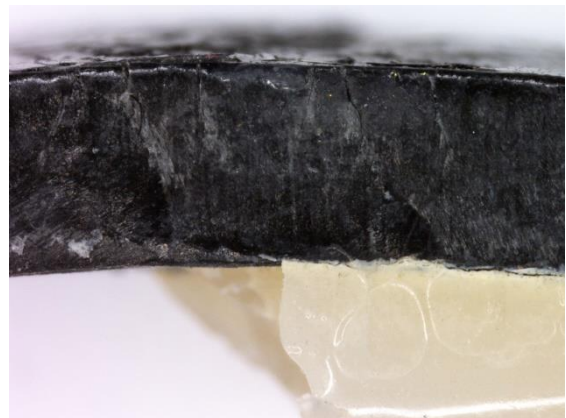


Figura 153 y 154. Vistas laterales probeta FC12 (32) observada al microscopio óptico.

c) Grupo estructuras de fibra de carbono con recubrimiento de resinas compuestas (24)



Figura 155 y 156. Vistas laterales probeta FC1 (24) observada al microscopio óptico.

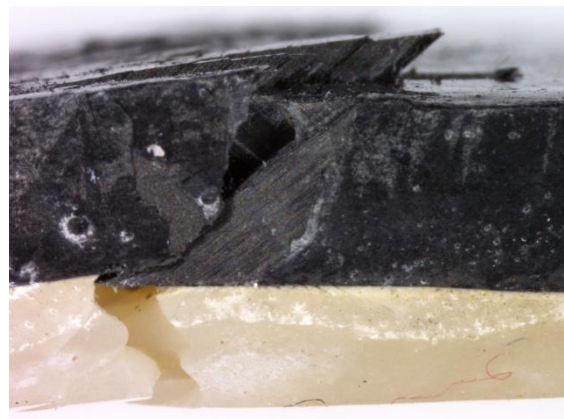
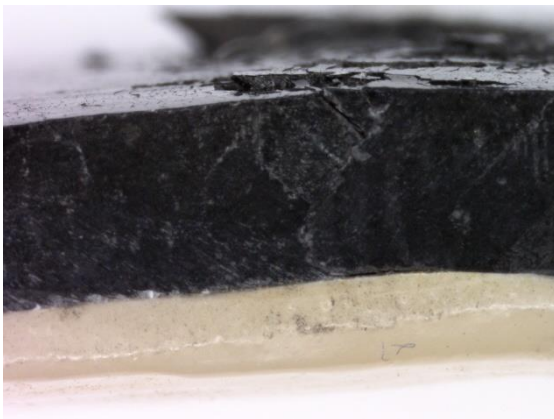


Figura 157 y 158. Vistas laterales probeta FC2 (24) observada al microscopio óptico.

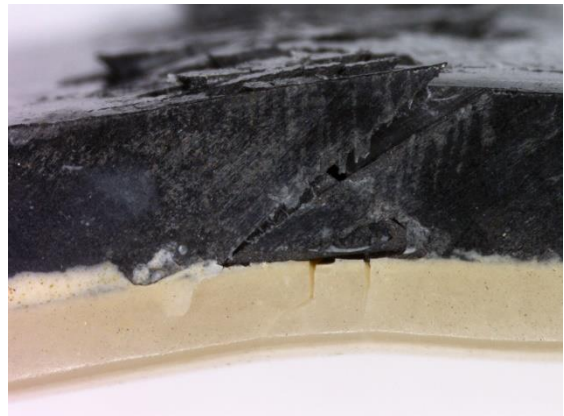


Figura 159 y 160. Vistas laterales probeta FC3 (24) observada al microscopio óptico.

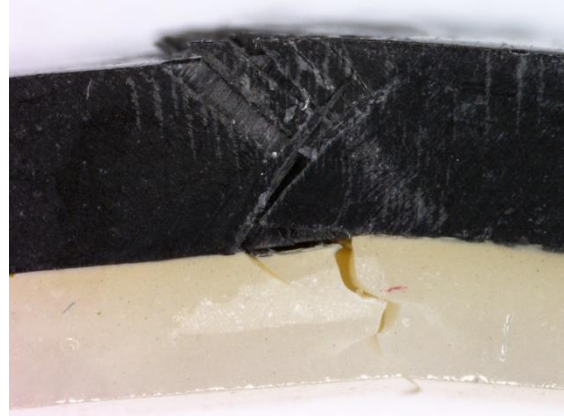
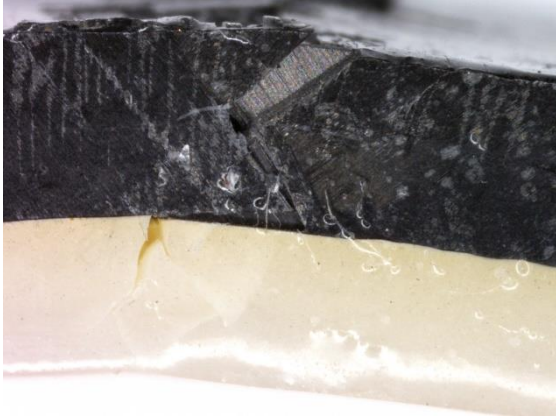


Figura 161 y 162. Vistas laterales probeta FC4 (24) observada al microscopio óptico.

