

Estudio *in vitro* de la fibra de carbono como estructura interna de prótesis implantosoportada

Romina María Scalcione Pelagatti

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tesisenxarxa.net) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tesisenred.net) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tesisenxarxa.net) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.

Universitat Internacional de Catalunya

Doctorado en Técnicas Clínicas y de Laboratorio en Odontología



“ESTUDIO *IN VITRO* DE LA FIBRA DE CARBONO
COMO ESTRUCTURA INTERNA EN PRÓTESIS
IMPLANTOSOPORTADAS”

TESIS DOCTORAL

ROMINA MARIA SCALCIONE PELAGATTI

DIRECTORES

MAGÍ BRUFAU DE BARBERÀ

JOSEP CABRATOSA I TERMES

Sant Cugat del Vallès, Junio 2017

Agradecimientos

- α Gracias de corazón a mis directores, el Dr. Magí Brufau y el Dr. Josep Cabratosa por la incansable constancia y dedicación que me han brindado a lo largo de estos años. Sin su ayuda, confianza, motivación y amistad, este trabajo no hubiera sido posible.
- α Gracias de corazón también al Dr. Francisco Real. Hay tantas cosas por las que agradecer que solo puedo decir gracias por todo!
- α Gracias a los Dres. Jordi Cano y Oscar Figueras por la predisposición continua a ofrecerme sus conocimientos y ayuda.
- α Gracias al Sr. Josep Torrents por ser el precursor de este estudio además de brindarnos su ayuda de manera incondicional.
- α Gracias a MICRO.MEDICA SRL y en especial el Sr. Giuseppe Cirronis por todo el material cedido para que fuera posible la realización de este estudio.
- α Gracias a mi familia que siempre creyó en mi y en mi proyecto.
- α Gracias a mis amigas doctorandas por las horas, ánimos y confianzas que nos hemos hecho a lo largo de estos años
- α Gracias a ti Jordi por acompañarme y apoyarme durante todo este tiempo. Gracias por tus “si que puedes” constantes. Ahora nos toca un nuevo reto, la mayor aventura de nuestras vidas.

1 ÍNDICE

1	ÍNDICE	III
1.1	Índice de tablas	VII
1.2	Índice de gráficos	IX
1.3	Índice de figuras	X
2	JUSTIFICACIÓN	11
3	MARCO TEÓRICO	17
3.1	Materiales para la confección de prótesis de uso odontológico	19
3.1.1	Materiales metálicos	19
3.1.2	Materiales compuestos (no metálicos)	23
3.1.3	Materiales para la confección de las prótesis sobre implantes	24
3.2	Fibra de carbono	25
3.2.1	Fibra de carbono en odontología	27
3.3	Grosos de las estructuras protésicas	32
3.4	Distancias entre implantes en prótesis implantosoportadas	33
3.5	Fuerza de masticación	36
3.6	Resistencia a la fractura	36
4	OBJETIVOS	39
4.1	Objetivo principal	41
4.2	Objetivos secundarios	41
5	HIPÓTESIS	43
6	MATERIAL Y MÉTODOS	47
6.1	TAMAÑO MUESTRAL	51
6.2	CODIFICACIÓN DE LAS MUESTRAS	51
6.2.1	FIBRA DE CARBONO DE PROCESADO MANUAL	52
6.2.2	FIBRA DE CARBONO MECANIZADA	54
6.2.3	CROMO- COBALTO	55

6.3	MÉTODO DE FRACTURA	56
6.4	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	57
7	RESULTADOS	59
7.1	Análisis estadístico tomando en consideración las tres variables de análisis.....	62
7.2	Análisis estadístico tomando en consideración los tres factores de análisis y a nivel de factor material, contemplando sólo 2 materiales (fibra de carbono mecanizado, fibra de carbono manual).....	67
7.3	Análisis estadístico tomando sólo en consideración el factor material y distancia para un tamaño dimensional de 2 x 3mm.....	73
8	DISCUSIÓN	77
8.1	Metodología	79
8.1.1	Material utilizado.....	79
8.1.2	Diseño de las muestras	80
8.1.3	Distancia interimplantaria entre las muestras	82
8.1.4	Resistencia a fuerzas compresivas de 4000N.....	82
8.2	Resultados	83
9	CONCLUSIONES	91
10	Bibliografía.....	95
11	ANEXOS	111

1.1 Índice de tablas

Tabla 1 Medidas mesio-distales de los dientes maxilares.....	34
Tabla 2 Medidas mesio-distales de los dientes mandibulares.....	35
Tabla 3 Grupos y subgrupos de las muestras	50
Tabla 4 Características fisicoquímicas del <i>Bio Carbon Tablet</i>	54
Tabla 5 Análisis descriptivo teniendo en cuenta el tipo de material utilizado.	62
Tabla 6 Análisis descriptivo teniendo en cuenta el tamaño seccional utilizado.	62
Tabla 7 Análisis descriptivo descriptivo teniendo en cuenta la distancia entre pilares utilizados.....	63
Tabla 8 Resultados de modelos lineales generalizados para los 3 factores y sus interacciones	64
Tabla 9 Tabla de grupos homogéneos y tabla de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según el tipo de material.....	64
Tabla 10 Tabla de grupos homogéneos y tabla de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según el tamaño seccional de las barras.....	65
Tabla 11 Tabla de grupos homogéneos y tabla de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según la distancia entre pilares.....	65
Tabla 12 Análisis descriptivo teniendo en cuenta el tipo de material utilizado y obviando el cromo-cobalto.....	67
Tabla 13 Análisis descriptivo teniendo en cuenta el grosor del material utilizado y obviando el cromo-cobalto.....	68
Tabla 14 Análisis descriptivo teniendo en cuenta las distancias entre pilares utilizados y obviando el cromo-cobalto como material.....	68
Tabla 15 Suma de Cuadrados Tipo III obviando las muestras realizadas con cromo-cobalto	69

Tabla 16	Tabla de grupos homogéneos y tabla de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según el tipo de material obviando el cromo-cobalto.....	70
Tabla 17	Tabla de grupos homogéneos y tabla de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según el tamaño seccional de las barras.....	70
Tabla 18	Tabla de grupos homogéneos y tabla de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según la distancia entre pilares.....	71
Tabla 19	Análisis descriptivo teniendo en cuenta el tipo de material utilizado y obviando las barras de tamaño seccional superiores a 2 x 3mm.....	73
Tabla 20	Análisis descriptivo teniendo en cuenta el tamaño seccional de la barra..	73
Tabla 21	Análisis descriptivo teniendo en cuenta el tipo de material utilizado y obviando las barras de grosores superior a 2 x 3mm. .	74
Tabla 22	Suma de Cuadrados Tipo III obviando las muestras realizadas con barras de tamaño seccional superiores a 2 x 3 mm.	74
Tabla 23	Tabla de grupos homogéneos y tabla de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según el tipo de materia y obviando las muestras realizadas con un grosor superior a 2 x 3 mm.....	75
Tabla 24	Tabla de grupos homogéneos y tabla de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según la distancia inteimplantaria (longitud) y obviando las muestras realizadas con un grosor superior a 2 x 3 mm.....	76

1.2 Índice de gráficos

Gráfico 1 Interacciones entre el factor material y tamaño. 66

Gráfico 2 Interacciones entre el factor material y distancia (test HSD de Tukey)..... 66

Gráfico 3 Interacciones entre el factor tamaño y distancia (longitud) (test HSD de Tukey). 67

Gráfico 4 Interacciones entre el factor material y tamaño.. 71

Gráfico 5 Interacciones entre el factor material y distancia (test HSD de Tukey)..... 72

Gráfico 6 Interacciones entre el factor tamaño y distancia (longitud) (test HSD de Tukey). 72

Gráfico 7 Interacciones entre el factor tamaño y distancia (longitud) (test HSD de Tukey).. 76

1.3 Índice de figuras

Figura 1 A. Roving de fibra de carbono B. Mecha de fibras unidireccionales C. Tejido plano o plain	26
Figura 2 Muestras numeradas de fibra de carbono mecanizada.....	51
Figura 4 Mufla utilizada para el encofrado de las barras	52
Figura 5 Kit Bio Carbon Bridge (MICRO.MEDICA SRL, Robbio, Italia).....	53
Figura 6 Disco de fibra de carbono (Bio Carbon Tablet)	55
Figura 7 Fresado del disco Bio Carbon Tablet	55
Figura 8 Cilindros de Cr-Co mecanizado después de la confección de las muestras.....	56
Figura 9 Preparación de una de las bases para el ensayo con una distancia entre soportes de 10mm.....	57

2 JUSTIFICACIÓN

El sistema estomatognático, con sus estructuras coordinadas por el sistema neuromuscular, desempeña funciones importantes para la supervivencia y comunicación del individuo. La masticación es una función de real importancia, pues es la fase inicial del proceso digestivo (1).

El acto masticatorio es un proceso fisiológico que se inicia con la trituración de los alimentos, y termina con la formación del bolo alimenticio. Para la ejecución de esta tarea se requiere la participación de todas las estructuras de la cavidad oral: dientes, periodonto, musculatura oral y facial, articulación temporomandibular, huesos maxilares y mandibulares, mejillas, lengua y glándulas salivares entre otros (2).

Cuando se pierden los dientes, el maxilar y la mandíbula sufren un proceso por atrofia difusa. Lo primero en desaparecer es el proceso alveolar, pero la atrofia puede afectar a partes de los cuerpos del maxilar y de la mandíbula. Es por ello que es necesario restaurar protésicamente a estos pacientes. No sólo bajo el punto de vista estético, sino también funcional. Antes de la aparición de los implantes dentales, la restauración protésica ante la pérdida dental sólo podía realizarse con prótesis convencionales dentosoportadas y/o mucosoportadas fijas o removibles. Con la introducción de los implantes dentales como fijaciones endoóseas para sostener estructuras que reproduzcan el tejido dental perdido, los tipos de prótesis y los materiales utilizados han ido evolucionando de manera proporcional a los avances tecnológicos de la sociedad.

El tipo de prótesis inicial planteado por el profesor Per-Ingvar Branemark para sustituir la ausencia dental total, fue un tipo de prótesis fija implantosoportada de arco completo que sustituía tejido blando y que fue conocida como prótesis híbrida (3). Los implantes dentales se colocaban en la región anterior del maxilar o mandíbula, mientras que la porción posterior de la restauración se encontraba en extensión (también llamado voladizo o *cantilever*).

En las prótesis sobre implantes, las aleaciones de metal son las más utilizadas como estructura interna, proporcionándoles rigidez, una buena

resistencia a la fractura y permitiendo una distribución uniforme del estrés sobre los implantes dentales producido por las fuerzas oclusales cuando están ferulizados (4-6).

El avance tecnológico y el anhelo por hallar materiales ideales libres de metal para estructuras de prótesis odontológicas ha sido objeto de investigación desde hace años. Se define como material ideal aquel que presenta propiedades biomecánicas óptimas entre las cuales se incluye una elevada resistencia a la fractura y a la corrosión, que sea un buen aislante térmico, que sea biocompatible, de fácil manejo, acabado y pulido y de bajo coste (7).

El desarrollo tecnológico de los materiales compuestos en campos como la industria automovilística, aeronáutica o naval, y sus buenos resultados, ha permitido el desarrollo de éstos materiales en el campo de la odontología. Los materiales compuestos son aquellos que se forman por la unión de dos o más materiales para conseguir la combinación de propiedades que no es posible obtener en los materiales originales. Uno de estos materiales es la fibra de carbono, cuya aplicación como estructuras internas de prótesis estomatológica se inició hace aproximadamente una década.

La fibra de carbono es un material compuesto que se obtiene de la unión de filamentos de carbono (que pueden estar dispuestos de múltiples formas) y una matriz de resina termoestable (normalmente resina epoxi). Los filamentos de carbono aportan flexibilidad y resistencia. La resina epoxi une los filamentos a la vez que los protege (aislante), y hace que las cargas recibidas se transmitan por todo el material (8).

La fibra de carbono ofrece grandes ventajas frente a los metales convencionales como son su bajo peso, resistencia a distintos agentes químicos, termoestabilidad, biocompatibilidad y capacidad para absorber y repartir las cargas, también llamada capacidad de “*Shock Absortion*” (9, 10). Esta última característica, la capacidad de absorber y distribuir las cargas, hace que se trate de un material muy interesante para la rehabilitación sobre implantes ya que podría compensar la ausencia de ligamento periodontal en

los implantes. Cabe recordar que el ligamento periodontal actúa transmitiendo las fuerzas oclusivas de manera homogénea por toda la raíz dentaria evitando zonas de concentraciones de esfuerzos y transformando las fuerzas oclusales en tensiones sobre el hueso alveolar, además de servir de inserción de los dientes y participar en la función propioceptora (11). La propiocepción en los implantes dentales es un 9% inferior a la de los dientes, lo que puede conllevar sobrecargas oclusivas sobre los implantes y una pérdida de hueso perimplantario en presencia de inflamación gingival (12). Este es uno de los motivos por los cuales se ha estado buscando a lo largo de los años la incorporación de materiales dentales que tengan una menor rigidez que el metal pero que a la vez sean muy resistentes, con el objetivo de que los impactos de la fuerza de la masticación sean absorbidos, evitando así la transmisión de cargas sobre el implante y por lo tanto sobre el hueso.

Además del desarrollo de nuevos materiales, las tecnologías de los últimos años han permitido la implementación de las técnica CAD / CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) también en odontología, con el objetivo final de fabricar prótesis menos artesanales y por lo tanto menos técnico sensibles, con mayor rapidez y precisión y más económicas.

Debido a que la literatura odontológica con respecto a la utilización de materiales compuestos como estructura de prótesis implantosoportada es escasa y la mayoría de los artículos publicados son casos clínicos *in vivo*, se decidió realizar un estudio *in vitro* para conocer la resistencia a la fractura de la fibra de carbono de uso odontológico obtenida mediante dos técnicas de procesado distinto: una de elaboración manual y la otra mediante un proceso mecanizado a partir de bloques prefabricados y utilizando como material control el cromo-cobalto mecanizado (Cr-Co).

3 MARCO TEÓRICO

3.1 Materiales para la confección de prótesis de uso odontológico

Las prótesis odontológicas (dentosoportadas e implantoportadas) están confeccionadas por la combinación de distintos materiales, los cuales ofrecen a la prótesis una u otra cualidad y su conjunto proporciona el resultado final. Los materiales más comúnmente utilizados para la fabricación de la estructura son las aleaciones metálicas de cromo-cobalto, el titanio, y la zirconia; no obstante, en los últimos años, se han empezado a utilizar materiales compuestos como el polietileno (PEEK) y la fibra de carbono.

3.1.1 Materiales metálicos

En odontología el uso de un metal puro no existe (13), se utilizan aleaciones de mayor o menor complejidad en función de los elementos que intervengan. Una aleación es la unión de dos o más metales o metaloides que son mutuamente solubles en un estado de fundición. Son muchas las maneras utilizadas en la literatura para clasificar estas aleaciones.

En el ámbito de la odontología, la Asociación Dental Americana (ADA) (14) propone clasificarlas en función del contenido de metal noble que presentan estas aleaciones. Se consideran nobles aquellos metales que tienen dificultad para oxidarse garantizando protección contra los mecanismos de corrosión. Estos metales son el oro, el platino, el paladio, el rodio, el iridio, el osmio y el rutenio (15, 16).

Según la ADA las aleaciones quedarían clasificadas en tres grupos:

- α Aleaciones con alto contenido en metal noble. En ellas más del 60% del metal es noble con un mínimo del 40% en oro (15). Debido a la gran estabilidad termodinámica del oro estas aleaciones presentan una gran resistencia a la corrosión, además de una gran facilidad para el colado y una gran ductilidad (17).
- α Aleaciones nobles. Presentan un mínimo del 25% de metal noble. Son aleaciones ricas en paladio (15). Las más utilizadas son la

aleación de paladio-plata y paladio-cobalto. Tienen un módulo de elasticidad más alto que las aleaciones ricas en oro y poseen unas buenas propiedades físicas y mecánicas (18).

α Aleaciones con un bajo contenido en metal noble. Presentan menos de un 25% de metal noble (15). Éste es el caso de ciertas aleaciones compuestas por cromo-níquel, cromo-níquel-berilio o cromo-cobalto que se asocian con algún metal noble (19). Tienen un módulo de elasticidad mayor que las aleaciones con mayor porcentaje de metal noble en su composición.

De los tres tipos, las aleaciones que presentan las mejores propiedades para realizar las estructuras metálicas de las prótesis sobre implantes en cuanto a facilidad de colado, resistencia a la corrosión y biocompatibilidad, son las compuestas por un alto contenido en metal noble. Por ello han sido durante muchos años las aleaciones de elección (17, 20). El gran inconveniente que presentan estas aleaciones es su elevado coste económico. La fuerte subida de precio que hizo el oro en la década de los 70 (21) hizo que estas aleaciones no pudieran ser utilizadas rutinariamente en la práctica clínica, lo cual propició el uso de aleaciones sin contenido de metales nobles en su composición. Estas aleaciones sin contenido de metales nobles se caracterizan por contener suficiente cantidad de algún elemento metálico con posibilidad de pasivarse y transmitir esa propiedad al resto de la aleación. Esto sucede significativamente en tres elementos metálicos: el cromo, el aluminio y el titanio (22).

3.1.1.1 Aleaciones con cromo

Son aleaciones que contienen entre el 13% y el 25% de cromo en su composición. La base, material con más presencia en la composición, puede ser el níquel o el cobalto (23).

Las formadas por níquel tienen el inconveniente de que presentan problemas de biocompatibilidad y, aunque no en nuestro país, su uso está prohibido en varios países de la Comunidad Europea. En contrapartida, estas aleaciones formadas por cromo-níquel, junto con las de cromo-cobalto, presentan unas buenas propiedades mecánicas para su uso en prótesis

odontológicas, con un módulo de elasticidad alto que le aporta una rigidez que, a diferencia de las de alto contenido en oro, permite realizar estructuras más extensas (19, 23, 24).

Las aleaciones de cromo-cobalto no tienen el problema de biocompatibilidad de las aleaciones formadas por níquel y tienen un precio más asequible comparado con las aleaciones de metal noble (21, 25, 26). Estas aleaciones están formadas por un porcentaje de cobalto superior al 60% y de cromo superior al 13%. El porcentaje de los demás elementos que forman la aleación varía en función del fabricante. En función de la composición existen ligeras variaciones en las propiedades físicas, mecánicas y tecnológicas de la aleación. Por otra parte, en cuanto a biocompatibilidad, cabe tener presente que algunos de estos elementos pueden producir citotoxicidad en bajo grado (27), a pesar de que las aleaciones de cromo-cobalto son consideradas biocompatibles de manera genérica (28).

