

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis



**ANÁLISIS *IN VITRO* DE LA FIBRA DE CARBONO
COMO MESOESTRUCTURA DE PRÓTESIS HÍBRIDAS
IMPLANTOSOPORTADAS**

***IN VITRO* ANALYSIS OF
IMPLANT-SUPPORTED HYBRID PROSTHESES
WITH FIBER CARBON FRAMEWORKS**

MEMORIA PRESENTADA PARA OPTAR
AL GRADO DE DOCTORA POR

Evelina Haroyan Darbinyan

Bajo la dirección de las Doctoras:

**Raquel Castillo de Oyagüe
Marta Romeo Rubio**

Madrid, 2021



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DPTO. DE ODONTOLOGÍA CONSERVADORA Y PRÓTESIS

ANÁLISIS *IN VITRO* DE LA FIBRA DE
CARBONO COMO MESOESTRUCTURA
DE PRÓTESIS HÍBRIDAS
IMPLANTOSOPORTADAS

TESIS DOCTORAL

EVELINA HAROYAN DARBINYAN

2021



COMPLUTENSE UNIVERSITY OF MADRID
FACULTY OF DENTISTRY
DEPT. OF CONSERVATIVE & PROSTHETIC DENTISTRY

IN VITRO ANALYSIS OF IMPLANT-
SUPPORTED HYBRID PROSTHESES WITH
FIBER CARBON FRAMEWORKS

DOCTORAL THESIS

EVELINA HAROYAN DARBINYAN

2021

**ANÁLISIS *IN VITRO* DE LA FIBRA DE CARBONO COMO
MESOESTRUCTURA DE PRÓTESIS HÍBRIDAS
IMPLANTOSOPORTADAS**

Tesis para optar al Grado de Doctora por la
Universidad Complutense de Madrid presentada por:

Evelina Haroyan Darbinyan

Directoras:

Profa. Dra. Raquel Castillo de Oyagüe

Profesora Titular

Dpto. de Odontología Conservadora y Prótesis

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid, U.C.M.

Profa. Dra. Marta Romeo Rubio

Profesora Contratada Doctora

Dpto. de Odontología Conservadora y Prótesis

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid, U.C.M.

Madrid, 2021

***IN VITRO* ANALYSIS OF
IMPLANT-SUPPORTED HYBRID PROSTHESES
WITH FIBER CARBON FRAMEWORKS**

Doctoral thesis submitted to the Complutense University of Madrid

for the degree of PhD by

Evelina Haroyan Darbinyan

Thesis supervisors:

Prof. Dr. Raquel Castillo de Oyagüe

Professor. Dept. of Conservative & Prosthetic Dentistry

Faculty of Dentistry

Complutense University of Madrid

Prof. Dr. Marta Romeo Rubio

Tenured Professor. Dept. of Conservative & Prosthetic Dentistry

Faculty of Dentistry

Complutense University of Madrid

Madrid, 2021

Dedicated to my parents, Marina and Tigran.

I am thinking about you even when I am not thinking.

Blackbird singing in the dead of night

Take these broken wings and learn to fly

All your life

You were only waiting for this moment to arise

The Beatles.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, a mi tutor, el **Prof. Del Río Highsmith**, por su infinita sabiduría, ayuda, cercanía, apoyo y por hacer posible esta investigación y darme la oportunidad de aprender y colaborar en el Dpto. de Odontología Conservadora y Prótesis de la U.C.M.

A mis directoras de Tesis, las Profesoras **Raquel Castillo de Oyagüe** y **Marta Romeo Rubio**, por su infinita paciencia, dedicación, consejos y por la calidad científica que aportan, sin las cuales no hubiera podido llegar a soñar con esta Tesis.

Al Dr. Faleh Tamimi, por abrirme un mundo de posibilidades, por sus sabios consejos y por hacer posible mi estancia en Montreal, formando parte del Equipo de investigación craneofacial de la Universidad de McGill. Por su inestimable ayuda e involucración con los ensayos de flexión: a la Prof. Isabelle Nowlan, de la Escuela Politécnica de la Universidad de Montreal, y al Dr. Alberto Cervera, director de Euro Ortodoncia S.L. de Madrid y miembro, al igual que mi tutor y directoras, del Grupo de investigación 970642 de la U.C.M.: *“Diseños, estructuras, recubrimientos y calidad de vida en implantoprótesis”*.

A Tony Muscia, técnico protésico, por confeccionar las prótesis desinteresadamente y por su gran amabilidad y ayuda. Al Grupo de investigación 971705 de la U.C.M., dirigido por el Prof. Guillermo Pradés, por permitirnos utilizar su máquina de termociclado para el envejecimiento de las probetas y su microscopio estereoscópico para el análisis de imagen.

Al equipo de la CNME (Centro Nacional de Microscopía Electrónica), por su colaboración en el análisis de imagen y a D. Santiago Cano Alsúa, del Centro de Proceso de Datos, Servicio de Apoyo a la Investigación del Área de Informática y Comunicaciones de la U.C.M., por su inestimable aportación en la parte estadística.

A Diego, por alegrarme los días grises y tenderme una mano siempre que lo necesito. Te admiro día sí y día también. A mis padres, Marina y Tigran, por inculcarme la constancia, la curiosidad científica y el amor a la investigación.