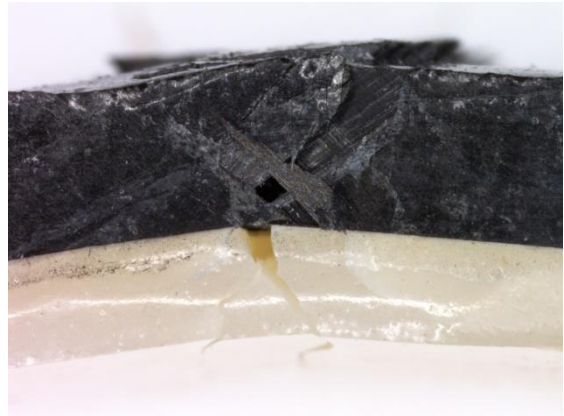
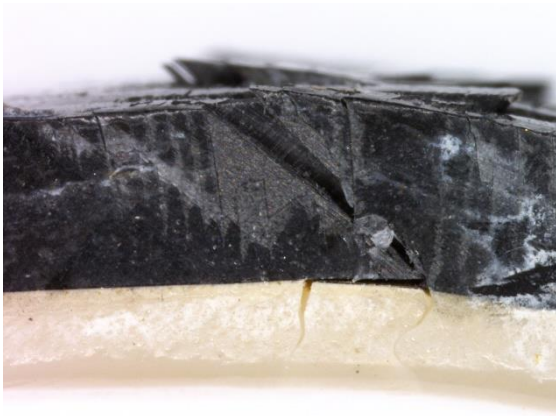


Figura 163 y 164. Vistas laterales probeta FC5 (24) observada al microscopio óptico.

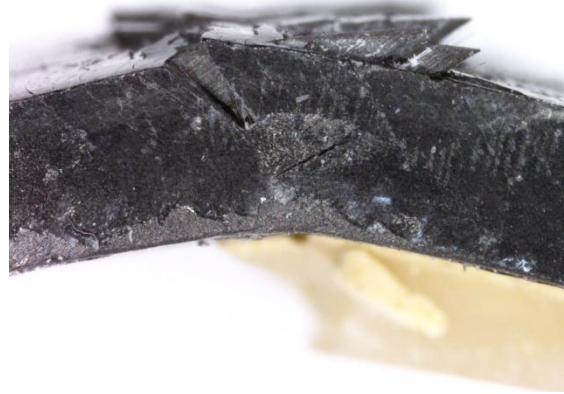


Figura 165 y 166. Vistas laterales probeta FC6 (24) observada al microscopio óptico.

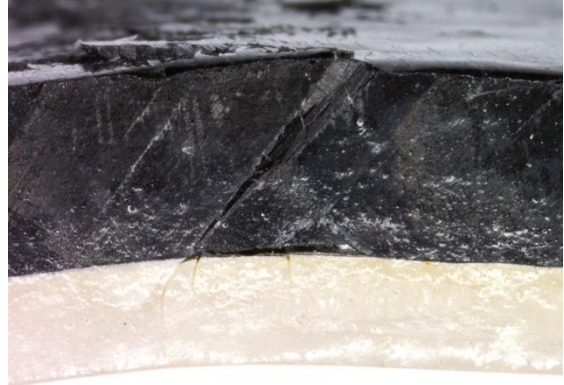
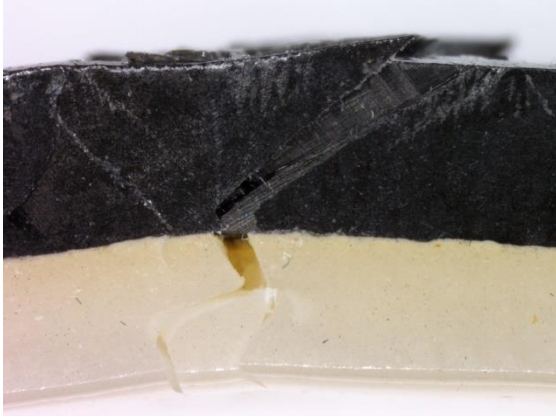


Figura 167 y 168. Vistas laterales probeta FC7 (24) observada al microscopio óptico.