El módulo de elasticidad del Cr-Co varía entre 195 y 250 GPa según las proporciones de los otros elementos metálicos. Este valor de módulo junto con el del límite elástico y el de la resistencia a la fractura, son los más elevados de todas las aleaciones utilizadas en odontología. Su módulo de elasticidad duplica la del oro, lo que hace posible conseguir la misma rigidez que con este metal a espesores mucho más finos permitiendo fabricar una prótesis menos voluminosa (29).

Actualmente las aleaciones de cromo-cobalto se pueden trabajar mediante la técnica de colado y técnicas *CAD / CAM*, por lo que las encontramos en distintos formatos: en pastillas para colar, en bloques sinterizados para fresar en húmedo, en bloques presinterizados para fresar en seco y posteriormente ser sinterizados por temperatura, y en polvo para ser sinterizados por láser (30, 31).

Uno de los aspectos importantes de las aleaciones metálicas es la presencia de corrosión. La corrosión se define como el deterioro de un material a consecuencia de un ataque electroquímico de su entorno. Debido a que estos metales se encuentran en la cavidad oral, donde coexisten en un medio

acuoso, es de especial interés la búsqueda de materiales que presenten una baja corrosión en el medio oral. Las aleaciones que producen mayor corrosión son las que están constituidas por níquel. Las de cromo-cobalto también presentan corrosión, que si bien es inferior a las de cromo-níquel, es mayor a la de las aleaciones de metales nobles (32). Es por ello que se han producido aleaciones de cromo-cobalto enriquecidas con metales nobles como el oro, platino o rubidio, sin embargo los resultados de los análisis de corrosión de estas nuevas aleaciones han presentado valores inferiores a los de las aleaciones de cromo-níquel (32).

3.1.1.2 Zirconia (dióxido de zirconio)

El dióxido de zirconio, también conocido como zirconia, tiene múltiples utilidades en la odontología. Originalmente se utilizaba para la fabricación de postes intraradiculares en la reconstrucción de dientes endodonciados (33, 34). En la actualidad, con los sistemas informáticos que están a nuestro alcance, el uso más extendido de este material es para la confección de núcleos de estructuras protésicas sobre dientes y sobre implantes. La zirconia puede tener otras utilidades, como la fabricación de implantes dentales y prótesis removibles. Se considera el dióxido de zirconio una alternativa a la utilización de materiales convencionales metálicos como el cromo-cobalto o titanio (35-37).

La zirconia se presenta en tres estados según la temperatura a la que se encuentre:

- α Fase cúbica: cuando se encuentra a temperaturas superiores a 2370°C
- α Fase tetragonal: cuando se encuentra a temperaturas comprendidas entre 1170 y 2370°C
- α Fase monolítica: cuando se encuentra a temperaturas inferiores a 1170°C. Es la fase más estable de la zirconia.

Óxidos metálicos como el CaO (óxido de calcio), MgO (óxido de magnesio), CeO (óxido de cerio) y Y₂O₃ (óxido de itrio) se pueden añadir para estabilizar la

zirconia a temperatura ambiente y controlar la transformación de las fases (38, 39). La zirconia estabilizada con óxido de itrio posee buenas propiedades físicas, tales como corrosión baja, baja conductividad térmica y alta resistencia a la flexión (900-1200 MPa) (39). Otra de las propiedades más importantes de este material es su alta biocompatibilidad, por esta razón se le considera un material neutro, superando al titanio y las aleaciones metálicas. También destacar su baja adhesión bacteriana (40, 41).

3.1.2 Materiales compuestos (no metálicos)

Los materiales compuestos se forman a partir de la unión de dos o más componentes que dan lugar a un nuevo material con propiedades y cualidades superiores a las alcanzadas individualmente por cada uno de sus componentes. En todo material compuesto se distinguen dos partes: por un lado la matriz, que se presenta en fase continua actuando como ligante, y por otro lado el refuerzo, que se presenta en fase discontinua actuando como elemento resistente (42).

3.1.2.1 Polieteretercetona (PEEK)

El polieteretercetona (PEEK) es un polímero orgánico termoplástico incoloro utilizado ampliamente en automoción y aeronáutica. Debido a sus excelentes propiedades (resistencia a la compresión de 118 MPa, módulo de Young de 3.6 GPa y una elevada biocompatibilidad), también es un material que ha sido utilizado en medicina para prótesis ortopédicas e implantes médicos, en sustitución a los metales convencionales como el titanio (43). En odontología se ha utilizado para la fabricación de prótesis removibles, prótesis obturadoras y como aditamentos de prótesis sobre implantes, sin embargo, hemos de remarcar que todos estos usos están exentos de una sólida literatura científica que las respalde (44).

3.1.2.2 Fibra de Vidrio

Se trata de un material que contiene una matriz plástica con un refuerzo de fibras de vidrio. Es un material extensamente utilizado en campos como la industria automovilística, aeronáutica o naval debido a su ligereza, gran dureza,

alta resistencia y una fácil manipulación (45). Estas características han hecho de la fibra de vidrio un material interesante en la sustitución de los metales (46).

En odontología, hay evidencia científica de que la fibra de vidrio se comenzó a utilizar en la década de 1960 como material de refuerzo para las prótesis removibles de resina (47). Con el paso de los años, su uso se ha centrado principalmente en la confección de postes intrarradiculares para la reconstrucción de dientes endodonciados (45, 48). También se utiliza la fibra de vidrio en la confección de coronas, puentes y estructuras sobre implantes con un recubrimiento de composite. Estas últimas aplicaciones todavía están en estudio ya que el comportamiento mecánico es insatisfactorio al compararlo con las estructuras de aleaciones metálicas (5).

3.1.2.3 Fibra de carbono

En la actualidad la fibra de carbono es uno de los materiales con más auge de la industria. Se trata de un material sintético con propiedades físicas similares a la de los metales. En otros apartados se aborda este material más extensamente.

3.1.3 Materiales para la confección de las prótesis sobre implantes

Las primeras rehabilitaciones fijas sobre implantes realizadas por el profesor Per-Ingvar Branemark fueron planteadas para sustituir la ausencia dental total, de una o ambas arcadas, con unas prótesis llamadas prótesis híbridas o de Toronto. Este tipo de prótesis consta de una estructura metálica interna fijada a los implantes dentales y recubierta, más frecuentemente por una resina acrílica que simulaba los tejidos duros y blandos perdidos, y que a su vez sirve de retención para los dientes artificiales (clásicamente de resina acrílica) (3).

Desde que se comenzaron a realizar prótesis sobre implantes, los metales fueron los materiales más utilizados para la confección de las estructuras internas de las prótesis. Hasta los años 70 las aleaciones de alto contenido en metal noble fueron las aleaciones de elección debido a su alta resistencia a la corrosión, biocompatibilidad y facilidad de colado (19, 20). Después de los años 70, las aleaciones metálicas sin metales nobles como el cromo-cobalto fueron

los materiales de elección (21), ya que presentaban características similares a las de las aleaciones de oro pero con una mayor rigidez, mayor corrosión y un coste económico inferior.

El avance de las tecnologías, además de haber propiciado la aparición de nuevos materiales, también ha generado un cambio muy importante en cuanto a la manipulación de los materiales. Durante la época previa al CAD / CAM, la técnica de confección más utilizada para realizar prótesis sobre implantes era la técnica de cera perdida, método por el cual una aleación metálica en estado líquido rellena un molde predeterminado en cera y dentro del cual recupera su estado sólido. Se trata de un método técnico-sensible, que con la aparición de las tecnologías CAD / CAM su uso en el laboratorio dental va en retroceso.

El anhelo por encontrar materiales con propiedades ideales para el sistema estomatognático y que la técnica de confección reduzca los problemas producidos por los procesos de confección técnico-sensibles, ha llevado a la introducción en el campo de la odontología de materiales como la zirconia o los materiales compuestos, ampliando el abanico de materiales restauradores para prótesis sobre implantes. Dentro de estos últimos se encuentra la fibra de carbono, la cual es objeto de nuestro estudio *in vitro*.

3.2 Fibra de carbono

La fibra de carbono se obtiene de la unión de filamentos / hilos de carbono, que pueden estar dispuestos de múltiples formas y son los que aportan la flexibilidad y la resistencia del material. Estos hilos están unidos por una matriz de resina termoestable (normalmente resina epoxi) que se solidifica gracias a un agente catalizado. La resina actúa uniendo las fibras, protegiéndolas y transfiriendo la carga por todo el material (8).

El tejido de fibras de carbono procede de una mezcla de polímeros. El más utilizado es el PAN (poliacrilonitrilo) que al ser la materia prima se le llama precursor y que normalmente se combina con otros polímeros como el metilacrilato, metilmetacrilato, vinilacetato y cloruro de vinilo, todos ellos derivados del petróleo.

Los hilos de PAN, también llamados filamentos de carbono, tienen un diámetro que oscila entre 5 y 8 micras y son trenzados entre sí en grupos de 5.000 y 12.000 hilos formando una mecha, lo que se conoce con el nombre de *roving*. Estas mechas pueden ser entretejidas formando mallas o tejidos con distintas formas según el uso que se le vaya a dar (49) (Figura 1).



Figura 1 A. Roving de fibra de carbono B. Mecha de fibras unidireccionales C. Tejido plano o *plain*

Las propiedades mecánicas de las resinas reforzadas con fibras, también llamado composites, dependen de factores como el tipo, la cantidad y la orientación de las fibras, la adhesión entre las fibras y la matriz, la contracción de polimerización de la resina y las propiedades individuales de las fibras y de la matriz (50).

La fibra de carbono se ha utilizado en el campo de la medicina desde los años 70 como material para confeccionar prótesis articulares, implantes e injertos, debido a su gran biocompatibilidad, radiolucidez, resistencia al calor, ligereza y elasticidad similar al hueso (51). Sin embargo, la fibra de carbono de uso médico se suele encontrar asociada a polímeros o a otros materiales compuestos como el PEEK.

El polietereetercetona (PEEK) reforzado con fibra de carbono (CFR-PEEK) mejora las propiedades físicas y mecánicas del PEEK aumentando especialmente la resistencia al desgaste. Las fibras están orientadas en distintas direcciones. Se trata de un material ampliamente utilizado en medicina ortopédica ya que tiene una alta biocompatibilidad, y la resistencia al desgaste es mucho mayor que los tradicionales metales o cerámicas que provocan que se creen virutas de material que pueden ser encapsuladas por el organismo

siendo una de las causas de reemplazo de las prótesis (43). Sus propiedades mecánicas, como la resistencia a la fractura y un bajo módulo de elasticidad, aportan ventajas sobre los materiales metálicos para su uso en cirugía ortopédica. Al ser un material radiolúcido, permite evaluar las estructuras circundantes a través de diagnósticos por la imagen (52). Sin embargo en odontología esta radiolucidez supone un problema a la hora de valorar el ajuste con los aditamentos protésicos o las fijaciones endoóseas.

3.2.1 Fibra de carbono en odontología

Las características fisicoquímicas y biológicas más destacables de la fibra de carbono desde el punto de vista odontológico son (9, 10):

- α Elevada resistencia a la fractura
- α Baja densidad, por lo tanto, bajo peso.
- α Bajo coeficiente de absorción de agua
- α Los cambios de temperatura orales habituales no modifican sus propiedades físicas
- α Resistencia a diferentes agentes químicos
- α Capacidad de absorber y repartir las cargas (“Shock Absortion”)
- α Evita el fenómeno del galvanismo
- α Óptima rigidez estructural
- α Aislante térmico y eléctrico
- α Radiolucidez
- α Biocompatibilidad

Como se comentó, la fibra de carbono siempre va mezclada con una resina termoestable, que en el ámbito odontológico es una resina epoxi. Las características de esta resina son:

- α Resina a base de Bisfenol A libre de cualquier solvente
- α Óptima compatibilidad con el composite dental y la resina base del composite

- α Biocompatibilidad
- α Unión química de los materiales: aumento del poder adhesivo
- α Elevada rigidez
- α Elevada moldeabilidad dimensional
- α Resistencia a la flexión y deformación bajo carga
- α Bajo peso
- α Elevada estabilidad térmica, así como aislante térmico y eléctrico
- α Baja contracción
- α Baja absorción de agua

Son varios los autores que han estudiado la biocompatibilidad de la fibra de carbono cuando se encuentra en la cavidad oral. El primer artículo al respecto que estudió la biocompatibilidad de la fibra de carbono en el medio oral fue escrito por Malquarti *et al.* (53) en 1990 , en el referían que existía una respuesta celular gingival adecuada entre los fibroblastos gingivales y la fibra de carbono.

En 2017, Menini *et al.* (5) realizaron un amplio estudio *in vitro* sobre las características biológicas y mecánicas de la fibra de carbono cuando eran utilizadas como estructuras de prótesis sobre implantes. En dicho artículo se estudió la biocompatibilidad de las estructuras de composite reforzado con fibra de carbono. Los resultados del análisis de biocompatibilidad demostraron que las estructuras de fibra de carbono no causaban signos de toxicidad a los fibroblastos y que el recuento celular y la vitalidad celular alrededor de dichas estructuras presentan altos valores para todas las muestras.

Todas estas características han hecho que la fibra de carbono haya sido aplicada con distintos usos en odontología:

- α **Como refuerzo en las bases de prótesis acrílicas.** Los primeros artículos publicados sobre la utilización de la fibra de carbono en la odontología datan de los años 80 del siglo pasado. En ellos se estudió la incorporación de fibras de carbono para aumentar la

resistencia a la fractura de las bases de resina acrílica de las prótesis completas (49, 54-56). Un tema de estudio en esta aplicación ha sido el de la dirección de las fibras de carbono.

- α **Como material para postes intrarradiculares.** Los dientes endodonciados suelen presentar una pérdida de la estructura dental producida por el propio tratamiento endodóntico, la caries o las restauraciones preexistentes, dejando el diente más débil y con mayor riesgo de fractura y menor , dificultando la retención para una de la restauración dental. Es por ello que cuando se rehabilitan dientes endodonciados, según el tejido remanente que presenta el diente a rehabilitar, será necesaria la utilización de un poste intrarradicular que aporte retención para el material restaurador (57, 58).

Son múltiples los materiales utilizados para la fabricación de postes intrarradiculares a lo largo de la historia, no obstante se ha evolucionado , sin embargo, la evolución de los materiales ha direccionado hacia la utilización de materiales con características físicas similares a la dentina, como son la fibra de vidrio y la fibra de carbono, ya que distintos estudios demuestran que la utilización de postes metálicos o cerámicos aumentan la tendencia a la fractura radicular en mayor proporción que los postes de fibras, debido a que tienen una rigidez mayor a la del diente restaurado (57, 59, 60).

Los postes de fibra de carbono suelen estar compuestos por un 40% de fibra unidireccional y continua, y un 60% de matriz orgánica, normalmente resina epoxi. Sin embargo, la utilización de postes intrarradiculares de fibra de carbono tuvo un auge en su utilización en la década pasada, pero en la actualidad cada vez se utilizan menos debido al color negro de las fibras, que en algunas ocasiones produce una coloración produce transparencia negruzca a través de los tejidos dentales, empeorando la estética del diente restaurado (61, 62).

- α **Como estructuras internas de prótesis fijas sobre dientes e implantes.** Las prótesis con estructuras de fibra de carbono ofrecen

la posibilidad de confeccionar prótesis fijas libres de metal, con unas características de resistencia, rigidez, estabilidad térmica y biocompatibilidad adecuadas. La matriz polimérica une las fibras entre sí, transfiriendo la carga entre ellas en dirección perpendicular al eje de la fibra y garantizando la protección de las fibras contra el ataque químico y el daño mecánico (5, 63, 64).

A día de hoy la literatura científica sobre esta aplicación es escasa, no obstante es de prever que lo dejará de ser a corto término, ya que existen líneas de investigación de la fibra de carbono en distintas universidades a nivel europeo (5).

3.2.1.1 Fibra de carbono para la confección de estructuras para prótesis dento e implantosoportadas

Existen distintas casas comerciales que ofrecen la fibra de carbono como material para confeccionar prótesis sobre implantes. En el presente estudio la fibra utilizada es la del fabricante MICRO.MEDICA SRL (Robbio, Italia) que ofrece dos tipos de fabricación: la manual, con la cual se tiene mayor experiencia clínica, y la mecanizada a partir de unos bloques en forma de disco, pionera a nivel internacional en este tipo de fabricación.

Fabricación manual: En el mercado existen dos tipos de fibra de carbono de fabricación manual: la que utiliza tejido de fibra de carbono entrecruzado unido por una resina (*Dream Frame*, DEI, Italia) y la que utiliza mechas de fibra de carbono unidireccionales también unidas por una resina (*Bio Carbon Bridge*, MICRO.MEDICA SRL, Italia).

Las estructuras de fibra de carbono manualizadas *Bio Carbon Bridge* se fabrican a partir de una estructura prefabricada en CAD / CAM con las dimensiones deseadas. Esta estructura modelo que normalmente es de PMMA (Polimetilmetacrilato) se enmufla con una silicona de dureza elevada. Al fraguarse, se retira la estructura de PMMA y queda el espacio (impresión o negativo) disponible para albergar la mezcla de resina junto con las fibras de carbono y poder obtener una réplica del modelo.

Fabricación por mecanizado o fresado: Se trata de un proceso mucho más sencillo que el proceso manual. MICRO.MEDICA SRL dispone de unos discos de fibra de carbono de 18-19 mm, que constan de una interposición de alrededor de 100 capas de fibra de carbono colocadas a 0°, 45° y 90°, permitiendo de esta manera tener fibras en todas las direcciones para resistir mejor las fuerzas no axiales de la masticación. El fresado del disco para obtener las estructuras debe ser a través de una fresadora refrigerada.

Las estructuras internas de las prótesis de fibra de carbono manual y mecanizada tienen un color negro muy intenso que debe ser camuflado con un composite opaco para evitar la transparencia de este color en el medio oral. Posteriormente se coloca composite con el cual se modela tanto la forma de los dientes como la de los tejidos blandos a sustituir. Se trata de una técnica envolvente, en donde la fibra de carbono queda totalmente recubierta por composite.

3.2.1.2 Dirección de las fibras

El uso de fibras de carbono como de refuerzo de prótesis con bases acrílicas ha sido utilizado a lo largo de los años por varios autores (49, 65-67). Sin embargo, el uso de estructuras de fibra de carbono recubierta con composite no ha sido tan descrito como sería deseable.