ÍNDICE

1. RESUMEN EN ESPAÑOL	13
2. RESUMEN EN INGLÉS (<i>ABSTRACT</i>)	18
3. INTRODUCCIÓN	23
3.1. OSTEointegración	24
3.2. PROTOCOLOS DE CARGA EN IMPLANTOLOGÍA	27
3.3. PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES PARA EL EDÉNTULO TOTAL (OPCIONES)	30
3.3.1. <i>Prótesis híbridas implantosoportadas</i>	34
3.4. LA FIBRA DE CARBONO Y LOS COMPOSITOS EN PROSTODONCIA	47
3.5. ENVEJECIMIENTO ARTIFICIAL MEDIANTE TERMOCICLADO	50
3.6. ENSAYOS DE FLEXIÓN Y CURVAS DE TENSIÓN-DEFORMACIÓN	51
3.7. MECANISMO DE FALLO EN LAS UNIONES ADHESIVAS	55
4. JUSTIFICACIÓN	58
5. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	62
5.1. PRIMERA HIPÓTESIS NULA	62
5.2. SEGUNDA HIPÓTESIS NULA	62
5.3. OBJETIVOS PRINCIPALES	63
5.4. OBJETIVOS SECUNDARIOS	63

6. MATERIAL Y MÉTODO	65
6.1. CÁLCULO DEL TAMAÑO MUESTRAL Y DISTRIBUCIÓN DE GRUPOS	66
6.2. DISEÑO Y PREPARACIÓN DE LAS PROBETAS	68
6.3. FRESADO DE LAS MESOESTRUCTURAS PROTÉSICAS	73
6.4. RECUBRIMIENTO DE LAS PRÓTESIS HÍBRIDAS	75
6.4.1. <i>Confección de las prótesis híbridas del Grupo 1 (MA)</i>	77
6.4.2. <i>Confección de las prótesis híbridas del Grupo 2 (CA)</i>	81
6.4.3. <i>Confección de las prótesis híbridas del Grupo 3 (CC)</i>	83
6.5. ENVEJECIMIENTO ARTIFICIAL	84
6.5.1. <i>Composición de la saliva artificial</i>	84
6.5.2. <i>Termociclado</i>	84
6.6. NUMERACIÓN, CLASIFICACIÓN Y CODIFICACIÓN DE LAS PROBETAS	86
6.7. ENSAYOS DE FLEXIÓN	88
6.7.1. <i>Máquina de ensayos universal</i>	89
6.7.2. <i>Ensayos de flexión en brazo voladizo y de flexión en tres puntos</i>	92
6.8. MICROSCOPIO ESTEREOSCÓPICO DE LABORATORIO	96
6.9. MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO (MEB)	98
6.10. CONTEXTUALIZACIÓN Y TRATAMIENTO ESTADÍSTICO DE LOS DATOS	101

7. RESULTADOS	105
7.1. DISTRIBUCIÓN DE LOS DATOS	105
7.2. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA E INFERENCIAL	105
7.2.1. <i>Estadística descriptiva según localización</i>	106
7.2.2. <i>Estadística inferencial por localización</i>	109
7.2.3. <i>Estadística descriptiva por grupo</i>	115
7.2.4. <i>Estadística inferencial por grupo</i>	119
7.3. ANÁLISIS DE IMAGEN CON MICROSCOPIO ESTEREOSCÓPICO	126
7.3.1. <i>Fractura en el grupo MA</i>	126
7.3.2. <i>Fractura en el grupo CA</i>	130
7.3.3. <i>Fractura en el grupo CC</i>	132
7.4. ANÁLISIS DE IMAGEN CON MEB	135
7.4.1. <i>Prótesis del grupo MA</i>	135
7.4.2. <i>Prótesis del grupo CA</i>	138
7.4.3. <i>Prótesis del grupo CC</i>	140
8. DISCUSIÓN	143
8.1. RESISTENCIA A LA FRACTURA SEGÚN LOS MATERIALES DE CONFECCIÓN	146
8.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA SEGÚN LA LOCALIZACIÓN DE LAS CARGAS	159
8.3. LIMITACIONES Y CONTINUACIÓN DE LA LÍNEA DE INVESTIGACIÓN	165
9. CONCLUSIONES EN ESPAÑOL	169
10. CONCLUSIONES EN INGLÉS (CONCLUSIONS)	172
11. BIBLIOGRAFÍA	175

1. RESUMEN EN ESPAÑOL

1. RESUMEN EN ESPAÑOL

Introducción:

Las prótesis híbridas implantosoportadas constituyen una opción de tratamiento predecible que ha demostrado altas tasas de éxito a largo plazo en edéntulos totales. Pese a su gran popularidad, estas rehabilitaciones presentan frecuentes complicaciones mecánicas, como la fractura de los dientes artificiales y/o del recubrimiento acrílico, por lo que requieren reparaciones periódicas. Como factores predisponentes de dichos fallos, se han señalado la presencia y longitud de los voladizos, ménsulas o *cantilever*, la falta de propiocepción en pacientes implantados, el tipo de antagonista, la sobrecarga oclusal debida a parafunciones y, sobre todo, una unión débil de la mesoestructura al recubrimiento. Esta falta de adhesión entre las aleaciones metálicas y los componentes acrílicos conduce a microfiltraciones de fluidos orales, bacterias y detritus, provocando *microgaps* y separación de los sustratos, lo que finalmente puede derivar en la fractura del recubrimiento acrílico. Para tratar de superar estos inconvenientes, en las últimas décadas se han introducido materiales compuestos de fibras de carbono como mesoestructuras de prótesis híbridas. Sin embargo, son escasos los estudios que abordan sus propiedades mecánicas cuando se adhieren a resina acrílica o composite. Más aún, pese a que la configuración en voladizo puede influir notablemente en la durabilidad de este tipo de restauraciones, no hemos encontrado estudios que investiguen la unión de los materiales mencionados a nivel de las ménsulas distales de implantoprótesis híbridas de arco completo.