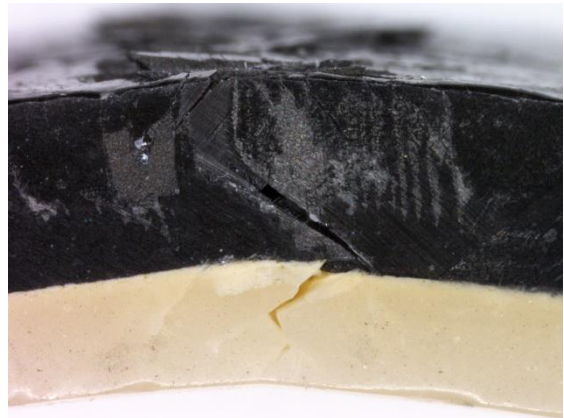
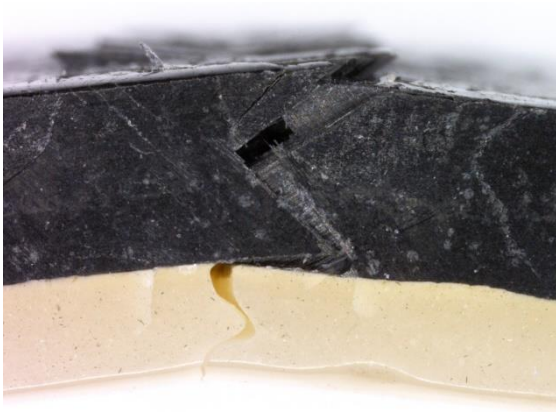


Figura 169 y 170. Vistas laterales probeta FC8 (24) observada al microscopio óptico.

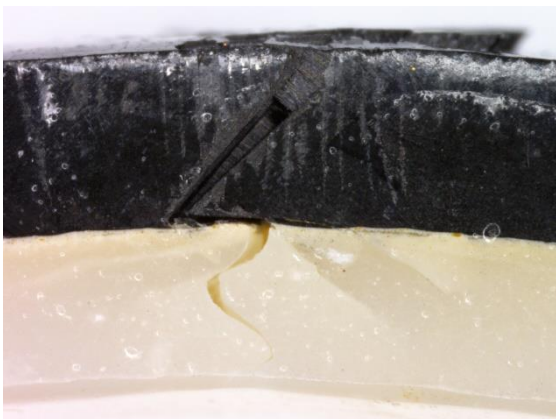


Figura 171 y 172. Vistas laterales probeta FC9 (24) observada al microscopio óptico.

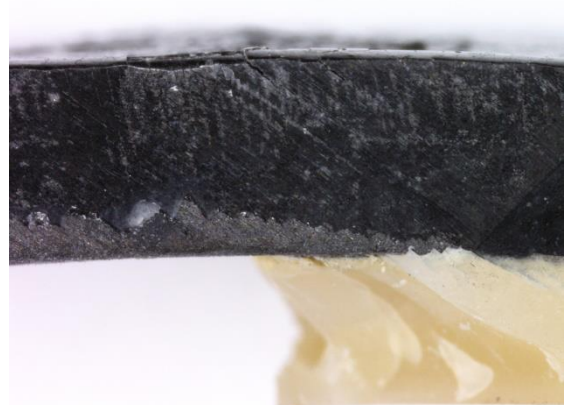


Figura 173 y 174. Vistas laterales probeta FC10 (24) observada al microscopio óptico.

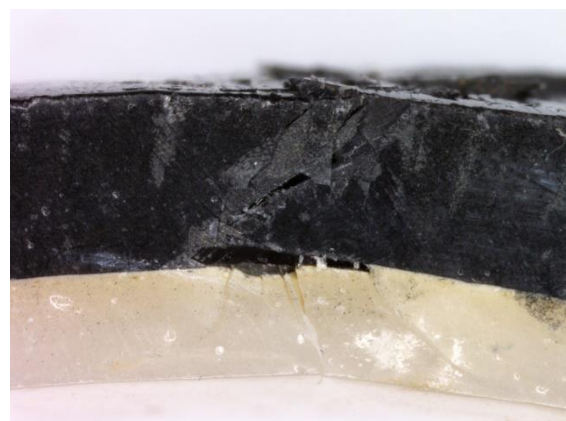
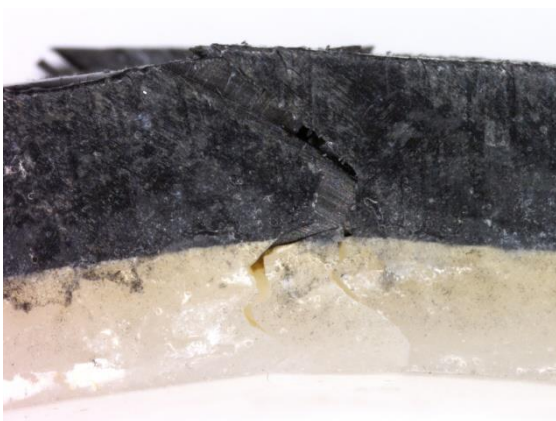


Figura 175 y 176. Vistas laterales probeta FC11 (24) observada al microscopio óptico.



Figura 177 y 178. Vistas laterales probeta FC10 (24) observada al microscopio óptico.