Como se ha especificado con anterioridad, en el presente estudio se utilizarán dos tipos de fibras con direccionalidad distinta. La fibra manualizada contiene fibras unidireccionales, mientras que la fibra mecanizada tiene capas en distintas direcciones. Durante el proceso de confección manual de las estructuras con las fibras unidireccionales, también se incorporan junto a la resina epoxi pequeños filamentos o pequeñas hebras que se unen a la resina, aportando pequeñas hebras de fibra de carbono en múltiples orientaciones y colocadas de manera arbitrarias.

Skirvin *et al.* (67) concluyeron que, cuando se orientaban las fibras de manera aleatoria, la resistencia a la fractura aumentaba considerablemente comparándola con las fibras unidireccionales.

DeBoer *et al.* (49) realizaron un estudio en dos tipos de prótesis completas de distintas resinas a las que se les incorporó un refuerzo de fibra de carbono para valorar cómo influía la dirección de las fibras en la resistencia a la flexión y la fractura, concluyendo que, cuando las fibras estaban orientadas de manera perpendicular a la dirección de la fuerza aplicada, aumentaba la resistencia a la flexión y a la fatiga.

En nuestro estudio se busca comparar la resistencia a la fractura de los dos tipos de confección de la fibra para corroborar los resultados obtenidos por otros autores.

3.2.1.3 Biocompatibilidad de la fibra de carbono

Varios son los autores que han estudiado la biocompatibilidad de la fibra de carbono cuando se encuentra en la cavidad oral. El primer artículo que estudió la biocompatibilidad de la fibra de carbono en el medio oral fue escrito por Malquarti *et al.* (53) en 1990 en donde referían que existía una respuesta celular gingival adecuada entre los fibroblastos gingivales y la fibra de carbono.

En 2017, Menini *et al.* (5) realizaron un amplio estudio *in vitro* sobre las características biológicas y mecánicas de la fibra de carbono cuando eran utilizadas como estructuras de prótesis sobre implantes. En dicho artículo se estudió la biocompatibilidad de las estructuras de composite reforzado con fibra de carbono. Los resultados del análisis de biocompatibilidad demostraron que las estructuras de fibra de carbono no causaban signos de toxicidad a los fibroblastos y que el recuento celular y la vitalidad celular alrededor de dichas estructuras presentaban un altos valores para todas las muestras.

3.3 Grosos de las estructuras protésicas

A la hora de diseñar una prótesis es importante tener en cuenta las propiedades de los materiales y las fuerzas masticatorias a que se verán sometidas. La mayoría de fracturas se producen en el área de los conectores interdentarios, ya que durante la masticación los conectores en prótesis fija alcanzan una tensión crítica antes que otras zonas. Si se aumenta la dimensión

de estos conectores se reduce la concentración de estrés de la zona y por lo tanto se aumenta la resistencia a la fractura (68).

Según Jaques *et al.* (13) el tamaño normal de una estructura interna para una prótesis híbrida implantosoportada ha de ser de 5 mm de alto x 6 mm de ancho cuando se trata del material de cromo-cobalto para resistir con garantías a las fuerzas oclusales.

En cuanto a las estructuras de zirconia, la mayoría de estudios que estudian la influencia del conector con respecto a la resistencia de la estructura de la prótesis se basan en análisis de elementos finitos (AEF). Todos ellos concluyen que el grosor mínimo del conector en la región anterior ha de ser como mínimo de 2 mm alto x 3 mm de ancho (68-70) y en la región posterior, el conector mínimo ha de ser de 3 mm de alto x 3 mm de ancho (9 mm²) (71-73). Chong *et al.* (74) en un estudio sobre la resistencia a la fractura en las extensiones libres a zona de *cantilever* en estructuras de zirconia, determinó que el diseño mínimo para este tipo de estructuras debía ser de 3 mm de alto x 4 mm de ancho.

No hemos hallado referencias bibliográficas que hagan referencia a las dimensiones recomendadas para estructuras de materiales compuestos, ni específicamente a las de fibra de carbono.

3.4 Distancias entre implantes en prótesis implantosoportadas

Cuando se rehabilita la ausencia de dientes con implantes, existen varios factores que se deben tener en cuenta, entre ellos: qué dientes se van a sustituir y qué distancia interimplantaria se va a dejar.

En un estudio realizado por Lysell *et al.* (75) se determinó las medidas mesio-distales de los dientes permanentes maxilares y mandibulares de una población de 1100 sujetos de ambos sexos. Las medidas resultantes se muestran en las tablas 1 y 2:

Maxilar	Hombres		Mujeres	
	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar
IC- der	8,48	0,52	8,32	0,52
IC- izq	8,51	0,54	8,32	0,48
IL-der	6,73	0,44	6,66	0,54
IL-izq	6,72	0,44	7,69	0,35
C- der	7,95	0,40	7,65	0,34
C- izq	7,92	0,42	7,09	0,41
1°PM-der	7,1	0,37	7,12	0,37
1°PM-izq	7,22	0,32	6,77	0,40
2°PM-der	6,82	0,39	6,73	0,39
2°PM-izq	6,84	0,38	10,07	0,53
1°M-der	10,24	0,49	10,08	0,51
1°M-izq	10,25	0,51	9,73	0,63
2°M- der	9,94	0,50	9,69	0,56
2°M- izq	9,95	0,46	9,67	0,40

Tabla 1 Medidas mesio-distales de los dientes maxilares. IC= incisivo central, IL= incisivo lateral, C= canino, 1°PM= primer premolar, 2°PM= segundo premolar, 1°M= primer molar, 2°M= segundo molar, der= derecho, izq= izquierdo. Valores expresados en milímetros.

<u>Mandibular</u>	Hombres		Mujeres	
	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar
IC- der	5,40	0,31	5,40	0,29
IC- izq	5,40	0,30	5,38	0,31
IL-der	5,98	0,34	5,84	0,33
IL-izq	6,08	0,28	5,88	0,34
C- der	6,92	0,39	6,52	0,33
C- izq	6,96	0,37	6,55	0,34
1°PM-der	7,17	0,33	6,96	0,47
1°PM-izq	7,20	0,31	7,03	0,50
2°PM-der	7,14	0,41	7,06	0,60
2°PM-izq	7,21	0,39	7,12	0,64
1°M-der	11,4	0,43	11,01	0,56
1°M-izq	11,35	0,39	10,99	0,53
2°M- der	10,37	0,61	10,05	0,56
2°M- izq	10,39	0,52	10,07	0,52

Tabla 2 Medidas mesio-distales de los dientes mandibulares. IC= incisivo central, IL= incisivo lateral, C= canino, 1°PM= primer premolar, 2°PM= segundo premolar, 1°M= primer molar, 2°M= segundo molar, der= derecho, izq= izquierdo. Valores expresados en milímetros.

En nuestro estudio se tomaron tres distancias (longitud) simulando distancias interimplantarias de 10, 14 y 21 mm para probar la resistencia a la

fractura de los distintos materiales. Se tomó la menor distancia (10 mm) emulando otros estudios como referencia de distancia interimplantaria (76-78).

Según el estudio realizado por Tarnow *et al.* (79) debería existir una distancia mínima de 1,5 mm entre el diente adyacente y el implante colocado, por lo tanto si se quiere sustituir un molar y un premolar que mide según la tabla anteriormente descrita 17mm en sentido mesio-distal, se le ha de restar 1,5 mm mesial y 1,5 mm distal con lo que el resultado final es 14 mm. Lo mismo ocurre cuando se va a sustituir un molar y dos premolares (10 mm + 7 mm + 7 mm = 24 mm – 3 mm= 21 mm)

3.5 Fuerza de masticación

La fuerza masticatoria ha sido definida como la fuerza que se genera entre los dientes maxilares y mandibulares (80). La fuerza de mordida es un indicador del estado funcional del sistema masticatorio que resulta de la acción de los músculos elevadores de la mandíbula modificado por la biomecánica craneomandibular (81). Existen múltiples factores que influyen directamente sobre la fuerza de masticación, como son la edad, el género (masculino o femenino), las alteraciones de la articulación temporo-mandibular (ATM), el tipo de dentición del paciente (dentición natural o artificial, ausencia dental parcial o total), el estado de salud del paciente y el tipo de alimentación entre otros (82). Y es por ello que los valores promedios de fuerza de masticación que se hallan en la literatura varían. Está documentado que la fuerza de masticación en los dientes anteriores varía de entre 2 a 46,8 Kgf (19,6 a 458,9 N) y en los dientes posteriores de los 6,8 a los 81,8 Kgf (66,6 a 802,2 N) (83-85).

3.6 Resistencia a la fractura

La resistencia a la fractura de un material queda definida como la tensión o la fuerza necesaria que provoca la rotura del mismo. Para determinar la resistencia a la fractura de las estructuras del estudio, se han de generar fuerzas continuas compresivas dirigidas en una sola dirección hasta conseguir la fractura de la estructura (19). Para poder realizar este tipo de prueba es

importante que la superficie de la muestra sea rígida y lisa. Estas pruebas se basan en los principios básicos de las cargas compresivas. Éstos afirman que las fuerzas compresivas aplicadas contra un cuerpo provocan tensiones de reacción que al superarlas harán que comience a deformarse elásticamente hasta llegar a un punto en el que la carga vence la resistencia del cuerpo y se fractura (86).

La angulación de la muestra respecto al eje mayor de esta variará en función del movimiento que se intente simular. En caso de simulaciones de fuerzas verticales la muestra tendrá una angulación de 0° respecto a su eje mayor. Si lo que se pretende es simular fuerzas en movimientos de lateralidad la muestra se colocará con una angulación de 45° respecto su eje axial.

La fuerza necesaria para romper una muestra no solo depende del tipo de material utilizado, sino también del tamaño de la muestra. Cuanto más grande sea la muestra, más fuerza soportará antes de su fractura. Para que esta fuerza sea comparable a cualquier otro estudio independientemente del tamaño del espécimen, se expresa la resistencia a la fractura en función de la superficie (por ejemplo en milímetros cuadrados) sobre la que ejercemos la fuerza.

Según la norma ISO 6872 la resistencia a la fractura en restauraciones odontológicas totalmente cerámicas o metal-cerámica tiene su valor límite en 100 MPa

4 OBJETIVOS

4.1 Objetivo principal

Conocer la resistencia a la fractura de barras de estructuras para prótesis implantosoportadas de fibra de carbono fabricadas de forma manual y mecanizada, y de cromo-cobalto mecanizado, de distintos tamaños seccionales y distintas distancias interimplantarias (longitudes).

4.2 Objetivos secundarios

Determinar la resistencia a la fractura de barras de **fibra de carbono** fabricadas de forma **manual** de distintos tamaños seccionales y distancias (longitudes), al aplicar una fuerza compresiva de hasta 4000N.

Determinar la resistencia a la fractura de barras de **fibra de carbono** fabricadas de forma **mecanizada** de distintos tamaños seccionales y distancias (longitudes), al aplicar una fuerza compresiva de hasta 4000N.

Determinar la resistencia a la fractura de barras de **cromo-cobalto mecanizado** de distintos tamaños seccionales y distancias (longitudes), al aplicar una fuerza compresiva de hasta 4000N.

Comparar la resistencia a la fractura de barras de **fibra de carbono** fabricadas de forma **manual y mecanizada** y de **cromo-cobalto mecanizado** de distintos tamaños seccionales y distancias (longitudes), al aplicar una fuerza compresiva de hasta 4000N.

5 HIPÓTESIS

HIPÓTESIS NULA. No existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de barras de estructuras para prótesis implantosoportadas de fibra de carbono fabricadas de forma manual y mecanizada, y de cromo-cobalto mecanizado, de distintos tamaños seccionales y distintas distancias interimplantarias (longitudes).

HIPÓTESIS ALTERNATIVA. Existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de barras de estructuras para prótesis implantosoportadas de fibra de carbono fabricadas de forma manual y mecanizada, y de cromo-cobalto mecanizado, de distintos tamaños seccionales y distintas distancias interimplantarias (longitudes).

6 MATERIAL Y MÉTODOS

Para dar respuesta a las hipótesis del estudio se diseñó un estudio *in vitro* basado en un ensayo de flexión en tres puntos y se fabricaron un total de 189 barras de sección rectangular de 26 mm de largo. Estas barras se dividieron en tres grupos en función del material utilizado. 63 se fabricaron en fibra de carbono mediante procesado manual, 63 en fibra de carbono de mediante mecanizado a partir de un bloque prefabricado y 63 se fabricaron en cromo-cobalto mecanizado a partir de un bloque prefabricado. Con el fin de valorar de qué manera influía el tamaño seccional de las barras en la resistencia a la fractura de los materiales de estudio cada uno de los grupos se dividieron en tres subgrupos en función de las dimensiones de la sección rectangular: un subgrupo de 21 muestras tenía una sección de 2 x 3 mm, otro subgrupo de 21 muestras tenía una sección de 4 x 5 mm y el tercer subgrupo de 21 muestras tenía una sección 5 x 6 mm. Para poder valorar el efecto de la distancia interimplantaria (longitud), estos tres subgrupos se subdividieron en tres subsubgrupos más, según la distancia de los dos soportes donde asentaba la barra, que fueron: 10 mm, 14 mm y 21 mm (Tabla 3).

Material	Tamaño barra	Distancia	n
Fibra carbono de procesado manual	2 x 3 mm	10 mm	7
	2 x 3 mm	14 mm	7
	2 x 3 mm	21 mm	7
	4 x 5 mm	10 mm	7
	4 x 5 mm	14 mm	7
	4 x 5 mm	21 mm	7
	5 x 6 mm	10 mm	7
	5 x 6 mm	14 mm	7
	5 x 6 mm	21 mm	7
Fibra carbono mecanizada	2 x 3 mm	10 mm	7
	2 x 3 mm	14 mm	7
	2 x 3 mm	21 mm	7
	4 x 5 mm	10 mm	7
	4 x 5 mm	14 mm	7
	4 x 5 mm	21 mm	7
	5 x 6 mm	10 mm	7
	5 x 6 mm	14 mm	7
	5 x 6 mm	21 mm	7
Cr-Co mecanizado	2 x 3 mm	10 mm	7
	2 x 3 mm	14 mm	7
	2 x 3 mm	21 mm	7
	4 x 5 mm	10 mm	7
	4 x 5 mm	14 mm	7
	4 x 5 mm	21 mm	7
	5 x 6 mm	10 mm	7
	5 x 6 mm	14 mm	7
	5 x 6 mm	21 mm	7

Tabla 3 Grupos y subgrupos de las muestras

6.1 TAMAÑO MUESTRAL

El tamaño muestral se calculó a partir de los datos de una prueba piloto realizada con barras de fibra de carbono de procesamiento manual (*Bio Carbon Bridge*, MICRO.MEDICA SRL, Robbio, Italia). Para el cálculo se consideró que se trataba de un test de tipo unilateral y se fijó un nivel de confianza o seguridad del 95 % y un poder estadístico del 90 %. Se estableció una precisión (valor mínimo de la diferencia que se desea detectar) de 100 N, una varianza de 524, y que se podía perder un 15 % de las muestras por motivos ajenos a la investigación. De acuerdo a estas consideraciones, se obtuvo un tamaño muestral mínimo ajustado a las pérdidas de 7 muestras por grupo.

6.2 CODIFICACIÓN DE LAS MUESTRAS

Las muestras se numeraron con un cifrado de 3 dígitos correspondiendo el primer número al material de la muestra, siendo 1 = fibra de carbono de procesamiento manual, 2 = fibra de carbono mecanizada y 3 = cromo-cobalto mecanizado; el segundo número al tamaño seccional, siendo 1 = 2 x 3 mm, 2 = 4 x 5 mm y 3 = 5 x 6 mm; y el tercero al número de la muestra en el subgrupo correspondiente. (Figura 2 y 3).

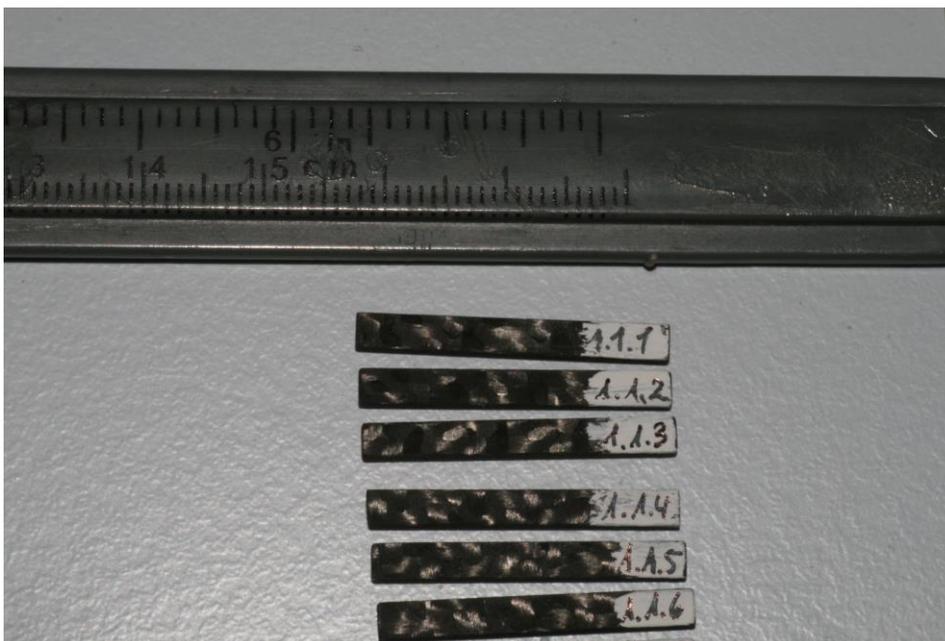


Figura 2 Muestras numeradas de fibra de carbono mecanizada

6.2.1 FIBRA DE CARBONO DE PROCESADO MANUAL

Las muestras de fibra de carbono de procesamiento manual se confeccionaron 63 barras (*Bio Carbon Bridge*, MICRO.MEDICA SRL, Robbio, Italia) de 26 mm de longitud, en tres secciones rectangulares (21 barras por sección): 2 x 3 mm, 4 x 5 mm y 5 x 6 manualizada

Todas ellas fueron confeccionadas con la misma técnica: se fabricó un prototipo de barra de cada una de las secciones con un poliuretano, que sirvió de patrón para las barras de fibra de carbono. Este prototipo se enmufló para crear un molde donde prensar la fibra de carbono. Para el enmuflado se utilizó una silicona de adición (Hydrorise, Zhermack, Ravigo, Italia) de dos componentes de alta dureza, que se colocó en una mufla de aluminio y plexiglás (MICRO.MEDICA SRL, Robbio, Italia) (Figura 4), específica para este uso. Una vez fraguada la silicona con el prototipo de poliuretano dentro, se abrió la mufla y se retiró la barra prototipo. Con un bisturí de hoja nº11 (Swann-Morton, Sheffield, Reino Unido), se retiraron todos los ribetes de silicona sobrante para evitar que entraran en el interior de las barras de carbono durante su elaboración.