Objetivos:

El objetivo principal de la presente investigación fue cuantificar y comparar la resistencia a la fractura, tras ensayos de flexión, de prótesis híbridas implantosoportadas para determinar cuál es, mecánicamente, la combinación óptima de materiales de mesoestructura y recubrimiento y comprobar si los valores de resistencia obtenidos en los distintos grupos superan los límites considerables como clínicamente aceptables (900 N). Además, como objetivos secundarios, se evaluó si la localización de la carga aplicada (voladizos de 13 mm y 10 mm y sector anterior) condiciona la resistencia a la fractura entre los diferentes grupos de estudio y dentro de cada grupo de materiales. Finalmente, se planificó examinar por microscopía las probetas testadas para observar su patrón de fractura y clasificarlas por su tipo de fallo.

Material y método:

En este estudio *in vitro* se fabricaron 15 probetas de prótesis híbridas implantosoportadas de arco completo, con tres combinaciones distintas de materiales de mesoestructura y recubrimiento. Las probetas se clasificaron en tres grupos ($n= 5$ cada uno), tal y como se describe a continuación: Grupo 1 (MA; *control*): prótesis de cobalto-cromo con recubrimiento acrílico. Grupo 2 (CA): prótesis de fibra de carbono con recubrimiento acrílico. Grupo 3 (CC): prótesis de fibra de carbono con recubrimiento de composite. Todas las prótesis híbridas fueron diseñadas simulando una situación clínica real, utilizando un modelo metálico con cinco implantes incrustados en posiciones de 15, 12, 11, 23 y 25 en la arcada. Mediante los *scan bodies* y un escáner extraoral de laboratorio, se escaneó el modelo metálico para a continuación diseñar digitalmente la mesoestructura de la prótesis en un archivo STL. Las mesoestructuras se obtuvieron mediante fresado de los discos de Co-Cr y fibra de carbono a partir de dicho diseño. Una

vez fresadas, se aplicó la técnica adhesiva indicada para cada material de mesoestructura y se procedió a su recubrimiento con el material correspondiente en función del grupo experimental. Todas las probetas se sometieron a un envejecimiento artificial por termociclado, programando 5.000 ciclos con contrastes sucesivos de 5° a 55° C (y tiempo de permanencia de 30 s), equivalente a 1 año de uso clínico. Se practicaron ensayos de flexión hasta la fractura mediante una máquina de ensayos universal, ejerciendo una carga vertical en tres localizaciones establecidas de cada probeta: *cantilever* derecho (*cd*, de 13 mm de longitud), *cantilever* izquierdo (*ci*, de 10 mm) y sector anterior (*sa*). La velocidad de desplazamiento del punzón fue de 0,5 mm/min. Se consideró “fractura”, cuando se observó separación del recubrimiento, y “fracaso total”, en caso de rotura completa de la mesoestructura. Se efectuó un análisis estadístico descriptivo e inferencial de los resultados obtenidos mediante ANOVA de un factor y ANOVA de medidas repetidas de 2 factores ($\alpha= 0,05$). Una vez testados, todos los especímenes se examinaron mediante microscopio estereoscópico y microscopio electrónico de barrido (MEB), para evaluar el patrón de fractura y clasificar el tipo de fallo producido: adhesivo, cohesivo, mixto, o rotura completa de la mesoestructura.

Resultados:

Las prótesis del grupo MA presentaron los valores más altos de resistencia a la fractura, mostrando valores (N) clínicamente aceptables en todas las localizaciones (*cd*: $1364,9 \pm 256,2$; *ci*: $1603,6 \pm 137,3$; *sa*: $2148 \pm 154,2$). El grupo CA registró valores significativamente menores de resistencia a la fractura que el grupo MA en las localizaciones *cd* ($655,4 \pm 262,9$) y *sa* ($1462 \pm 131,4$), siendo inferiores a los clínicamente aceptables en el *cantilever* más largo. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos MA y CA en la localización *ci*. Los

valores de resistencia a la fractura de las prótesis CC fueron significativamente menores que los de las restauraciones MA en todas las ubicaciones ensayadas, y significativamente más bajos que los de las prótesis CA en los puntos *ci* y *sa*. No se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos CA y CC en la localización *cd*. En el grupo CC, únicamente se observaron valores de resistencia clínicamente aceptables en el sector anterior (*sa*: $922,4 \pm 111,9$).

Conclusiones:

En el caso de las prótesis híbridas con *cantilever* de hasta 13 mm, la combinación óptima es una mesoestructura de cobalto-cromo con recubrimiento acrílico. La combinación de fibra de carbono con acrílico podría indicarse en prótesis híbridas con *cantilever* de hasta 10 mm. En principio, la combinación de fibra de carbono y composite solamente resultaría apta en prótesis híbridas sin *cantilever*. La presencia de *cantilever* y la longitud del mismo se asocian directamente a una menor resistencia a la fractura. Las prótesis de cobalto-cromo con acrílico y las de fibra de carbono recubiertas con composite exhibieron predominantemente fallos cohesivos, mientras que las prótesis de fibra de carbono con recubrimiento acrílico evidenciaron una rotura completa del armazón protético.