Figura 3 Mufla utilizada para el encofrado de las barras

La fibra de carbono *Bio Carbon Bridge* (MICRO.MEDICA SRL, Robbio, Italia) se presenta en un *kit* compuesto por : Resina base A (resina epoxi con un microrelleno de fibra de carbono) y su catalizador y activador (productos etiquetados en rojo); una Resina Base B (resina epoxi) y su catalizador y activador (productos etiquetados en azul) y 3 penachos de hilos de fibra de carbono (Figura 5).



Figura 4 Kit Bio Carbon Bridge (MICRO.MEDICA SRL, Robbio, Italia).

La resina base A mezclada con su activador y catalizador, dio una mezcla viscosa de color negro que se depositó en las paredes del hueco de la silicona de la mufla y contramufla correspondiente a la impresión hecha de la barra prototipo.

La Resina base B mezclada con su activador y catalizador se vertió sobre una loseta de vidrio y se utilizó para impregnar los hilos de fibra de carbono con un pincel plano. Los hilos de fibra impregnados se colocaron en forma unidireccional en la mufla y contramufla con la mezcla de la Resina A. Una vez terminado el relleno con fibra de carbono de la mufla y contramufla, ésta se cerró con la ayuda de unos tornillos y se colocó en el horno (*Space Lab*, MICRO.MEDICA SRL, Robbio, Italia) realizando un proceso de curación de 190 minutos. Una vez transcurrido este tiempo se dejó enfriar la mufla a temperatura ambiente, se retiraron los tornillos de la mufla y se extrajo la muestra. Después se procedió al desbastado de la muestra mediante una

pieza de mano y fresas. Cada muestra se realizó de manera individual y siempre por un mismo operador.

6.2.2 FIBRA DE CARBONO MECANIZADA

Se fabricaron un total de 63 muestras de fibra de carbono *Bio Carbon Tablet* (MICRO.MEDICA SRL, Robbio, Italia), mediante fresado, de 26 mm de longitud, en tres secciones rectangulares (21 barras por sección): 2 x 3 mm, 4 x 5 mm y 5 x 6.

Estas muestras se confeccionaron mediante fresado a partir de unos discos de fibra de carbono *Bio Carbon Tablet*. (Figuras 6 y 7). Las características físicas de esta fibra de carbono *Bio Carbon Tablet* se relacionan en la tabla siguiente (Tabla 4):

	Unidades	Valor promedio
Resistencia a la tensión	MPa	5848,6
Modulo elástico	GPa	220
Alargamiento a la rotura	%	1,89
Resistencia a la cizalla de haz corto	MPa	130,5
Densidad	g/ cm ³	1,78
Diámetro del filamento	µm	5
Densidad	g/cm ³	1,4
Absorción de agua	%	<0,1
Resistencia a la flexión	MPa	>1800

Tabla 4 Características fisicoquímicas del *Bio Carbon Tablet* (MICRO.MEDICA, Robbio, Italia)

Cada disco de *Bio Carbon Tablet* contiene una proporción de resina epoxi alrededor del 30/35% y de fibra de carbono del 65/70% en forma de tela multidireccional constituida a partir de fibra de carbono preimpregnada unidireccional. La fabricación de estos discos se lleva a cabo bajo una presión

de 27 toneladas. Cada uno de los discos tiene 19 mm de grosor y en ellos hay más de 100 capas superpuestas de fibra de carbono.



Figura 6 Disco de fibra de carbono (*Bio Carbon Tablet*)

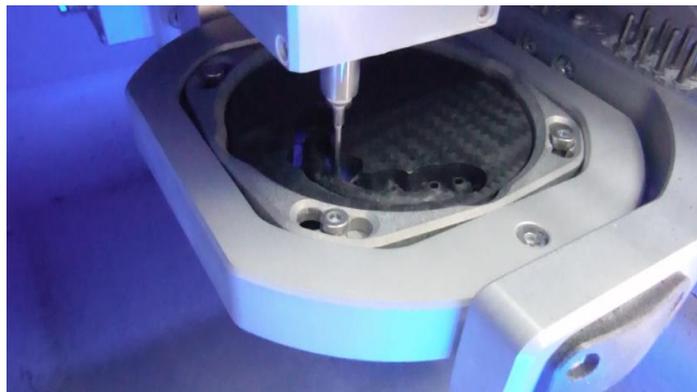


Figura 5 Fresado del disco *Bio Carbon Tablet*

6.2.3 CROMO- COBALTO

A partir de bloques cilíndricos de cromo-cobalto mecanizado (Micro-Melt Biodur CCM / BC, Philadelphia, USA), se confeccionaron 63 muestras de 26 mm de longitud, en tres secciones rectangulares (21 barras por sección): 2 x 3 mm, 4 x 5 mm y 5 x 6, mediante la técnica de electroerosión por hilo (Figura 8).

La electroerosión por hilo se trata de un proceso de fusión eléctrica con control de la zona que se funde sin alterar las condiciones mecánicas del resto del material. Es un proceso termoeléctrico en el que las chispas representan una fuente térmica puntual. Esta fuente térmica funde el material de la pieza produciéndose de esta forma la erosión con la forma diseñada.

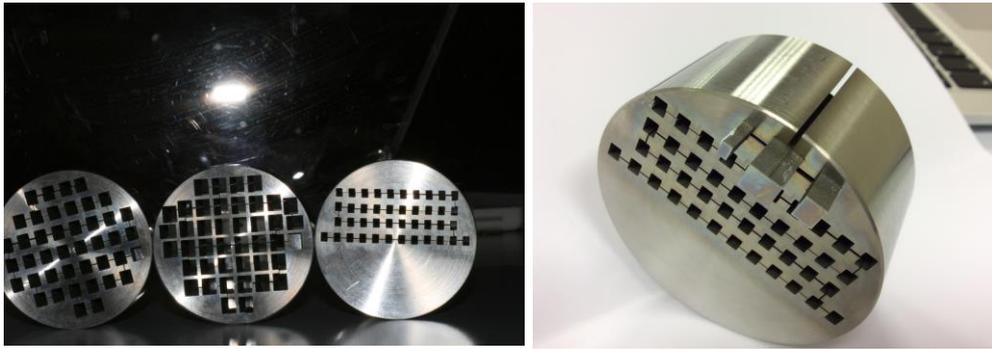


Figura 7 Cilindros de Cr-Co mecanizado después de la confección de las muestras

6.3 MÉTODO DE FRACTURA

En el presente estudio se analizó la resistencia a la fractura de los materiales descritos con anterioridad con sus distintas secciones mediante un ensayo de flexión de tres puntos (2 puntos de soporte y un punto central que aplica una fuerza compresiva).Para estos ensayos, se utilizó la máquina de ensayos universal Quasar 5, (GALDABINI Cardano al Campo, Varese, Italia).Todas las muestras se sometieron a una fuerza de compresión a una velocidad constante de 5 mm / min y se estableció como final de la prueba la fractura del material, o en su lugar, cuando la fuerza compresiva alcanzaba los 4000 N(límite de seguridad de la máquina de ensayos utilizada). Los 2 puntos de soporte se situaron a tres distancias distintas (10, 14 y 21 mm), a fin de simular distintas distancias interimplantarias. Estas distancias fueron establecidas mediante un pie de rey (Figura 9).



Figura 8 Preparación de una de las bases para el ensayo con una distancia entre soportes de 10mm.

La máquina de ensayos estuvo controlada mediante una conexión a un ordenador con el programa informático Graphwork 5.5 (GALDABINI, Cardano al Campo, Varese, Italia), el cual a su vez registro la fuerza compresiva aplicada en Newtons. Los datos obtenidos en los distintos ensayos se registraron en una tabla Excel (anexos 1,2 y 3)

6.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis descriptivo e inferencial de los datos de resistencia a la fractura, se realizó con el programa estadístico STATGRAPHICS CENTURION 15.1 (Statpoint Technologies, Inc. Warrenton, Virginia, USA). Los test para los análisis inferenciales se determinaron de acuerdo a las características de los valores obtenidos, lo cual se especifica en resultados. Se aplicó un nivel de significación del 5%.

7 RESULTADOS

En este estudio se evaluó la resistencia a la fractura de las muestras considerando tres variables de análisis: material (fibra de carbono mecanizada, fibra de carbono manual y cromo-cobalto), tamaño seccional (2 x 3 mm, 4 x 5 mm y 5 x 6 mm) y distancia interimplantaria (longitud) (10 mm, 14 mm y 21 mm; correspondientes a las distancias entre los puntos de apoyo), al aplicar una fuerza compresiva de hasta 4000 N. Los datos obtenidos se recopilaron en una tabla Excel que se muestra en el Anexo 4.

Debido a las limitaciones de la máquina de ensayos y las características físicas del cromo-cobalto, las estructuras realizadas con cromo-cobalto en las dimensiones seccionales de 4 x 5 mm y 5 x 6 mm no fracturaron al llegar al límite establecido por la máquina de ensayos (4000 N), con lo que llegados a este punto de fuerza se paró la máquina. En estos casos, el valor de fuerza compresiva aplicado en el momento en que se paró la máquina es el que se registró en la tabla Excel. En la tabla Excel del Anexo 4 estos valores aparecen destacados con un asterisco (*) detrás del valor. Por ello y a fin de tener una mejor representación estadística de los resultados, se decidió realizar tres análisis estadísticos, que se especifican a continuación:

- α Análisis estadístico tomando en consideración las tres variables de análisis. A nivel de factor material, se contemplaron los 3 materiales (fibra de carbono mecanizada, fibra de carbono manual y cromo-cobalto) pero considerando en el cromo-cobalto el valor de parada como si fuera de fractura.
- α Análisis estadístico tomando en consideración las tres variables de análisis y a nivel de factor material, contemplando sólo 2 materiales (fibra de carbono mecanizada, fibra de carbono manual).
- α Análisis estadístico tomando sólo en consideración el factor material y distancia para un tamaño dimensional de 2 x 3 mm.

7.1 Análisis estadístico tomando en consideración las tres variables de análisis.

El análisis descriptivo, medidas de tendencia central (media aritmética y mediana) y de variabilidad, así como el intervalo de confianza, en función del tipo de material, el tamaño seccional de las estructuras y la distancia (longitud) entre puntos de apoyo se muestran en la tabla 5, 6 y 7 respectivamente.

tipo de material	media	desviación estándar	mediana	intervalo de confianza 95%	
				límite inferior	límite superior
fibra de carbono manual	2116,7	1336,8	2369,0	2082,8	2150,7
fibra de carbono mecanizada	1131,4	774,1	1171,0	1097,5	1165,4
cromo-cobalto	3184,3	1254,6	4020,0	3150,3	3218,3

Tabla 5 Análisis descriptivo teniendo en cuenta el tipo de material utilizado. Valores expresados en newtons

tamaño seccional	media	desviación estándar	mediana	intervalo de confianza 95%	
				límite inferior	límite superior
2x3 mm	711,9	629,6	433,6	677,9	745,8
4x5 mm	2522,5	1201,7	2369,0	2488,5	2556,5
5x6 mm	3198,1	950,4	3636,0	3164,1	3232,0

Tabla 6 Análisis descriptivo teniendo en cuenta el tamaño seccional utilizado. Valores expresados en newtons

distancia entre pilares	media	desviación estándar	mediana	intervalo de confianza 95%	
				límite inferior	límite superior
10 mm	2381,1	1385,2	2352,0	2347,2	2415,1
14 mm	2155,5	1413,0	2058,0	2121,6	2189,5
21 mm	1895,8	1437,8	1513,0	1861,8	1929,8

Tabla 7 Análisis descriptivo descriptivo teniendo en cuenta la distancia entre pilares utilizados. Valores expresados en newtons.

Dado que los valores obtenidos no cumplían los criterios de normalidad, ni homogeneidad de varianzas, el análisis inferencial se realizó según la prueba de Modelos Lineales Generalizados para los tres factores: material (fibra de carbono manual, fibra de carbono mecanizada y cromo-cobalto), tamaño seccional (2 x 3 mm, 4 x 5 mm y 5 x 6 mm) y distancia interimplantaria (longitud) (10 mm, 14 mm y 21 mm) y también se analizaron las posibles interacciones entre los 3 factores.

Los resultados obtenidos del análisis inferencial se muestran en la tabla 8. Dado que se hallaron diferencias significativas para los tres factores, se realizó para cada uno de ellos una prueba de comparaciones múltiples (test HSD - Honestly significant difference- de Tukey). Los resultados obtenidos se muestran según formato de grupos homogéneos y diferencias estadísticas entre pares, en las tablas 9, 10 y 11.

	Suma de Cuadrados	Gl	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Material	1,32818E8	2	6,64092E7	3564,40	0,001
Tamaño	2,08231E8	2	1,04116E8	5588,22	0,001
Distancia	7,43399E6	2	3,71699E6	199,50	0,001
Material*Tamaño	2,12659E7	4	5,31649E6	285,35	0,001
Material*Distancia	127014,	4	31753,5	1,70	0,152
Tamaño*Distancia	134238,	4	33559,6	1,80	0,131
Material*Tamaño*Distancia	5,31426E6	8	664283,	35,65	0,001
Residuo	3,01826E6	162	18631,2		
Total (corregido)	3,78343E8	188			

Tabla 8 Resultados de modelos lineales generalizados para los 3 factores y sus interacciones

MATERIAL	Recuento	Media MC	Sigma MC	Grupos Homogéneos
2	63	1131,43	17,20	X
1	63	2116,71	17,20	X
3	63	3184,29	17,20	X

Contraste	Sig.	Diferencia	Límites +/-
1 - 2	*	985,273	57,48
1 - 3	*	-1067,58	57,48
2 - 3	*	-2052,85	57,48

Tabla 9 Tabla (superior) de grupos homogéneos y tabla (inferior) de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según el tipo de material. * denota una diferencia estadísticamente significativa. Código material: 1=fibra de carbono manual; 2=fibra de carbono mecanizada; 3= cromo-cobalto.

TAMAÑO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
1	63	711,878	17,20	X
2	63	2522,5	17,20	X
3	63	3198,05	17,20	X

Contraste	Sig.	Diferencia	+/- Límites
1 - 2	*	-1810,63	57,48
1 - 3	*	-2486,17	57,48
2 - 3	*	-675,44	57,48

Tabla 10 Tabla (superior) de grupos homogéneos y tabla (inferior) de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según el tamaño seccional de las barras. * denota una diferencia estadísticamente significativa. Código tamaño dimensional: 1=2 x 3 mm; 2= 4 x 5 mm; 3= 5 x 6 mm.

DISTANCIA	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
3	63	1895,75	17,20	X
2	63	2155,54	17,20	X
1	63	2381,14	17,20	X

Contraste	Sig.	Diferencia	+/- Límites
1 - 2	*	225,61	57,48
1 - 3	*	485,40	57,48
2 - 3	*	259,79	57,48

Tabla 11 Tabla (superior) de grupos homogéneos y tabla (inferior) de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según la distancia entre pilares. * denota una diferencia estadísticamente significativa. Código distancia interimplantaria (longitud) : 1= 10 mm; 2= 14 mm; 3= 21 mm.

Las gráficas de representación de las interacciones se ilustran en los gráficos 1, 2 y 3.

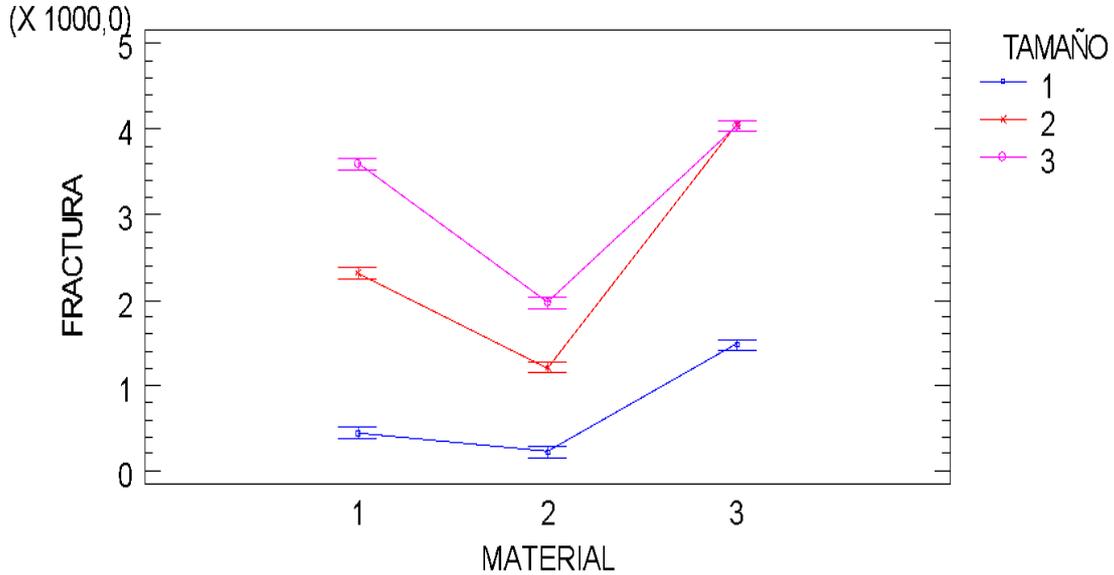


Gráfico 1 Interacciones entre el factor material y tamaño. Código material: 1=fibra de carbono manual; 2=fibra de carbono mecanizada; 3= cromo-cobalto. Código tamaño seccional: 1= 2 x 3 mm; 2= 4 x 5 mm; 3= 5 x 6 mm.

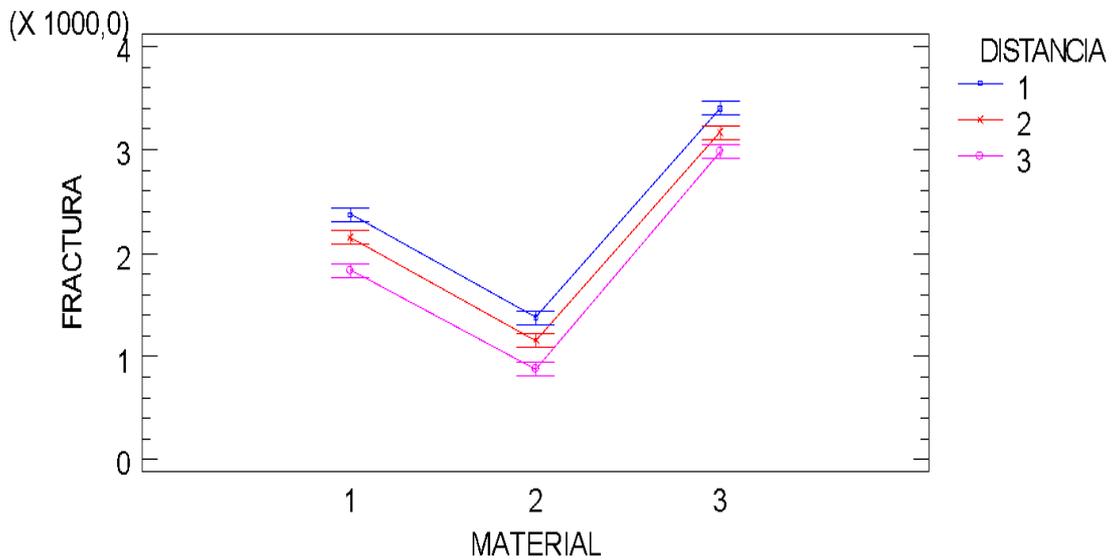


Gráfico 2 Interacciones entre el factor material y distancia (test HSD de Tukey). Código material: 1=fibra de carbono manual; 2=fibra de carbono mecanizada; 3= cromo-cobalto. Código distancia (longitud) : 1= 10 mm; 2= 14 mm; 3= 21 mm.

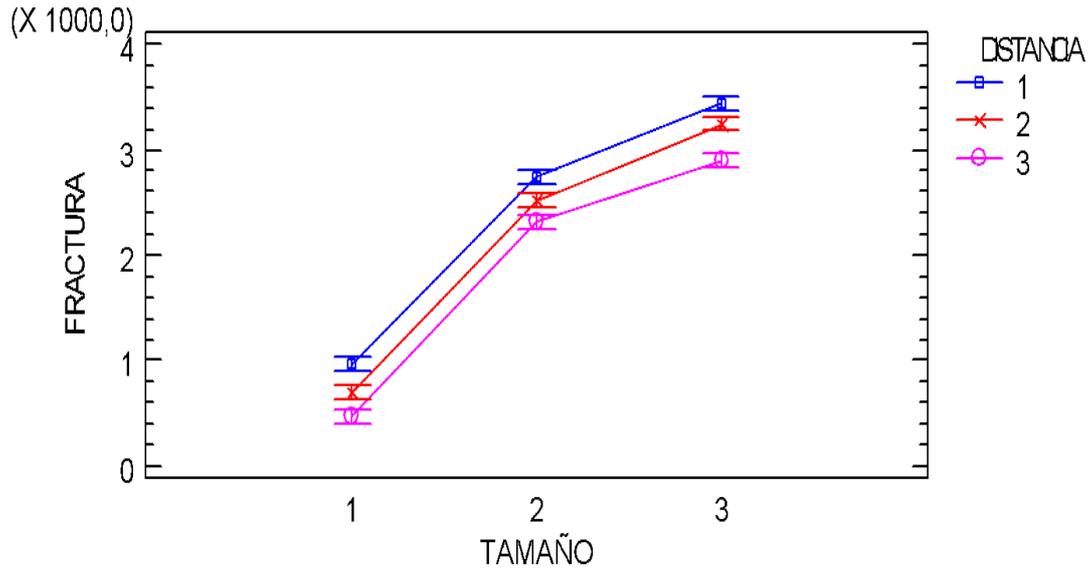


Gráfico 3 Interacciones entre el factor tamaño y distancia (longitud) (test HSD de Tukey). Código tamaño seccional: 1= 2 x 3 mm; 2= 4 x 5 mm; 3= 5 x 6 mm. Código distancia (longitud) : 1= 10 mm; 2= 14 mm; 3= 21 mm.

7.2 Análisis estadístico tomando en consideración los tres factores de análisis y a nivel de factor material, contemplando sólo 2 materiales (fibra de carbono mecanizado, fibra de carbono manual).

El análisis descriptivo, medidas de tendencia central (media aritmética y mediana) y de variabilidad, así como el intervalo de confianza, en función del tipo de material, el tamaño seccional de la barra y la distancia interimplantaria (longitud) entre pilares se muestran en la tabla 12, 13 y 14 respectivamente.

tipo de material	media	desviación estándar	mediana	intervalo de confianza 95%	
				límite inferior	límite superior
fibra de carbono manual	2116,7	1336,8	2369,0	2082,8	2150,7
fibra de carbono mecanizada	1131,4	774,1	1171,0	1097,5	1165,4

Tabla 12 Análisis descriptivo teniendo en cuenta el tipo de material utilizado y obviando el cromo-cobalto. Valores expresados en newtons.

tamaño seccional	media	desviación estándar	mediana	intervalo de confianza 95%	
				límite inferior	límite superior
2*3mm	330,7	142,4	291,5	191,1	470,5
4*5mm	1763,1	641,1	1590,1	1623,3	1902,8
5*6mm	2778,4	908,1	2634,6	2638,7	2918,2

Tabla 13 Análisis descriptivo teniendo en cuenta el grosor del material utilizado y obviando el cromo-cobalto. Valores expresados en newtons.

distancia entre pilares	media	desviación estándar	mediana	intervalo de confianza 95%	
				límite inferior	límite superior
10mm	1871,3	1297,3	1915,0	1615,3	2127,2
14mm	1650,2	1193,5	1595,5	1394,2	1906,2
21mm	1350,8	1052,1	1123,5	1094,8	1606,8

Tabla 14 Análisis descriptivo teniendo en cuenta las distancias entre pilares utilizados y obviando el cromo-cobalto como material. Valores expresados en newtons.

Los resultados del análisis de datos con la prueba de Modelos Lineales Generalizados teniendo en cuenta sólo las muestras realizadas con las dos técnicas de fibra de carbono se muestran en la tabla 15.

	Suma de Cuadrados	Gl	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
material	3,0579E7	1	3,0579E7	1168,1	0,00
tamaño	1,27034E8	2	6,35169E7	2426,3	0,00
distancia	5,73289E6	2	2,86644E6	109,5	0,00
material*tamaño	1,03437E7	2	5,17183E6	197,6	0,00
material*distancia	8189,69	2	4094,85	0,2	0,86
tamaño *distancia	1,91967E6	4	479919,	18,3	0,00
material*tamaño*distancia	72220,7	4	18055,2	0,7	0,60
Residuo	2,82725E6	108	26178,2		
Total (corregido)	1,78517E8	125			

Tabla 15 Suma de Cuadrados Tipo III obviando las muestras realizadas con cromo-cobalto

Dado que se hallaron diferencias significativas para los tres factores, se realizó para cada uno de ellos una prueba de comparaciones múltiples (test HSD -Honestly-significant-difference- de Tukey). Los resultados obtenidos se muestran según formato de grupos homogéneos y diferencias estadísticas entre pares en las tablas 16, 17 y 18.

MATERIAL	Casos	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
2	63	1131,4	20,3	X
1	63	2116,7	20,3	X

Contraste	Sig.	Diferencia	+/- Límites
1 - 2	*	985,3	56,8

Tabla 16 Tabla (superior) de grupos homogéneos y tabla (inferior) de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según el tipo de material obviando el cromo-cobalto. * denota una diferencia estadísticamente significativa. Código material: 1=fibra de carbono manual; 2=fibra de carbono mecanizada.

TAMAÑO	Casos	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
1	42	330,7	24,8	X
2	42	1763,1	24,8	X
3	42	2778,4	24,8	X

Contraste	Sig.	Diferencia	+/- Límites
1 - 2	*	-1432,3	83,4
1 - 3	*	-2447,7	83,4
2 - 3	*	-1015,4	83,4

Tabla 17 Tabla (superior) de grupos homogéneos y tabla (inferior) de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según el tamaño seccional de las barras. * denota una diferencia estadísticamente significativa. Código tamaño dimensional: 1= 2 x 3 mm; 2= 4 x 5 mm; 3= 5 x 6 mm.

DISTANCIA	Casos	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
3	42	1350,7	24,8	X
2	42	1650,2	24,8	X
1	42	1871,3	24,8	X

Contraste	Sig.	Diferencia	+/- Límites
1 - 2	*	221,1	83,4
1 - 3	*	520,5	83,4
2 - 3	*	299,5	83,4

Tabla 18 Tabla (superior) de grupos homogéneos y tabla (inferior) de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según la distancia entre pilares. * denota una diferencia estadísticamente significativa. Código distancia interimplantaria (longitud) : 1= 10 mm; 2= 14 mm; 3= 21 mm.

Las gráficas de representación de las interacciones se ilustran en los gráficos 4, 5 y 6

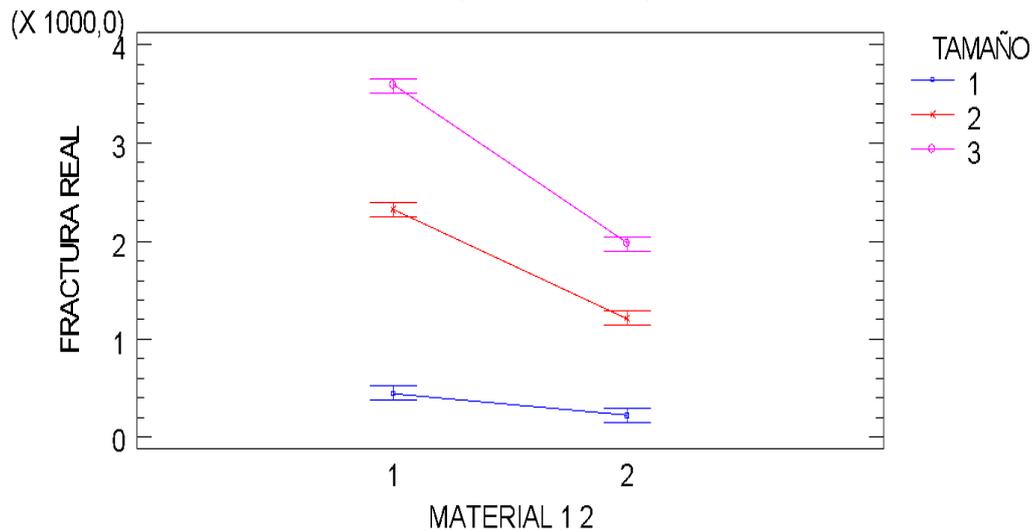


Gráfico 4 Interacciones entre el factor material y tamaño. Código material: 1=fibra de carbono manual; 2=fibra de carbono mecanizada; 3= cromo-cobalto. Código tamaño seccional: 1= 2 x 3 mm; 2= 4 x 5 mm; 3= 5 x 6 mm.

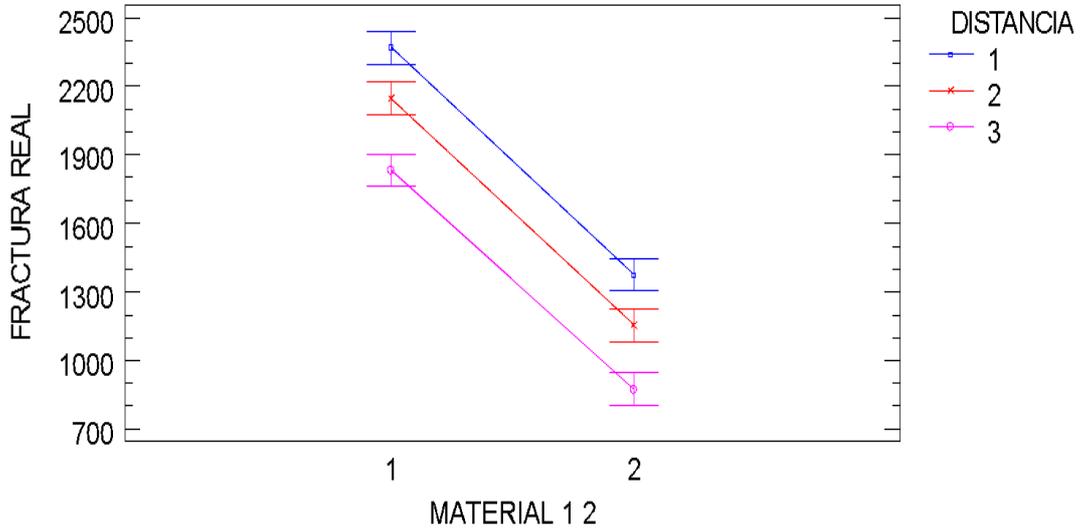


Gráfico 5 Interacciones entre el factor material y distancia (test HSD de Tukey). Código material: 1=fibra de carbono manual; 2=fibra de carbono mecanizada; 3= cromo-cobalto. Código distancia (longitud) : 1= 10 mm; 2= 14 mm; 3= 21 mm.

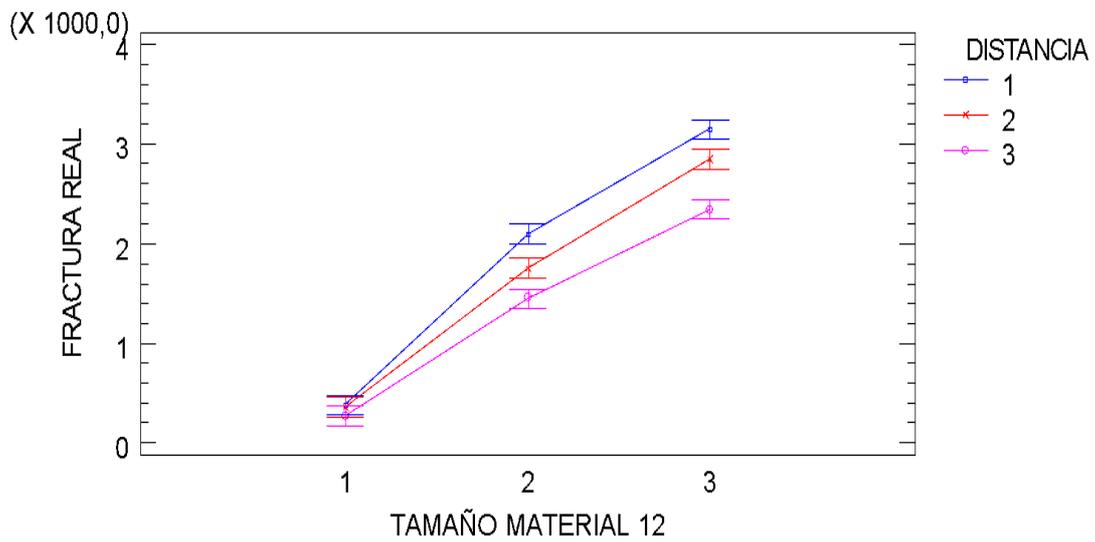


Gráfico 6 Interacciones entre el factor tamaño y distancia (longitud) (test HSD de Tukey). Código tamaño seccional: 1= 2 x 3 mm; 2= 4 x 5 mm; 3= 5 x 6 mm. Código distancia (longitud) : 1= 10 mm; 2= 14 mm; 3= 21 mm.

7.3 Análisis estadístico tomando sólo en consideración el factor material y distancia para un tamaño dimensional de 2 x 3mm.

El análisis descriptivo, medidas de tendencia central (media aritmética y mediana) y de variabilidad, así como el intervalo de confianza, en función del tipo de material y la distancia interimplantaria (longitud) se muestran en la tabla 19, 20 y 21 respectivamente.

tipo de material	media	desviación estándar	mediana	intervalo de confianza 95%	
				límite inferior	límite superior
fibra de carbono manual	446,0	103,6	433,6	350,8	541,3
fibra de carbono mecanizado	215,4	54,1	207,9	120,2	310,7
cromo-cobalto	1474,2	521,6	1384,0	1379,1	1569,5

Tabla 19 Análisis descriptivo teniendo en cuenta el tipo de material utilizado y obviando las barras de tamaño seccional superiores a 2 x 3mm. Valores expresados en newtons.

tamaño seccional	media	desviación estándar	mediana	intervalo de confianza 95%	
				límite inferior	límite superior
2 x 3mm	711,9	629,6	433,6	677,9	745,8

Tabla 20 Análisis descriptivo teniendo en cuenta el tamaño seccional de la barra. Valores expresados en newtons.

distancia entre pilares	media	desviación estándar	mediana	intervalo de confianza 95%	
				límite inferior	límite superior
10mm	958,3	856,8	470,4	770,8	1145,9
14mm	699,1	517,4	505,6	511,4	886,5
21mm	478,3	325,5	392,0	290,7	665,9

Tabla 21 Análisis descriptivo teniendo en cuenta el tipo de material utilizado y obviando las barras de grosores superior a 2 x 3mm. Valores expresados en newtons.

Los resultados del análisis de datos con modelos lineales generalizados se muestran en la tabla 22.

Fuente	Suma de Cuadrados	GI	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
MATERIAL TAMAÑO 1	1,88637E7	2	9,43186E6	1491,9	0,0000
DISTANCIA TAMAÑO 1	2,42477E6	2	1,21238E6	191,8	0,0000
MATERIAL TAMAÑO 1 x DISTANCIA TAMAÑO 1	2,94924E6	4	737310,	116,6	0,0000
Residuo	341388,	54	6322,0		
Total (corregido)	2,45791E7	62			

Tabla 22 Suma de Cuadrados Tipo III obviando las muestras realizadas con barras de tamaño seccional superiores a 2 x 3 mm.

Dado que se hallaron diferencias significativas para los tres factores, se realizó para cada uno de ellos un prueba de comparaciones múltiples (test HSD -Honestly-significant-difference- de Tukey), los resultados obtenidos se muestran según formato de grupos homogéneos y diferencias estadísticas entre pares en las tablas 23 y 24.

MATERIAL TAMAÑO 1	Casos	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
2	21	215,4	17,4	X
1	21	446,0	17,4	X
3	21	1474,2	17,4	X

Contraste	Sig.	Diferencia	+/- Límites
1 - 2	*	230,6	59,1
1 - 3	*	-1028,2	59,1
2 - 3	*	-1258,8	59,1

Tabla 23 Tabla (superior) de grupos homogéneos y tabla (inferior) de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según el tipo de materia y obviando las muestras realizadas con un grosor superior a 2 x 3 mm. * denota una diferencia estadísticamente significativa. Código material: 1=fibra de carbono manual; 2=fibra de carbono mecanizada; 3= cromo-cobalto.