2. RESUMEN EN INGLÉS

(ABSTRACT)

2. **RESUMEN EN INGLÉS (ABSTRACT)**

Introduction:

A hybrid implant-supported prosthesis is a predictable treatment option that has shown high long-term success rates in totally edentulous patients. Despite their popularity, these restorations present frequent mechanical complications, such as the fracture of the artificial teeth and/or the acrylic coating, thus requiring periodic repairs. Among the predisposing factors for these failures, the presence and length of the cantilevers, the absence of proprioception of the implants, the type of antagonist, the occlusal overload due to parafunctions and, above all, a poor union of the metallic mesostructure to the coating material, have been pointed out. This lack of adhesion between metal alloys and acrylic components may lead to microleakage of oral fluids, bacteria and debris, causing microgaps and separation of substrates, which can ultimately produce the fracture of the acrylic coating. In an attempt to overcome these drawbacks, in recent decades, carbon fiber composite materials have been introduced as mesostructures for hybrid prostheses. However, few studies address their mechanical properties when bonded to acrylic resin or composite. Moreover, although the cantilever configuration may strongly influence the long-term survival of these restorations, we have found no studies focusing on the union of the abovementioned materials at the level of the distal cantilevers in full-arch hybrid implant-supported prostheses.

Aims:

The main purpose of the current investigation was to quantify and compare the fracture resistance, after bending tests, of hybrid implant-supported prostheses to determine the optimal combination of mesostructure and veneering materials from the mechanical point of view, and to verify whether the resistance values obtained in the different groups exceed the limits that may be considered clinically acceptable (900 N). As secondary objectives, it was assessed whether the location of the applied load (cantilevers of 10 mm and 13 mm and anterior sector) influences the fracture resistance within each group of materials and among the study groups. Finally, we planned to examine the tested prostheses under microscopy to observe their fracture pattern and to classify the samples by their failure type.

Methods:

In this *in vitro study*, 15 full-arch hybrid implant-supported prosthesis' samples were manufactured, with three different combinations of mesostructure and coating materials. The specimens were classified into three groups ($n = 5$ each), as follows: Group 1 (MA; *control*): acrylic-coated cobalt-chromium prostheses. Group 2 (CA): acrylic-coated carbon fiber prostheses. Group 3 (CC): composite-veneered carbon fiber samples. The design of all prostheses simulated a real clinical situation. A metal model with five implants embedded in the 15, 12, 11, 23, and 25 arch positions was used. The metallic model was scanned with an extraoral laboratory scanner using the scan bodies. A framework for full-arch hybrid implant-supported prosthesis was digitally designed (STL file) and was sent to a milling machine. Fifteen identical frameworks were milled from cobalt-chromium and carbon fiber discs. Once milled, the mesostructures were

impregnated with the indicated adhesive for each experimental group and were also veneered with the different coating materials depending on the study group. All the specimens were subjected to artificial aging by thermo-cycling (5°-55° C for 5,000 cycles; dwell time = 30 s), equivalent to 1 year of clinical use. The bending tests were performed using a universal testing machine at a crosshead speed of 0.5 mm/min until the fracture of the veneering material occurred. A vertical load was exerted in three established locations *per* specimen: right cantilever (*cd*, 13 mm-length), left cantilever (*ci*, 10 mm-length) and anterior sector (*sa*). The veneer detachment was considered 'fracture', while the total break of the mesostructure was considered 'total failure'. Descriptive and inferential statistical analyses were carried out using both the one-way ANOVA and the two-way repeated measures ANOVA. The statistical significance was set at $\alpha = 0.05$. All the tested specimens were examined under both a stereoscopic microscope and a scanning electron microscope (SEM) to assess the fracture pattern and to classify the failure type of the samples into: adhesive, cohesive, mixed, or total failure (break of the mesostructure).

Results:

The prostheses of the MA group reached the highest fracture load values, showing clinically acceptable (N) values in all locations (*cd*: 1364.9 ± 256.2 ; *ci*: 1603.6 ± 137.3 ; *sa*: 2148 ± 154.2). The CA group registered significantly lower fracture load values than the MA group in the *cd* (655.4 ± 262.9) and *sa* (1462 ± 131.4) locations, being lower than the clinically acceptable ones in the longest cantilever. No statistically significant differences were found between the MA and CA groups in the *ci* location. The fracture load values of the CC prostheses were significantly lower than those of the MA restorations in all tested locations, and significantly lower than those of the CA

prostheses in both the *ci* and *sa* points. No statistically significant differences were detected between the CA and CC groups in the *cd* location. Within the CC group, only the anterior sector evidenced clinically acceptable resistance values (*sa*: 922.4 ± 111.9).

Conclusions:

For full-arch hybrid implant-supported prostheses with cantilevers up to 13 mm, the optimal combination of materials is cobalt-chromium coated with acrylic. The combination of carbon fiber in the mesostructure with acrylic as veneering material could be indicated in hybrid prostheses with cantilevers up to 10 mm. Carbon fiber mesostructures veneered with composite would only be suitable for hybrid prostheses without cantilevers. The presence of a cantilever and its length are directly associated with lower fracture load values. Acrylic-veneered cobalt-chromium prostheses and composite-coated carbon fiber restorations predominantly exhibited cohesive failures, while acrylic-veneered carbon fiber prostheses mainly showed a complete break of the prosthetic framework.

3. INTRODUCCIÓN

3. INTRODUCCIÓN

El edentulismo se define como la ausencia total o parcial de dientes naturales en la cavidad oral,¹ y presenta una mayor prevalencia en la población mayor de 50-60 años.² Esta situación merma paulatinamente el rendimiento masticatorio, reduciéndolo de manera significativa respecto a los sujetos con dentición natural.³ Los pacientes portadores de dentaduras completas mucosoportadas suelen presentar distintos grados de reabsorción de los rebordes maxilo-mandibulares, lo que compromete la retención y la estabilidad de las prótesis. Todo ello, a su vez, favorece la aparición de lesiones orales traumáticas (como úlceras o hiperplasias)^{4,5} e infecciosas (como la candidiasis)^{6,7} resultando en perjuicio de la calidad de vida.² Como consecuencia, muchos pacientes edéntulos de larga evolución no pueden utilizar con comodidad sus prótesis completas, al verse sustancialmente afectadas la masticación y la fonación del paciente, entre otros aspectos.⁵

En definitiva, los problemas de retención y estabilidad de las prótesis completas causan insatisfacción en los pacientes con relación al desarrollo de sus funciones orales, lo que puede desencadenar una inseguridad psicológica que acaba afectando a sus relaciones sociolaborales.⁸ Una cantidad importante de pacientes refiere dificultad para hablar y/o evita la ingesta de determinados alimentos debido a la inestabilidad de sus prótesis. Otros individuos portadores de dentaduras convencionales han llegado a afirmar que mastican mejor sin ellas o incluso que nunca las llevan.⁹

En cambio, las prótesis implantorretenidas e implantosoportadas han demostrado procurar elevada satisfacción y mejorar la calidad de vida de los pacientes,¹⁰ además de aumentar de modo constatable la eficacia y coordinación muscular en pacientes implantados.¹¹ En esta línea, a tenor de investigaciones recientes,¹² las prótesis híbridas implantosoportadas parecen ser la opción terapéutica más eficaz y predecible en términos de eficacia masticatoria, calidad de vida y dolor a la masticación en comparación con las sobredentaduras implantorretenidas.

3.1. Osteointegración

Hoy en día los implantes dentales osteointegrados suponen una alternativa de tratamiento predecible a largo plazo con una elevada tasa de éxito. Gracias al desarrollo de la implantología y la osteointegración, descubierta por el profesor Bränemark¹³ en los años sesenta, podemos ofrecer a nuestros pacientes rehabilitaciones protéticas que cumplen en gran medida sus expectativas.

La osteointegración se define como la conexión íntima, rígida y funcional mantenida entre el hueso vivo y ordenado y un implante.¹⁴ Desde el punto de vista clínico, la osteointegración es el proceso de curación de un biomaterial tras su colocación mediante un acto quirúrgico. Pero el fundamento biológico que permite la osteointegración es la continua remodelación del tejido óseo. La regeneración tisular es la respuesta que da lugar a *restitutio ad integrum* de un tejido tras un trauma.¹⁵ El material de elección para la fabricación de un implante dental es el titanio comercialmente puro, por su elevada biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, así como porque no presenta citotoxicidad a los macrófagos y fibroblastos ni provoca

respuesta inflamatoria en tejidos periimplantarios.^{16,17} El titanio (Ti) y sus aleaciones, al entrar en contacto con el oxígeno del aire, se recubren superficialmente de óxido de titanio (TiO₂), produciendo la osteointegración con el hueso.^{18,19}

El mecanismo de la osteointegración es muy similar al de la regeneración ósea. En primer lugar, tras la herida quirúrgica, el implante entra en contacto con la sangre del lecho óseo y se forma un coágulo sanguíneo.²⁰ La respuesta inflamatoria inicia la proliferación de fagocitos e induce la emisión de citocinas y factores de crecimiento que influirán en la cicatrización inicial. Tras las primeras 48-72 horas, comienza la formación de un precallo óseo. Una vez repuesto el aporte sanguíneo, gracias a los nuevos vasos formados, la matriz ósea se calcificará, dando lugar a hueso alrededor del implante.²¹ Davies²² sugiere diferenciar dos mecanismos por los cuales el hueso puede incorporarse a la superficie del implante. El primero es por osteogénesis a distancia, es decir, el nuevo hueso alcanza la superficie del implante mediante crecimiento aposicional, a partir del hueso que rodea el implante. El segundo mecanismo es por osteogénesis de contacto, la nueva formación ósea que ocurre en la superficie del implante. Posiblemente, la osteogénesis de contacto ocurre tras la osteogénesis a distancia, cuando la separación entre ambos es suficiente.²²

En estos procesos biológicos son de vital importancia el diseño y la estructura de los implantes insertados.²³ Por su superficie, los implantes se pueden clasificar en fijaciones con superficies lisas y rugosas.²⁴ La superficie lisa (o mecanizada) de titanio pulido tiene aspecto metálico y brillante. Hoy en día, se encuentra en desuso debido a que determina un menor porcentaje de unión hueso-implante.²⁵ La superficie rugosa presenta irregularidades microscópicas más o menos uniformes favoreciendo la unión

del hueso al implante. Estas rugosidades se pueden conseguir mediante adición de partículas al titanio (superficies rugosas por adición) o mediante la creación de oquedades (superficies rugosas por sustracción).²⁶⁻²⁸

En virtud de su diseño macroscópico, los implantes se clasificarán atendiendo a su geometría, espiras, longitud y diámetro. En cuanto a la geometría o morfología del implante, los diseños de implantes más utilizados hoy en día son el cilíndrico y el cónico.²⁹ El diseño cónico está basado en el Bränemark System[™] ³⁰ y ha demostrado gran éxito a largo plazo en numerosos estudios.³¹⁻³³ El tipo cónico fue introducido para mejorar la estética y facilitar la inserción de implantes entre dientes naturales o en áreas donde la colocación de implantes cilíndricos pudiera conllevar la perforación de hueso apical.³⁴ Hoy en día, los implantes cónicos son los de elección, ya que, gracias a un diseño que imita la raíz dentaria, favorecen la distribución de las cargas masticatorias al hueso circundante.^{34,35}

Respecto a las espiras o roscas del implante, los implantes roscados son los más empleados debido a su éxito y alto porcentaje de retención inicial.³⁶ Las espiras se encargan de transmitir las cargas axiales al hueso circundante, existiendo diferentes diseños encaminados a conseguir la estabilidad primaria de los implantes.^{37,38} Por otro lado, al aumentar la longitud y diámetro de las fijaciones, se incrementa a su vez la superficie de osteointegración y se transmite menor estrés mecánico al hueso cortical.³⁹ Sin embargo, los implantes cortos⁴⁰ y de diámetro estrecho⁴¹ han ido ganando popularidad en los últimos años, gracias a que han presentando altas tasas de éxito.