DISTANCIA TAMAÑO 1	Casos	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
3	21	478,3	17,4	X
2	21	699,0	17,4	X
1	21	958,3	17,4	X

Contraste	Sig.	Diferencia	+/- Límites
1 - 2	*	259,3	59,1
1 - 3	*	480,1	59,1
2 - 3	*	220,7	59,1

Tabla 24 Tabla (superior) de grupos homogéneos y tabla (inferior) de datos estadísticos de la comparación por pares (test HSD de Tukey) según la distancia inteimplantaria (longitud) y obviando las muestras realizadas con un grosor superior a 2 x 3 mm. * denota una diferencia estadísticamente significativa. Código distancia: 1= 10 mm; 2= 14 mm; 3= 21 mm.

Las gráficas de representación de las interacciones se ilustran en el gráfico 7.

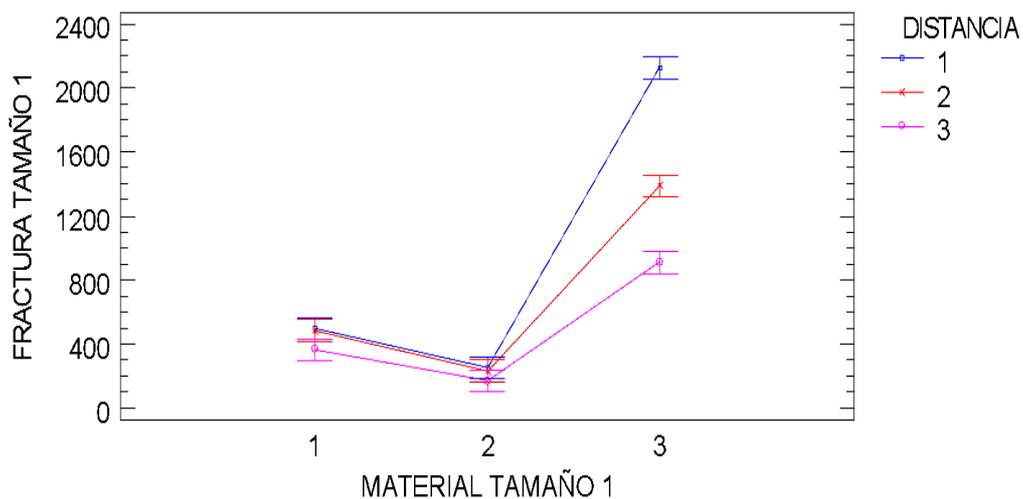


Gráfico 7 Interacciones entre el factor tamaño y distancia (longitud) (test HSD de Tukey). Código tamaño seccional: 1= 2 x 3 mm; 2= 4 x 5 mm; 3= 5 x 6 mm. Código distancia (longitud) : 1= 10 mm; 2= 14 mm; 3= 21 mm.

8 DISCUSIÓN

8.1 Metodología

8.1.1 Material utilizado

Aunque las aleaciones metálicas están ampliamente estudiadas (3, 7, 87-91) la sociedad cada vez es más demandante de restauraciones libres de metal (6, 76, 92). Si a esto añadimos que el avance tecnológico ha permitido la incorporación de nuevos materiales como la fibra de carbono y que el respaldo bibliográfico es escaso, parece de interés realizar un estudio sobre las propiedades de este material y su comportamiento *in vitro* simulando situaciones que se pueden encontrar clínicamente.

Las complicaciones a nivel biológico o mecánico de las restauraciones sobre implantes van desde el aflojamiento de tornillos hasta la pérdida ósea perimplantaria, con la consecuente posible pérdida del implante (93). Las sobrecargas oclusales son uno de los principales motivos del fallo biomecánico de los implantes dentales (94, 95). En muchas ocasiones este fallo está relacionado con la rigidez del material (88). Una de las principales propiedades que ofrece la fibra de carbono es la capacidad de absorber las fuerzas oclusales, lo que es conocido como “Shock Absortion” (6),

En la Universidad de Génova, el equipo encabezado por el Dr. Menini, tienen una línea de investigación referente a la utilización de estructuras de fibra de carbono como estructura interna de prótesis híbridas recubiertas por composite prensado. Así, Menini *et al.* (5) realizaron un estudio *in vitro* en el que concluyeron una biocompatibilidad óptima y unas características mecánicas que parecen ser adecuadas para la fabricación de estructuras internas implantosoportadas. Por otra parte, Pera *et al.* (96) realizaron un estudio cohorte comparando la reabsorción ósea producida en rehabilitaciones protésicas sobre implantes de arco completo fabricadas con estructuras metálicas y estructuras de fibra de carbono recubiertas por composite monolítico, concluyendo que existían diferencias estadísticamente significativas mostrando una mayor reabsorción ósea perimplantaria en las prótesis con estructuras metálicas, considerando las estructuras de prótesis

implantosoportadas de fibra de carbono como una alternativa viable a las estructuras metálicas.

La fibra de carbono utilizada en estos estudios fue distinta a la que utilizamos en nuestro estudio. Las estructuras utilizadas en los estudios publicados por Menini *et al.* (5) y Pera *et al.* (96) son de procesamiento manual en donde superponen capas de tejido de fibra de carbono impregnada con una resina y se colocan tantas capas como sea el grosor de la estructura (Dream Frame, DEI, Italia). En nuestro estudio se utilizó el sistema de fibra de carbono de MICRO.MEDICA SRL, (Robbio, Italia) que comercializa la fibra de carbono con dos tipos de procesamiento distinto (procesado manual con fibras unidireccionales y procesamiento mecanizado con fibras entrecruzadas). Dado que las dos casas comerciales ofrecen fibra de carbono de confección distinta, los resultados no pueden ser comparados entre sí, por lo que sería recomendable en un futuro incorporar muestras realizadas con fibra de carbono Dream Frame para poder compararlas.

Se tomó el Cr-Co como grupo control dado que es el material más utilizado como estructura interna de prótesis implantosoportadas (88). En este trabajo de tesis doctoral, se escogió que el procesamiento de este metal fuera de CAD / CAM ya que actualmente se dispone de la tecnología suficiente para poder confeccionar muestras homogéneas sin la dificultad y la técnico-sensibilidad que comporta el proceso de colado de los materiales metálicos.

8.1.2 Diseño de las muestras

Ante el planteamiento de cómo debían ser las muestras del estudio, inicialmente se pensó en estructuras de arco completo soportada por implantes simulando estudios de prótesis híbridas descritos en la literatura (91). Sin embargo, ante el desconocimiento del comportamiento mecánico de la fibra de carbono, se decidió realizar estructuras rectangulares de diferentes tamaños seccionales simulando distintas dimensiones de conectores que se pueden dar en la práctica clínica, para poder así extrapolar los resultados y valorar qué comportamiento tendría la fibra de carbono según sus dimensiones y de qué

manera influiría la diferencia en la direccionalidad de las fibras según el tipo de procesado de fabricación (manual o mecanizado).

Las estructuras de fibra de carbono se conectan a los implantes a través de interfases de titanio. Debido a que no existen publicaciones en cuanto a la resistencia de la unión entre la interfase y la fibra de carbono, se decidió prescindir de las interfases y valorar la fibra de carbono en forma rectangular, y así evitar posibles interferencias debidas a la fractura de la conexión interfase-fibra de carbono. Lo mismo ocurrió con la resina de recubrimiento. Las estructuras de fibra de carbono se comercializan en el mercado para ser recubiertas con una resina monolítica que aporta el color y la forma de los tejidos blando y duros ausentes (5, 96). Si las pruebas mecánicas se realizaran con las estructuras de fibra de carbono recubiertas con resina, no se podría valorar objetivamente si la resistencia a la fractura es de la estructura o del material de recubrimiento.

Otro de los motivos que llevaron a realizar estructuras rectangulares fue la necesidad del ensayo de disponer de una posición estable de las muestras sobre los puntos de apoyo al aplicar la fuerza compresiva, emulando el estudio de Schwitalla *et al.* (76) en el que confeccionaron muestras rectangulares, en este caso de PEEK, para una prueba de resistencia a la flexión a través de un ensayo a tres puntas. En ese estudio, las muestras fueron de 2 mm de alto x 2,5 mm de ancho y 15mm de largo. En nuestro estudio se establecieron los distintos tamaños seccionales de acuerdo a las dimensiones de conectores descritos en la literatura (69, 74).

Dado que la mayoría de fracturas se producen en el área de los conectores, pareció interesante realizar estructuras con dimensiones seccionales distintas, de pequeñas (2 x 3 mm) a más grandes (5 x 6 mm) pasando por un tamaño intermedio (4 x 5 mm). Está descrito en la literatura que cuanto mayor es la dimensión del conector, mayor es la resistencia a la fractura (68). Sin embargo, según el material empleado para la estructura protésica, los conectores varían de tamaño.

8.1.3 Distancia interimplantaria entre las muestras

Dado que se trataba de un material experimental en el que se debía analizar cuál era el comportamiento físico de la fibra de carbono en cuanto a la resistencia a la fractura con distintos tamaños seccionales, pareció interesante variar los puntos de apoyo y determinar de qué manera influía la distancia entre éstos, simulando con todo ello distintas condiciones que se pudieran encontrar en la clínica diaria.

Se escogieron distancias de 10, 14 y 21 mm. La distancia de 10 mm se tomó como referencia a partir de los estudios de Schwitalla *et al.* (76) en el que también en un ensayo a tres puntas valoraba la resistencia del PEEK. Otros autores como Ogawa *et al.* (77) y Kumbuloglu *et al.* (78) también utilizaron como distancia interimplantaria 10mm en sus estudios in vitro. Los 14mm corresponden a la simulación de la ausencia de un premolar y un molar, y los 21 mm corresponden a la ausencia de un molar y dos premolares (75).

8.1.4 Resistencia a fuerzas compresivas de 4000N

La fractura de la estructura interna de las prótesis implantosoportadas es una de las causas de fracaso de las restauraciones sobre implantes (97). En un estudio retrospectivo, Purcell *et al.* (98). estudiaron la supervivencia de las rehabilitaciones de arco completo metal resina, concluyendo que la fractura de la estructura interna de la prótesis suponía la quinta causa de fracaso en prótesis implatonsoportadas de arco completo. En un meta-análisis, Goodacre *et al.* (99) concluyeron que la fractura de la estructura supuso 16% del total de las complicaciones de las prótesis implantosoportadas. En el caso de las prótesis híbridas la fractura de la resina de revestimiento ha sido referenciada como la primera causa de complicaciones mecánicas (97-103).

No se han encontrado estudios que limiten las pruebas de resistencia a fuerzas compresivas a una determinada fuerza, pero es evidente que la musculatura de la masticación no permite realizar una fuerza mayor de 4000 N (83-85). Debe tenerse en cuenta que la máquina de ensayos utilizada realizaba una fuerza compresiva de 4000 N dentro de su límite de total seguridad para su

buen funcionamiento. Así pues, se estableció esta fuerza como fuerza máxima a aplicar sobre las muestras.

8.2 Resultados

En este estudio se evaluó la resistencia a la fractura de las muestras considerando tres variables de análisis: material (fibra de carbono mecanizada, fibra de carbono de procesamiento manual y cromo-cobalto mecanizado), tamaño seccional (2 x 3 mm, 4 x 5 mm y 5 x 6 mm) y distancia interimplantaria (10 mm, 14 mm y 21 mm; correspondientes a las distancias entre los puntos de apoyo), al aplicar una fuerza compresiva de hasta 4000 N.

Debido a las limitaciones de la máquina de ensayos y las características físicas del cromo-cobalto mecanizado, las estructuras realizadas con este material en las dimensiones seccionales de 4 x 5 mm y 5 x 6 mm no fracturaron al llegar al límite establecido por la máquina de ensayos (4000 N) con lo que llegados a este punto de fuerza la máquina fue parada. El grupo de las muestras de Cr-Co mecanizado obtuvo valores de resistencia a la fractura más elevados en todos los tramos de las muestras y todas las distancias. Sin tener en cuenta el tamaño seccional de las barras ni la distancia interimplantaria, las muestras de cromo-cobalto mecanizado obtuvieron valores medios de resistencia a la fractura de $3184,3 \text{ N} \pm 1254,6 \text{ N}$, frente a $2116,7 \text{ N} \pm 1336,8 \text{ N}$ de la fibra de carbono de procesamiento manual y de $1131,4 \text{ N} \pm 774,1 \text{ N}$ de la fibra de carbono de procesamiento mecanizado. Esto sugiere que el Cr-Co mecanizado es más resistente que el material de fibra de carbono. Sin embargo, cuando se trata de materiales para ser utilizados dentro de la cavidad oral se debe tener en cuenta las fuerzas oclusales durante la masticación, ya que dichas fuerzas varían considerablemente en función del género, la edad, y el tipo de dentición (82). Está documentado que la fuerza de masticación en los dientes anteriores varía de entre 2 a 46,8 Kgf (19,6 a 458,9 N) y en los dientes posteriores de los 6,8 a los 81,8 Kgf (66,6 a 802,2 N) (74, 83-85), con lo que, aunque el Cr-Co mecanizado fuera el grupo de muestras que obtuvo resultados más elevados en cuanto a resistencia a la fractura, las muestras de fibra de carbono de procesamiento manual y mecanizada obtuvieron valores superiores a los de la

fuerza de masticación en todos los casos excepto los de tamaño seccional de 2 x 3mm cuyos valores fueron de $445,91 \text{ N} \pm 86,51 \text{ N}$ y $215,42 \pm 39,66 \text{ N}$ respectivamente.

Los estudios de laboratorio proporcionan importantes datos en cuanto a las propiedades mecánicas de los materiales de las estructuras de las prótesis implantosoportadas, pero no es probable que predigan el comportamiento clínico ya que las prótesis se ven sometidos ciertas condiciones clínicas difíciles de simular en el laboratorio. La carga cíclica y el termociclado son frecuentemente utilizadas para una mayor aproximación a la situación clínica (104, 105). En el presente estudio las muestras no fueron sometidas a estos procesos, por lo en futuros estudios sería recomendable someter una parte de las muestras a ellos.

Dentro del grupo de las muestras de fibra de carbono, las que se confeccionaron de forma manual con las fibras unidireccionales obtuvieron valores más elevados en cuanto a resistencia a la fractura ($2116,7 \text{ N} \pm 1336,8 \text{ N}$) que las que se confeccionaron de forma mecanizada ($1131,4 \text{ N} \pm 774,1 \text{ N}$), en donde las fibras se dispusieron con distintas orientaciones según la capa. Estos resultados son contradictorios con los que se encuentran en la bibliografía. Son varios los autores que concluyen que la incorporación de fibras en forma de tejido mejoran la resistencia a la fractura y a la flexión en comparación con la disposición de fibras de manera unidireccional (5, 49, 106, 107). Sin embargo, exceptuando las muestras de 2 x 3 mm, el resto de resultados obtenidos de resistencia a la fractura fueron superiores a los de la fuerza de la masticación. Para la fibra de carbono de procesamiento manual se obtuvieron valores medios de $2316,48 \pm 174,47 \text{ N}$ para los tamaños seccionales de 4 x 5 mm y de $3587,62 \pm 249,5 \text{ N}$ para los tamaños seccionales de 5 x 6 mm. La fibra de carbono de procesamiento mecanizado obtuvo valores medios de $1209,43 \pm 418,72 \text{ N}$ para los tamaños seccionales de 4 x 5 mm y $1969,24 \pm 159,12 \text{ N}$ para los tamaños seccionales de 5 x 6 mm. Con estos datos, se podría afirmar que sería viable utilizar cualquiera de las dos formas de confección de la fibra de carbono para la realización de estructuras implantosoportadas siempre y cuando el tamaño seccional de la estructura sea igual superior a 4 x 5 mm.

La incorporación de fibras mejora las propiedades físicas y mecánicas de las resinas (5, 49, 65, 67, 106-108). En 1982, Skirvin *et al.* (67) concluyeron que incorporar fibras de carbono de manera aleatoria dentro de la resina de las dentaduras completas aumentaba un 42% la resistencia a la fractura.

Rahmani *et al.* (53) realizaron una investigación en la que incorporaron fibra de carbono al composite para valorar la resistencia del material a partir de tres variables: contenido de fibras, número de capas de fibra de carbono y la orientación de estas capas. Como resultado del estudio, concluyeron que cuanto más cantidad de fibra contenía el material, mejores propiedades mecánicas presentaba. Este dato también concuerda con los estudios realizados por Freilich *et al.* (108) y De Boer *et al.* (49) en los que afirman que cuanto mayor es la proporción de fibra de carbono en el material compuesto, mayores son las propiedades mecánicas del material. Por otro lado, estos autores estudiaron la angulación de las capas que colocaban en el material, concluyendo que la disposición de las capas tenía un mayor efecto mecánico en comparación con el número de capas y el contenido en fibra demostrando que la disposición 0 / -35° / 0 / +35° / 0 presentaba el mayor refuerzo para la fibra. Es muy importante que las fibras estén dispuestas perpendicularmente a la dirección de la aplicación de la fuerza, aportando así, una mayor resistencia al estrés (49).

En el presente estudio, se estudiaron por un lado las muestras de fibra de carbono de procesado manual con las fibras unidireccionales y, por otro lado, la fibra de carbono mecanizada, creada por múltiples capas con diferentes direcciones. Si nos guiamos por la literatura, la fibra de carbono mecanizada debería haber obtenido mejores resultados en cuanto a la resistencia a la fractura que la fibra de procesado manual, ya que contenía mayor número de fibras, mayor número de capas y estas capas con distinta orientación. Sin embargo, en todos los casos las muestras de fibra de carbono de procesado manual obtuvieron mejores resultados en cuanto a la resistencia a la fractura que la fibra mecanizada.