3.2. Protocolos de carga en implantología

Desde los inicios de la implantología moderna, Bränemark plantea la necesidad de períodos de cicatrización de 3 a 4 meses en la mandíbula y de 6 a 8 meses en el maxilar, para lograr la osteointegración sin interposición de tejido fibroso que pueda evitar la conexión estructural directa entre el implante y el hueso vivo.^{42,43} Según este planteamiento, los implantes se colocan en dos etapas. En la primera fase quirúrgica las fijaciones implantológicas se insertan en el lecho óseo y en la segunda fase quirúrgica se descubren para la conexión de los pilares de cicatrización. Sin embargo, gracias al desarrollo y evolución de la macro y microgeometría, junto con la introducción del tratamiento de las superficies implantarias, se han podido acortar los tiempos de carga en implantología, popularizándose los protocolos de cargas inmediatas y tempranas.⁴⁴⁻⁴⁷ El primer ensayo aleatorizado con implantes de carga inmediata y temprana se realizó en 1990 con implantes Bränemark System (Nobelpharma[®], Gotemburgo, Suecia).⁴⁸

Sin embargo, los primeros estudios mostraban índices de fracaso significativamente mayores en implantes de carga inmediata/temprana que en los implantes rehabilitados con un compás de espera convencional.³⁰ Actualmente podemos distinguir diferentes protocolos de carga atendiendo al período transcurrido entre la fase quirúrgica y la fase protésica. La definición de carga inmediata varía ostensiblemente de unos autores a otros, definiéndose como aquella que se realiza dentro de las 24,^{49,50} 48^{51,52} ó 72 horas⁵³⁻⁵⁶ tras la inserción del implante. Se considera como carga precoz, aquella llevada a cabo tras los primeros días⁵⁰ o entre la primera y octava semanas tras la intervención quirúrgica.⁵⁷ Por último, se cataloga como carga convencional a la colocación de una rehabilitación protésica tras un período de cicatrización de 3 a 6 meses.⁴²

Actualmente, la carga inmediata es una opción de tratamiento con altas tasas de éxito que depende en gran medida de que se cumplan los criterios de selección de pacientes⁵⁸ y de la experiencia del profesional.⁵⁷ La carga inmediata puede ser una alternativa viable a la carga convencional cuando es posible asegurar una buena estabilidad primaria del implante en el momento de su colocación, es decir, con un torque de inserción de al menos de 32 Ncm.^{59,60} Se ha verificado que una adecuada estabilidad primaria y una amplia interfase óseo-implantaria son fundamentales para alcanzar una correcta osteointegración.⁶¹ La estabilidad primaria, a su vez, depende de varios factores como la densidad y cantidad óseas,^{62,63} una depurada técnica quirúrgica⁶⁴⁻⁶⁶ y la macro y microgeometría de los implantes.⁶⁷⁻⁶⁹

En cuanto a la densidad ósea, se puede valorar mediante técnicas de radiodiagnóstico como la tomografía computerizada o la tomografía computerizada de haz cónico^{70,71} Además, también es frecuente la evaluación cualitativa de la calidad ósea intraoperatoriamente durante el labrado del lecho, examinando los rebordes según las diferentes clasificaciones disponibles: la clasificación de Lekholm y Zarb,⁷¹ de Misch⁷² y de Trisi.⁶¹ Por otro lado, existen diferentes técnicas quirúrgicas para conseguir un buen torque de inserción, como la infrapreparación del lecho óseo(41)⁷³ o la colocación 1 ó 2 mm subcrestal del implante,⁷⁴ entre otras. Los valores de torque de inserción fluctúan en función de los diferentes autores, oscilando entre 30-45 Ncm⁷⁵ y, sobre todo, dependiendo de la rehabilitación protética que recibirán los implantes dentales. Calandriello y cols.⁷⁶ recomiendan un torque de inserción de al menos 60 Ncm para restauraciones unitarias, 45 Ncm para rehabilitaciones parciales y 32 Ncm para restauraciones de arcada completa. Todos estos criterios están encaminados a la reducción de las posibles fuerzas que puedan actuar sobre los implantes, provocando

micromovimientos durante el período de osteointegración, lo que conllevaría al fracaso de la osteointegración.⁷⁷ Se ha demostrado que los micromovimientos durante el tiempo de cicatrización no deben superar los 50-150 μm para evitar la encapsulación fibrosa del implante.^{78,79} Para reducir dichos micromovimientos, además de una excelente estabilidad primaria se deben evitar las fuerzas lesivas o inapropiadas en los implantes durante la cicatrización, razón por la cual la carga inmediata no es recomendable en pacientes con hábitos parafuncionales como el bruxismo.⁸⁰ Por último, es de suma importancia la selección del paciente; que idealmente tendrá una excelente higiene oral, ausencia de hábito tabáquico, ausencia de infecciones agudas y enfermedades sistémicas que puedan interferir o retrasar la cicatrización ósea y demostrará actitud colaboradora.

Sin embargo, en muchas ocasiones, la pérdida dentaria ocasiona una atrofia ósea irreversible y progresiva en los maxilares que incluso puede llegar a dificultar la colocación de implantes.⁸¹ Cuando los pacientes presentan un volumen óseo insuficiente en maxilar y mandíbula, habitualmente se recurre a técnicas quirúrgicas avanzadas para conseguir una cantidad y calidad óseas adecuadas.⁸²

En la mandíbula existen varias técnicas para el aumento óseo horizontal y vertical. La osteotomía segmentaria con interposición de injertos óseos, conocida como técnica de “*sándwich*”, permite la regeneración ósea de 4 a 9 mm.⁸³ Los injertos óseos autólogos de tipo *inlay* y *onlay* de aposición sobre la cresta alveolar,^{84,85} la distracción ósea⁸⁶ y la regeneración ósea guiada⁸⁷ son otras opciones de tratamiento eficaces que permiten obtener suficiente volumen de hueso para poder albergar implantes.

La elevación sinusal es uno de los procedimientos más frecuentemente utilizados en caso de reabsorción maxilar severa.⁸⁸ Existen varios métodos quirúrgicos para la elevación del seno. La técnica más utilizada es la convencional de la ventana lateral o traumática descrita por primera vez por Tatum en 1977,⁸⁹ y consiste en acceder mediante una ventana lateral y rellenar la cavidad antral con el material de injerto óseo. Como inconveniente, cabe destacar las complicaciones que puede presentar, como la perforación de la membrana de Schneider durante la conformación de la ventana lateral mencionada.^{90,91} Por otro lado, también utilizada habitualmente, destaca la técnica de acceso crestal o atraumática introducida por Summers en 1994,⁹² según la cual, gracias al uso de osteotomos, se desplaza el suelo sinusal hacia craneal elevando al mismo tiempo la membrana subyacente de modo que puede combinarse con el uso de injertos óseos de diferente naturaleza.⁹³ Este procedimiento es más conservador y menos traumático que el de Tatum.⁸⁹ Otras técnicas como la elevación de seno con instrumentos piezoeléctricos,⁹⁵ la técnica mediante presión negativa^{96,97} y la técnica del globo^{98,99} han sido introducidas recientemente con diferentes tasas de éxito. Gracias a la evolución en la geometría y en la superficie de los implantes, hoy día podemos ofrecer a nuestros pacientes rehabilitaciones completas mediante el protocolo de carga inmediata y con implantes inclinados a distal, para reducir la necesidad de técnicas de aumento óseo, como es la técnica “*All-on-Four*”TM.¹⁰⁰

3.3. Prótesis sobre implantes para el edéntulo total (opciones)

Las prótesis completas tradicionales han sido la opción de tratamiento más frecuente en la rehabilitación estética y funcional de un paciente edéntulo total.¹⁰¹ Aun así, presentan ciertas limitaciones y desventajas tales como una inestabilidad a la

función, escasa eficacia masticatoria e incomodidad para el paciente.¹⁰²⁻¹⁰⁴ Por esta razón, las prótesis retenidas o soportadas por implantes han ido tomando protagonismo para suplir estas limitaciones, con resultados excelentes en cuanto a supervivencia de implantes.¹⁰⁵⁻¹⁰⁷ Los implantes mejoran notablemente la retención y la estabilidad de las prótesis, evitando, además, la reabsorción del hueso alveolar gracias al estímulo de las cargas masticatorias que les son transmitidas a las fijaciones.¹⁰⁸

Para indicar una rehabilitación sobre implantes, se debe estudiar, en primer lugar, las necesidades y preferencias personales.¹⁰⁹ Por un lado, se puede observar un gran número de pacientes que desean una rehabilitación fija que simule, en la medida de lo posible, su dentición natural. Por otro lado, se encuentran los pacientes que no muestran gran preocupación respecto a una prótesis removible o fija. La decisión de realizar una prótesis removible o fija se debe adoptar en la fase inicial del plan de tratamiento valorando diferentes factores tales como las limitaciones anatómicas: cantidad y calidad óseas, espacio interforaminal anterior, relaciones intermaxilares, preferencias personales respecto a la realización de cirugías de regeneración ósea, coste económico y deseos y necesidades específicas de los pacientes.^{110,111}

Siguiendo el esquema propuesto por Misch,¹¹² la rehabilitación implantológica de los edéntulos totales se puede clasificar en cinco tipos principales: FP-1, FP-2, FP-3, RP-4 y RP-5), cuyo diseño se especifica en la Tabla 1.¹¹²

Tipo de rehabilitación	Definición
FP-1	Prótesis fija que restaura solamente la corona clínica.
FP-2	Prótesis fija que restaura la corona clínica y una porción radicular.
FP-3	Prótesis fija (facultativamente removible) que restaura tejidos duros y blandos perdidos (prótesis híbrida).
RP-4	Prótesis removible con soporte exclusivamente implantario (normalmente con supraestructura).
RP-5	Prótesis removible implantorretenida y mucosoportada.