Dyer *et al.* (109) y Dixon *et al.* (110) describieron que la incorporación de uno o más grupos de fibras de refuerzo en el lado de compresión de la muestra

aumentaba la resistencia a la fractura del material y esta resistencia aumentaba a medida que se incrementaba la cantidad de refuerzo de fibra. En el presente estudio, la fibra de carbono procesada de forma mecanizada contenía mayor número de capas de fibra de refuerzo con lo que los resultados obtenidos de dicha fibra deberían haber sido mayores que los de la fibra confeccionada de forma manual. Sin embargo, la fibra de carbono confeccionada de forma manual no solo tiene fibras dispuestas de manera unidireccional, sino que también incorporan junto a la resina epoxi pequeñas hebras que se unen a la resina, aportando filamentos fibra de carbono en múltiples orientaciones y colocadas de manera arbitrarias, pudiendo sugerir que la fibra de carbono confeccionada de forma manual no solo contiene fibra de carbono unidireccional sino que presenta un refuerzo de fibra con múltiples disposiciones que podrían estar aportándole mayor resistencia a la fractura que las confeccionadas de forma mecanizada con las fibra superpuestas por capas de distintas orientaciones.

Los resultados obtenidos por fibra de carbono de procesado manual tuvieron una mayor dispersión que los de la fibra mecanizada. Esto puede ser debido a que las muestras de fibra de carbono mecanizada fueron confeccionadas con las mismas proporciones de resina y de fibra en todos los casos. Sin embargo, las muestras de fibra de carbono de procesado manual fueron confeccionadas por un único operador, en donde la variabilidad en la técnica puede afectar en mayor medida a la confección de las muestras. Los posibles poros de la resina como consecuencia del proceso de confección manual, las imperfecciones de las superficies y la ubicación de las fibras en la muestra podrían haber contribuido a la marcada variación de los resultados, cosa que no ocurrió en las muestras de fibra de carbono confeccionada de forma mecanizada ni en las muestras de cromo-cobalto, que fueron confeccionados de forma mecanizada.

Con el presente estudio se buscaba conocer la resistencia a la fractura de la fibra de carbono para obtener datos de referencia para poder diseñar estructuras internas de prótesis implantosoportadas con unos tamaños seccionales aptos para resistir la fuerza de la masticación. Si estudiamos los grosores de los conectores según el material empleado podemos observar que

según Jaques *et al.* (13) el tamaño normal de una estructura interna para una prótesis híbrida implantosoportada debe ser de 5 mm de alto x 6 mm de ancho cuando se trata del material de cromo-cobalto, para resistir las fuerzas oclusales con garantías. Tashkadi *et al.* (111) indicó que las dimensiones de la supraestructura de una prótesis híbrida deberían ser de, al menos, 4mm de alto x 5mm de ancho para aleaciones no nobles, y 5mm de alto x 6mm de ancho para supraestructuras de aleaciones nobles. En cuanto a las estructuras de zirconia, la mayoría de estudios concluyen que el grosor mínimo del conector en la región anterior ha de ser de 2 mm alto x 3 mm de ancho (68-70) y en la región posterior ha de ser de 3 mm de alto x 3 mm de ancho (9 mm²) (71-73).

La fibra de carbono se describe como un material compuesto tiene las propiedades físicas de los metales (5, 96). Uno de los propósitos del estudio fue valorar si la fibra de carbono permitía reducir estas dimensiones estipuladas para las estructuras de prótesis implantosoportadas, ya que hay situaciones clínicas en las que la dimensión vertical es reducida y nos preguntamos si un material tan resistente como la fibra de carbono permitía realizar estructuras con un tamaño seccional menor que el recomendado para las estructuras de aleaciones metálicas; es por ello que se decidió realizar el grupo de muestras de 2 x 3mm.

Los resultados medios obtenidos para los tres materiales en estructuras con tamaño seccional de 2 x 3 mm fueron: 445,91± 86,51 N para las barras de fibra de carbono confeccionadas de forma manual, 215,42 ± 39,65 N para las barras de fibra de carbono mecanizadas, y 1474,19 ± 88,83 para las barras de cromo-cobalto mecanizado. Los datos, todos ellos con diferencias estadísticamente significativas entre materiales ($p < 0,05$), indican que el material con mayor resistencia a la fractura en el tamaño seccional de 2 x 3 mm fue el cromo-cobalto mecanizado. Los valores alcanzados en ambos tipos de fibra de carbono (procesado de forma manual o mecanizada) fueron inferiores a los de la fuerza de la masticación (83-85) por lo que se podría concluir que no se debería reducir el tamaño de las estructuras de fibra de carbono a 2 x 3mm ya que la fuerza de la masticación acabaría fracturándola. El mínimo de grosor y altura que deberíamos emplear para la fabricación de estructuras tanto de fibra de carbono de procesado manual como mecanizada, es el mismo que

deberíamos emplear con un metal no noble: 4 mm de altura x 5 mm de anchura, datos que concuerdan con los obtenidos para las aleaciones metálicas descritos por Jaques *et al.* (13) y Tashkadi *et al.* (111).

En cuanto a las distancias interimplantarias, en el presente estudio se tomaron tres distancias (longitud) simulando distancias interimplantarias de 10, 14 y 21 mm para probar la resistencia a la fractura de los distintos materiales.

Para la distancia de 10 mm, el material que obtuvo mejores resultados en cuanto a la resistencia a la fractura fue el Cr-Co mecanizado con $2125,71 \pm 141,55\text{N}$ para las muestras de 2 x 3mm. Para las muestras de 4 x 5mm y 5 x 6mm los valores obtenidos fueron superiores a los 4000 N con lo que se descartaron de la estadística. Después del Cr-Co mecanizado, la fibra de carbono de procesado manual obtuvo resultados de $497,14 \pm 74\text{N}$ para las muestras de 2 x 3 mm, $2689,29 \pm 175,77\text{ N}$ para las de 4 x 5 mm y $3922,71 \pm 194,84\text{ N}$ para las de 5 x 6 mm. El material que obtuvo peores resultados en cuanto a la resistencia a la fractura a una distancia de 10 mm y tomando como referencia las fuerzas masticatorias, fue la fibra de carbono mecanizada, fracturando a valores de $252,16 \pm 39\text{ N}$ cuando se trató de las muestras de 2 x 3mm y por lo tanto inferiores a los de la fuerza de la masticación, y superiores a los de la fuerza de la masticación a medida que aumentó el tamaño seccional de las barras ($1497,29 \pm 114,65\text{N}$ para las de 4 x 5mm y $2369 \pm 88,7\text{N}$ para las de 5 x 6mm). La diferencia de resistencia a la fractura en muestras de 10 mm de longitud entre los distintos materiales fueron estadísticamente significativas ($p < 0,05$).

Se obtuvo la misma tendencia de resultados en las otras dos distancias restantes, 14 y 21mm, donde el Cr-Co mecanizado obtuvo la mejor resistencia a la fractura, seguido de la fibra de carbono de procesado manual y por último la fibra de carbono mecanizada. A medida que aumentaba la distancia entre los puntos de apoyo, la resistencia a la fractura disminuía considerablemente en todos los casos excepto en los que la resistencia a la fractura superaba los 4000 N y donde se tuvo que detener el ensayo por la limitación de la propia máquina.

Los resultados obtenidos coinciden con el estudio realizado por Ogawa *et al.* (77) en el que se estudió de qué manera influía en una rehabilitación fija la distribución y el número de implantes, concluyendo que cuanto mayor era la distancia entre ellos, menor era la resistencia a la flexión y por lo tanto, mayor fractura de los materiales de soporte.

De acuerdo a los resultados obtenidos se acepta la hipótesis alternativa propuesta: Existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de barras de estructuras para prótesis implantosoportadas de fibra de carbono fabricadas de forma manual y mecanizada, y de cromo-cobalto mecanizado, de distintos tamaños seccionales y distintas distancias interimplantarias (longitudes).

9 CONCLUSIONES

Con las limitaciones del presente estudio *in vitro*, podemos concluir:

- α Las barras de cromo-cobalto mecanizado ofrecen mayor resistencia a la fractura que las de la fibra de carbono de procesado manual y mecanizadas en todas los tamaños seccionales y en todas las distancias interimplantarias (longitudes).
- α Las barras de fibra de carbono de procesado manual ofrecen mayor resistencia a la fractura que las procesadas de forma mecanizada independientemente de sus dimensiones y distancias interimplantarias (longitudes).
- α El tamaño seccional con mayor resistencia a la fractura es el de 5 x 6 mm, seguido del de 4 x 5 mm y, por último, el de 2 x 3 mm independientemente del tipo de material estudiado (cromo-cobalto mecanizado, fibra de carbono de procesado manual y fibra de carbono mecanizada) y de la distancia entre los puntos de apoyo. A mayor tamaño seccional, mayor resistencia a la fractura.
- α La distancia interimplantaria (longitud). que obtiene mejores resultados en cuanto a la resistencia a la fractura es la de 10 mm seguida de la de 14 mm y por último la de 21 mm independientemente del tipo de material estudiado y sus dimensiones. A mayor distancia interimplantaria, menor resistencia a la fractura.
- α Los resultados obtenidos respecto de la resistencia a la fractura en las barras de fibra de carbono de procesado manual y procesado mecanizado de tamaño seccional 2 x 3 mm son inferiores a los de la fuerza masticatoria, independientemente de la distancia entre los puntos de apoyo. Por lo tanto estas dimensiones no parecen ser aconsejables para su uso clínico.

10 Bibliografía

1. Marcenes W, Steele JG, Sheiham A, Walls AW. The relationship between dental status, food selection, nutrient intake, nutritional status, and body mass index in older people. *Cad Saude Publica*. 2003;19(3):809-16.
2. Ervin RB, Dye BA. The effect of functional dentition on Healthy Eating Index scores and nutrient intakes in a nationally representative sample of older adults. *J Public Health Dent*. 2009;69(4):207-16.
3. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent*. 1990;64(1):53-61.
4. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):843-8.
5. 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. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017;70(Pt 1):646-55.
6. Menini M, Pesce P, Bevilacqua M, Pera F, Tealdo T, Barberis F, et al. Effect of Framework in an Implant-Supported Full-Arch Fixed Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. *Int J Prosthodont*. 2015;28(6):627-30.
7. Ouzer A. The Evolution and Fabrication of Implant-supported Full-arch Hybrid Prostheses. From Conventional Casted Metal to an All-Ceramic Zirconia. *N Y State Dent J*. 2015;81(6):44-9.
8. M. TJ. Materiales de carbono: estructuras y formas. *Opt Pura Apl*. 2007;40(2):149-59.

9. Donnet JB RS. carbon Fibers: Third Edition. revision and expanded: Marcer Dekker AG; 1998.
10. Rajzer I, Menaszek E, Bacakova L, Rom M, Blazewicz M. In vitro and in vivo studies on biocompatibility of carbon fibres. J Mater Sci Mater Med. 2010;21(9):2611-22.
11. Carranza. Periodontología Clínica. 9º Edicion. ed: McGraw-Hill Interamericana 2004 2004. 37-41 p.
12. 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:308-24.
13. Jacques LB, Moura MS, Suedam V, Souza EA, Rubo JH. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. Clin Oral Implants Res. 2009;20(7):737-41.
14. autor n. Classification system for cast alloys. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. J Am Dent Assoc. 1984;109(5):766.
15. Boning K, Walter M. Palladium alloys in prosthodontics: selected aspects. Int Dent J. 1990;40(5):289-97.
16. Suansuwan N, Swain MV. New approach for evaluating metal-porcelain interfacial bonding. Int J Prosthodont. 1999;12(6):547-52.
17. McLean JW. The science and art of dental ceramics. Oper Dent. 1991;16(4):149-56.
18. Lohbauer U, Kramer N, Petschelt A, Frankenberger R. Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material. Dent Mater. 2008;24(1):39-44.

19. Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil.* 2006;33(9):682-9.
20. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989;62(4):405-8.
21. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont.* 2009;18(2):188-94.
22. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001;85(1):61-6.
23. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 Suppl 3:218-31.
24. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(5):620-5.
25. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971;131(3):107-11.
26. Viennot S, Dalard F, Lissac M, Grosogeat B. Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(1):90-5.
27. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent.* 2000;83(2):223-34.
28. Howie DW, Rogers SD, McGee MA, Haynes DR. Biologic effects of cobalt chrome in cell and animal models. *Clin Orthop Relat Res.* 1996(329 Suppl):S217-32.

29. Sakai T, Hideshima M, Takahashi H, Ichinose S, Igarashi Y. Effect of mold temperatures on interface between primary and secondary castings of cast-on method for precision metal frameworks. *J Prosthodont Res.* 2009;53(2):60-6.

30. Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Alvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):600-5.

31. Real-Voltas F, Romano-Cardozo E, Figueras-Alvarez O, Brufau-de Barbera M, Cabratosa-Termes J. Comparison of the Marginal Fit of Cobalt-Chromium Metal-Ceramic Crowns Fabricated by CAD/CAM Techniques and Conventional Methods at Three Production Stages. *Int J Prosthodont.* 2017;30(3):304-5.

32. Evans EJ, Thomas IT. The in vitro toxicity of cobalt-chrome-molybdenum alloy and its constituent metals. *Biomaterials.* 1986;7(1):25-9.

33. Bateli M, Kern M, Wolkewitz M, Strub JR, Att W. A retrospective evaluation of teeth restored with zirconia ceramic posts: 10-year results. *Clin Oral Investig.* 2014;18(4):1181-7.

34. Yaman BC, Ozer F, Takeichi T, Karabucak B, Koray F, Blatz MB. Effect of thermomechanical aging on bond strength and interface morphology of glass fiber and zirconia posts bonded with a self-etch adhesive and a self-adhesive resin cement to natural teeth. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):455-64.

35. Ozkurt Z, Iseri U, Kazazoglu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dent Mater J.* 2010;29(3):233-45.

36. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35(11):819-26.

37. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299-307.
38. Osman RB, Ma S. Prosthodontic maintenance of overdentures on zirconia implants: 1-year results of a randomized controlled trial. *Int J Prosthodont.* 2014;27(5):461-8.
39. Ozkurt Z, Kazazoglu E. Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol.* 2011;37(3):367-76.
40. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):793-8.
41. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol.* 2004;75(2):292-6.
42. Dresselhaus MS. Future directions in carbon science. *Annual review of materials science.* 1997;27(1):1-34.
43. 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.
44. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barbera M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):680-2.
45. Lamichhane A, Xu C, Zhang FQ. Dental fiber-post resin base material: a review. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(1):60-5.
46. Ambica K, Mahendran K, Talwar S, Verma M, Padmini G, Periasamy R. Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber

posts, and an experimental dentin post system: an in vitro study. *J Endod.* 2013;39(1):96-100.

47. Grotsch G. [Glass fiber-strengthened acrylic resins]. *Quintessenz.* 1965;16(5):109-10.

48. Dikbas I, Tanalp J. An overview of clinical studies on fiber post systems. *ScientificWorldJournal.* 2013;2013:171380.

49. DeBoer J, Vermilyea SG, Brady RE. The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *J Prosthet Dent.* 1984;51(1):119-21.

50. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont.* 1996;5(4):270-6.

51. Nakahara I, Takao M, Bando S, Bertollo N, Walsh 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.

52. Hak DJ, Mauffrey C, Seligson D, Lindeque B. Use of carbon-fiber-reinforced composite implants in orthopedic surgery. *Orthopedics.* 2014;37(12):825-30.

53. Malquarti G, Berruet RG, Bois D. Prosthetic use of carbon fiber-reinforced epoxy resin for esthetic crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1990;63(3):251-7.

54. Kilfoil BM, Hesby RA, Pelleu GB, Jr. The tensile strength of a composite resin reinforced with carbon fibers. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):40-3.

55. Miyairi H, Nagai M, Takayama Y. Application of carbon fiber (CF)-cloth reinforcement to upper complete denture base. *Bull Tokyo Med Dent Univ.* 1983;30(4):109-17.

56. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent.* 1985;54(4):543-7.
57. Chieruzzi M, Pagano S, Pennacchi M, Lombardo G, D'Errico P, Kenny JM. Compressive and flexural behaviour of fibre reinforced endodontic posts. *J Dent.* 2012;40(11):968-78.
58. Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM, Lumley PJ. The flexural properties of endodontic post materials. *Dent Mater.* 2010;26(8):730-6.
59. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent.* 2000;13(Spec No):15B-8B.
60. Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent.* 1998;80(2):151-7.
61. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont.* 2008;21(4):328-36.
62. Qualtrough AJ, Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent.* 2003;28(1):86-91.
63. 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):549-53.
64. van Heumen CC, Tanner J, van Dijken JW, Pikaar R, Lassila LV, Creugers NH, et al. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the posterior area. *Dent Mater.* 2010;26(10):954-60.
65. Rahmani H, Najafi, S., Saffarzadeh-Matin, S., & Ashori, A. Mechanical properties of carbon fiber/epoxy composites: Effects of number of plies, fiber

contents, and angle-ply layers. *Polymer Engineering & Science*. 2014;54(11):2676-82.

66. Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber orientation on the thermal expansion coefficients of fiber-reinforced composites. *Dent Mater*. 2003;19(6):471-7.

67. D R. Skirvin SV, R Brady. Poly methylmetacrylate reinforcement: affect on fatigue failure. *Military Med*. 1982;147:1032.

68. Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil*. 2007;34(9):702-9.

69. Hamza TA, Attia MA, El-Hossary MM, Mosleh IE, Shokry TE, Wee AG. Flexural strength of small connector designs of zirconia-based partial fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2016;115(2):224-9.

70. Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res*. 2002;81(9):623-7.

71. Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil*. 2009;36(8):610-5.

72. Manda M, Galanis C, Georgiopoulos V, Provatidis C, Koidis P. Effect of varying the vertical dimension of connectors of cantilever cross-arch fixed dental prostheses in patients with severely reduced osseous support: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2010;103(2):91-100.

73. Mollers K, Patzold W, Parkot D, Kirsten A, Guth JF, Edelhoff D, et al. Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: a finite element study. *Dent Mater*. 2011;27(8):e171-5.

74. Chong KK, Palamara J, Wong RH, Judge RB. Fracture force of cantilevered zirconia frameworks: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014;112(4):849-56.
75. Lysell L, Myrberg N. Mesiodistal tooth size in the deciduous and permanent dentitions. *Eur J Orthod.* 1982;4(2):113-22.
76. Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Muller WD. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dent Mater.* 2015;31(11):1377-84.
77. Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, et al. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. *J Oral Rehabil.* 2010;37(7):525-31.
78. Kumbuloglu O, Ozcan M. Clinical survival of indirect, anterior 3-unit surface-retained fibre-reinforced composite fixed dental prosthesis: Up to 7.5-years follow-up. *J Dent.* 2015;43(6):656-63.
79. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol.* 2000;71(4):546-9.
80. de Abreu RA, Pereira MD, Furtado F, Prado GP, Mestriner W, Jr., Ferreira LM. Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion. *Arch Oral Biol.* 2014;59(10):1065-74.
81. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent.* 2010;4(2):223-32.
82. Takeuchi N, Ekuni D, Yamamoto T, Morita M. Relationship between the prognosis of periodontitis and occlusal force during the maintenance phase--a cohort study. *J Periodontal Res.* 2010;45(5):612-7.
83. Iinuma T, Arai Y, Takayama M, Abe Y, Ito T, Kondo Y, et al. Association between maximum occlusal force and 3-year all-cause mortality in community-dwelling elderly people. *BMC Oral Health.* 2016;16(1):82.

84. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van THMA, Witter DJ, Kalk W, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res.* 2000;79(7):1519-24.
85. Chong MX, Khoo CD, Goh KH, Rahman F, Shoji Y. Effect of age on bite force. *J Oral Sci.* 2016;58(3):361-3.
86. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 2006;33(5):380-6.
87. Malo P, de Araujo Nobre M, Borges J, Almeida R. Retrievable metal ceramic implant-supported fixed prostheses with milled titanium frameworks and all-ceramic crowns: retrospective clinical study with up to 10 years of follow-up. *J Prosthodont.* 2012;21(4):256-64.
88. Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *J Prosthodont.* 2012;21(5):413-24.
89. Davis DM, Rimrott R, Zarb GA. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(4):275-80.
90. Eliasson A, Palmqvist S, Svenson B, Sondell K. Five-year results with fixed complete-arch mandibular prostheses supported by 4 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):505-10.
91. Murphy WM, Absi EG, Gregory MC, Williams KR. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):133-8.
92. Takaba M, Tanaka S, Ishiura Y, Baba K. Implant-supported fixed dental prostheses with CAD/CAM-fabricated porcelain crown and zirconia-based framework. *J Prosthodont.* 2013;22(5):402-7.

93. Fu JH, Hsu YT, Wang HL. Identifying occlusal overload and how to deal with it to avoid marginal bone loss around implants. *Eur J Oral Implantol*. 2012;5 Suppl:S91-103.
94. Sakka S, Coulthard P. Implant failure: etiology and complications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(1):e42-4.
95. Chambrone L, Chambrone LA, Lima LA. Effects of occlusal overload on peri-implant tissue health: a systematic review of animal-model studies. *J Periodontol*. 2010;81(10):1367-78.
96. 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;44(5):392-7.
97. Real-Osuna J, Almendros-Marques N, Gay-Escoda C. Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012;17(1):e116-21.
98. Purcell BA, McGlumphy EA, Holloway JA, Beck FM. Prosthetic complications in mandibular metal-resin implant-fixed complete dental prostheses: a 5- to 9-year analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(5):847-57.
99. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003;90(2):121-32.
100. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(3):270-6.
101. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(1):90-4.

102. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser UC, Samson J. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(6):919-28.
103. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP, et al. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(5):441-51.
104. Segerstrom S, Ruyter IE. Effect of thermal cycling on flexural properties of carbon-graphite fiber-reinforced polymers. *Dent Mater*. 2009;25(7):845-51.
105. Ekstrand K, Ruyter IE, Wellendorf H. Carbon/graphite fiber reinforced poly(methyl methacrylate): properties under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res*. 1987;21(9):1065-80.
106. Ladizesky NH, Pang MK, Chow TW, Ward IM. Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibres. 3. Mechanical properties and further aspects of denture construction. *Aust Dent J*. 1993;38(1):28-38.
107. Uzun G, Hersek N, Tincer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J Prosthet Dent*. 1999;81(5):616-20.
108. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *J Am Dent Assoc*. 2002;133(11):1524-34; quiz 40-1.
109. Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of cross-sectional design on the modulus of elasticity and toughness of fiber-reinforced composite materials. *J Prosthet Dent*. 2005;94(3):219-26.

110. Dixon DL, Fincher M, Breeding LC, Mueninghoff LA. Mechanical properties of a light-polymerizing provisional restorative material with and without reinforcement fibers. *J Prosthet Dent.* 1995;73(6):510-4.

111. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996;76(2):158-64.

11 ANEXOS

Material	Tamaño Barra	Distancia	Fractura	MEDIA	DESVIACIÓN	nomenclatura	serie	statgraphics
1	1	1	516	497,1428571	74,14029173	2.1.1	serie2-1	
1	1	1	470,4			2.1.2	serie2-2	
1	1	1	447,3			1.1.39	serie2-3	
1	1	1	416,9			1.1.31	serie2-4	
1	1	1	603,5			1.1.54	serie2-5	
1	1	1	438,2			1.1.24	serie2-6	
1	1	1	587,7			1.1.36	serie2-7	
1	1	2	558,2	479,4428571	107,0352256	2.1.3	serie8-1	
1	1	2	646,3			2.1.4	serie8-2	
1	1	2	512,4			1.1.56	serie8-3	
1	1	2	410,6			1.1.48	serie8-4	
1	1	2	348			1.1.37	serie8-5	
1	1	2	505,6			1.1.22	serie8-6	
1	1	2	375			1.1.46	serie8-7	
1	1	3	426,2	361,5	78,36117236	2.1.6	serie14-1	
1	1	3	392			2.1.5	serie14-2	
1	1	3	278,3			1.1.26	serie14-3	
1	1	3	405,3			1.1.53	serie14-4	
1	1	3	433,6			1.1.50	serie14-5	
1	1	3	228,6			1.1.35	serie14-6	
1	1	3	366,5			1.1.55	serie14-7	
1	2	1	2645	2689,285714	175,7685166	2.2.1	serie4-1	
1	2	1	2406			2.2.2	serie4-2	
1	2	1	2860			2.2.7	serie4-3	
1	2	1	2842			2.2.16	serie4-4	
1	2	1	2789			2.2.13	serie4-5	
1	2	1	2776			2.2.10	serie4-6	
1	2	1	2507			2.2.18	serie4-7	
1	2	2	2236	2302	82,94777473	2.2.3	serie9-1	
1	2	2	2376			2.2.4	serie9-2	
1	2	2	2420			2.2.17	serie9-3	
1	2	2	2219			2.2.11	serie9-4	
1	2	2	2369			2.2.14	serie9-5	
1	2	2	2254			2.2.12	serie9-6	
1	2	2	2240			2.2.9	serie9-7	
1	2	3	2037	1958,142857	264,688766	2.2.5	serie15-1	
1	2	3	2100			2.2.6	serie15-2	
1	2	3	2373			2.2.15	serie15-3	
1	2	3	1731			2.2.19	serie15-4	
1	2	3	1945			2.2.8	serie15-5	
1	2	3	1975			2.2.20	serie15-6	
1	2	3	1546			1.2.22	serie15-7	
1	3	1	3481	3819,666667	293,3092793	2.3.2	serie5-3	
1	3	1	4014*			1.3.1	serie5-1	
1	3	1	4029*			2.3.14	serie5-3	
1	3	1	4062*			2.3.17	serie5-4	
1	3	1	3992			2.3.9	serie5-5	
1	3	1	40012*			2.3.10	serie5-6	
1	3	1	3986			2.3.15	serie5-7	
1	3	2	3890	3663,857143	254,9185678	2.3.3	serie10-1	
1	3	2	3809			2.3.4	SERIE10-2	
1	3	2	3902			2.3.8	serie10-3	
1	3	2	3694			2.3.19	serie10-4	
1	3	2	3636			2.3.13	serie10-5	
1	3	2	3548			2.3.12	serie10-6	
1	3	2	3168			1.3.30	serie10-7	
1	3	3	3196	3176,285714	298,7293727	2.3.5	serie16-1	
1	3	3	2785			2.3.6	serie16-2	
1	3	3	3279			2.3.16	SERIE16-3	
1	3	3	2765			2.3.11	SERIE16-4	
1	3	3	3225			2.3.18	SERIE16-5	
1	3	3	3476			2.3.7	SERIE16-6	
1	3	3	3508			2.3.20	SERIE16-7	

Anexo 1 Datos recopilados de la resistencia a la fractura en la fibra de carbono de procesado manual
 Leyenda: Material 1 = fibra de carbono de procesado manual Tamaño barra: 1= tamaño seccional 2 x 3 mm; 2 = tamaño seccional 4 x 5 mm; 3= tamaño seccional 5 x 6 mm Distancia (Longitud entre puntos de apoyo): 1= 10 mm; 2= 14 mm; 3= 21 mm

Material	Tamaño Barra	Distancia	Fractura	media	DESVIACIÓN	nomenclatura	serie
2	1	1	279,9	252,1571429	39,00490812	2.1.28	serie22-1
2	1	1	201			2.1.27	serie22-2
2	1	1	276			2.1.22	serie22-3
2	1	1	201			2.1.23	serie22-4
2	1	1	296,1			2.1.24	serie22-5
2	1	1	238,2			2.1.25	serie22-6
2	1	1	272,9			2.1.26	serie22-7
2	1	2	160,6	228,1	54,35583379	2.1.36	serie23-1
2	1	2	214			2.1.37	serie23-2
2	1	2	254,1			2.1.38	serie23-3
2	1	2	286,8			2.1.39	serie23-4
2	1	2	299			2.1.40	serie23-5
2	1	2	167,8			2.1.41	serie23-6
2	1	2	214,4			2.1.42	serie23-7
2	1	3	140,2	165,9857143	25,61141858	2.1.29	serie24-1
2	1	3	155			2.1.30	serie24-2
2	1	3	160,5			2.1.31	serie24-3
2	1	3	193,7			2.1.32	serie24-4
2	1	3	141,8			2.1.33	serie24-5
2	1	3	162,8			2.1.34	serie24-6
2	1	3	207,9			2.1.35	serie24-7
2	2	1	1577	1497,285714	113,6481622	2.2.22	serie25-1
2	2	1	1338			2.2.23	serie25-2
2	2	1	1584			2.2.24	serie25-3
2	2	1	1587			2.2.25	serie25-4
2	2	1	1594			2.2.26	serie25-5
2	2	1	1368			2.2.27	serie25-6
2	2	1	1433			2.2.28	serie25-7
2	2	2	1328	1197	139,9499911	2.2.29	serie26-1
2	2	2	1258			2.2.30	serie26-2
2	2	2	1171			2.2.31	serie26-3
2	2	2	1013			2.2.32	serie26-4
2	2	2	1092			2.2.33	serie26-5
2	2	2	1406			2.2.34	serie26-6
2	2	2	1111			2.2.35	serie26-7
2	2	3	701	934,6714286	164,1190088	2.2.36	serie27-1
2	2	3	1035			2.2.37	serie27-2
2	2	3	1023			2.2.38	serie27-3
2	2	3	1070			2.2.39	serie27-4
2	2	3	703,4			2.2.40	serie27-5
2	2	3	1066			2.2.41	serie27-6
2	2	3	944,3			2.2.42	serie27-7
2	3	1	2352	2369	88,70362638	2.3.32	serie28-1
2	3	1	2304			2.3.33	serie28-2
2	3	1	2424			2.3.34	serie28-3
2	3	1	2504			2.3.35	serie28-4
2	3	1	2236			2.3.36	serie28-5
2	3	1	2340			2.3.37	serie28-6
2	3	1	2423			2.3.38	serie28-7
2	3	2	2227	2030,857143	186,7060333	2.3.22	serie29-1
2	3	2	2204			2.3.23	serie29-2
2	3	2	2194			2.3.24	serie29-3
2	3	2	1917			2.3.39	serie29-4
2	3	2	1785			2.3.40	serie29-5
2	3	2	1831			2.3.41	serie29-6
2	3	2	2058			2.3.42	serie29-7
2	3	3	1756	1507,857143	201,9689981	2.3.25	serie30-1
2	3	3	1719			2.3.26	serie30-2
2	3	3	1513			2.3.27	serie30-3
2	3	3	1348			2.3.28	serie30-4
2	3	3	1177			2.3.29	serie30-5
2	3	3	1561			2.3.30	serie30-6
2	3	3	1481			2.3.31	serie30-7

Anexo 2 Datos recopilados de la resistencia a la fractura en la fibra de carbono mecanizada Leyenda: Material 2 = fibra de carbono mecanizada Tamaño barra: 1= tamaño seccional 2 x 3 mm; 2 = tamaño seccional 4 x 5 mm; 3= tamaño seccional 5 x 6 mm Distancia (Longitud entre puntos de apoyo): 1= 10 mm; 2= 14 mm; 3= 21 mm

Material	TamañoBarra	Distancia	Fractura	media	desviacion	nomenclatura	serie	statgraphics
3	1	1	2054	2125,714286	141,554129	3.1.1	serie3-1	
3	1	1	2066			3.1.2	serie3-2	
3	1	1	2297			3.1.3	serie3-3	
3	1	1	1917			3.1.4	serie3-4	
3	1	1	2216			3.1.5	serie4-5	
3	1	1	2282			3.1.6	serie3-6	
3	1	1	2048			3.1.7	serie3-7	
3	1	2	1374	1389,428571	82,84696161	3.1.8	serie11-1	
3	1	2	1384			3.1.9	serie11-2	
3	1	2	1281			3.1.10	serie11-3	
3	1	2	1534			3.1.11	serie11-4	
3	1	2	1315			3.1.12	serie11-5	
3	1	2	1441			3.1.13	serie11-6	
3	1	2	1397			3.1.14	serie11-7	
3	1	3	905,8	907,4285714	42,08510086	3.1.15	serie17-1	
3	1	3	924,7			3.1.16	serie17-2	
3	1	3	846,4			3.1.17	serie17-3	
3	1	3	899,4			3.1.18	serie17-4	
3	1	3	915,7			3.1.19	serie17-5	
3	1	3	982,2			3.1.20	serie17-6	
3	1	3	877,8			3.1.21	serie17-7	
3	2	1	4034*	#iDIV/0!	#iDIV/0!	3.2.1	serie6-1	
3	2	1	4067*			3.2.1	serie6-2	
3	2	1	4034*			3.2.3	serie6-3	
3	2	1	4051*			3.2.4	serie6-4	
3	2	1	4007*			3.2.5	serie6-5	
3	2	1	4042*			3.2.6	serie6-6	
3	2	1	4030*			3.2.7	serie6-7	
3	2	2	4056*	#iDIV/0!	#iDIV/0!	3.2.8	serie12-1	
3	2	2	4072*			3.2.9	serie12-2	
3	2	2	4093*			3.2.10	serie12-3	
3	2	2	4027*			3.2.11	serie12-4	
3	2	2	4020*			3.2.12	serie12-5	
3	2	2	4083*			3.2.13	serie12-6	
3	2	2	4057*			3.2.14	serie12-7	
3	2	3	4039*	#iDIV/0!	#iDIV/0!	3.2.15	serie18-1	
3	2	3	4020*			3.2.16	serie18-2	
3	2	3	4009*			3.2.17	serie18-3	
3	2	3	4032*			3.2.18	serie18-4	
3	2	3	4026*			3.2.19	serie18-5	
3	2	3	4043*			3.2.20	serie18-6	
3	2	3	4027*			3.2.21	serie18-7	
3	3	1	4065*	#iDIV/0!	#iDIV/0!	3.3.1	serie7-1	
3	3	1	4048*			3.3.2	serie7-2	
3	3	1	4065*			3.3.3	serie7-3	
3	3	1	4065*			3.3.4	serie7-4	
3	3	1	4003*			3.3.5	serie7-5	
3	3	1	4013*			3.3.6	serie7-6	
3	3	1	4015*			3.3.7	serie7-7	
3	3	2	4077*	#iDIV/0!	#iDIV/0!	3.3.8	serie13-1	
3	3	2	4090*			3.3.9	serie13-2	
3	3	2	4073*			3.3.10	serie13-3	
3	3	2	4065*			3.3.11	serie13-4	
3	3	2	4013*			3.3.12	serie13-5	
3	3	2	4020*			3.3.13	serie13-6	
3	3	2	4018*			3.3.14	serie13-7	
3	3	3	4017*	#iDIV/0!	#iDIV/0!	3.3.15	serie19-1	
3	3	3	4041*			3.3.16	serie19-2	
3	3	3	4024*			3.3.17	serie19-3	
3	3	3	4009*			3.3.18	serie19-4	
3	3	3	4026*			3.3.19	serie19-5	
3	3	3	4021*			3.3.20	serie19-6	
3	3	3	4015*			3.3.21	serie19-7	

Anexo 3 Datos recopilados de la resistencia a la fractura el cromo-cobalto mecanizado Leyenda: Material 3 = cromo-cobalto mecanizado Tamaño barra: 1= tamaño seccional 2 x 3 mm; 2 = tamaño seccional 4 x 5 mm; 3= tamaño seccional 5 x 6 mm Distancia (Longitud entre puntos de apoyo): 1= 10 mm; 2= 14 mm; 3= 21 mm

		mm	media	mediana	desviación típica	mínimo	máximo	rango
Fman	2x3	10	497,14	470,4	74,14	416,9	603,5	186,6
		14	479,44	505,6	107,04	348	646,3	298,3
		21	361,15	392	78,36	228,6	433,6	205
	4x5	10	2689,29	2776	175,77	2406	2860	454
		14	2302,00	2254	82,95	2219	2420	201
		21	1958,14	1975	264,69	1546	2373	827
	5x6	10	3922,71	4000	194,85	3481	4000	519
		14	3663,86	3694	254,92	3168	3902	734
		21	3176,29	3225	298,73	2765	3508	743
Fmec	2x3	10	252,16	272,9	39	201	296,1	95,1
		14	228,10	214,4	54,36	160	299	138,4
		21	165,99	160,5	25,61	140,2	207,9	67,7
	4x5	10	1497,29	1577	114,65	1368	1594	256
		14	1197,00	1171	139,95	1013	1406	393
		21	934,67	1023	164,12	701	1070	369
	5x6	10	2369,00	2352	88,7	2236	2504	268
		14	2030,86	2058	186,7	1785	2227	442
		21	1507,86	1513	201,97	1177	1756	579
Cr-Co	2x3	10	2125,71	2066	141,55	1917	2297	380
		14	1389,43	1384	82,85	1281	1534	253
		21	907,43	905,8	42,09	846,4	882,2	13,8
	4x5	10	4037,86*	4034*	18,63	4007*	4067*	60
		14	4058,28*	4057*	27,25	4020*	4093*	73
		21	4028*	4027*	11,49	4009*	4043*	34
	5x6	10	4039,14*	4048*	27,86	4003*	4065*	62
		14	4050,87*	4065*	32,59	4013*	4090*	77
		21	4021,86*	4021*	10,2	4009*	4041*	32

Anexo 4 Análisis descriptivo de los datos recopilados