Tabla 1. Tipos de rehabilitación implantoprotética.¹¹²

Prótesis fijas metal-cerámicas (FP-1 y FP-2): las prótesis fijas metal-cerámicas son el tratamiento de elección si es posible la colocación de un número suficiente de implantes en la arcada dental, el espacio interoclusal y la discrepancia interarcada es favorable y la pérdida de tejidos duros y blandos no es exacerbada.¹¹³ Las FP-1 son rehabilitaciones que se confeccionan en aleaciones metálicas junto con cerámica que restauran exclusivamente las coronas clínicas. Este tipo de tratamientos se deben realizar en aquellos pacientes con una pérdida mínima de tejido óseo y blando y una relación intermaxilar apropiada.¹¹¹ Las FP-2 son prótesis parecidas a las anteriores que rehabilitan coronas clínicas y una porción de la raíz de los dientes, los cuales son más alargados, ofreciendo el aspecto de dientes periodontales.¹¹²

Prótesis fijas metal-resina acrílicas (FP-3) o prótesis híbridas son aquellas prótesis fijas con una mesoestructura generalmente confeccionada en aleación metálica y con recubrimiento de resina acrílica con dientes artificiales de tablilla.^{114,115} Es una opción de tratamiento más económica y con gran estética debido al acrílico rosa que sustituye el tejido de soporte perdido.¹¹⁶ De este modo, además de recuperar la estética facial, se evita la apariencia de dientes demasiado largos en situaciones de reabsorción alveolar intensa, que conduce a un incremento del espacio protético evidenciable a la hora de restaurar la dimensión vertical del paciente.¹¹⁷

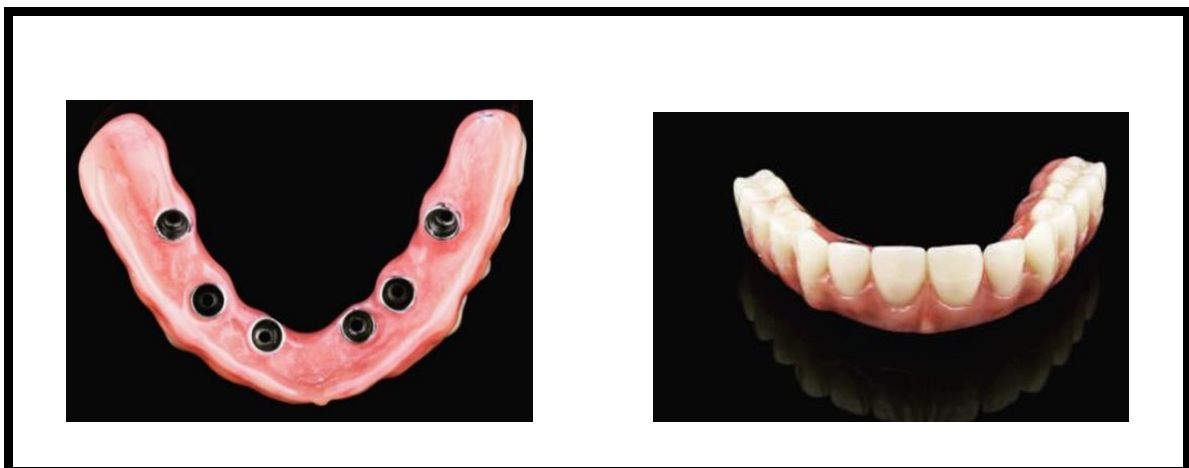
Prótesis removibles (RP-4): son aquellas prótesis que tienen un soporte implantario y una estructura generalmente confeccionada en barra. El paciente puede retirar la prótesis, pero no la estructura de barra. Generalmente, para esta opción, es necesaria la colocación de cuatro a seis implantes en la arcada mandibular y de seis a ocho implantes en la arcada maxilar.¹¹²

Prótesis removibles o sobredentaduras (RP-5): en las sobredentaduras la retención de la prótesis se obtiene mediante los implantes, mientras que el soporte es mucoso. Estas prótesis pueden retirarse e insertarse por el paciente y se confeccionan en resina acrílica y dientes artificiales de tablilla. Se pueden utilizar barras, bolas y ataches como los de tipo Locator[®], de paredes paralelas, como métodos de retención.¹¹⁸⁻¹²⁰

3.3.1. Prótesis híbridas implantosoportadas

En ocasiones no es posible realizar una prótesis fija implantosoportada metal-cerámica debido al elevado grado de reabsorción ósea que sufren los maxilares. En estos casos, además de restaurar la corona clínica, deben reproducirse los tejidos perdidos.¹¹⁷

Una buena alternativa para los pacientes desdentados totales con grandes deficiencias alveolares y que desean una rehabilitación fija, es la prótesis fija-removible metal-acrítica o *prótesis híbrida*. Se trata de una prótesis fija para el paciente y facultativamente removible, ya que va atornillada a pilares.¹²¹ Las prótesis híbridas implantosoportadas (Fig. 1) están indicadas en aquellos casos de edentación completa en los que existe una gran reabsorción de los rebordes alveolares y, por lo tanto, se debe reponer corona clínica y tejidos de soporte osteomucoso.¹¹⁷



Figuras 1a y 1b. Prótesis híbrida implantosoportada superior (cortesía de la Dra. Marta Romeo Rubio).

3.3.1.1. Antecedentes históricos de las prótesis híbridas

A tenor de los descubrimientos realizados acerca de la osteointegración, desde los inicios de la implantología moderna, el profesor Bränemark plantea la necesidad de colocar de cuatro a seis implantes en el sector anterior para realizar una prótesis híbrida.¹²² El primer paciente fue tratado con una prótesis híbrida implantosoportada de metal-resina en 1965.⁴² Fueron Cox y Zarb,¹²³ quienes popularizaron este diseño a través de los estudios que llevaron a cabo en la Universidad de Toronto. Este diseño, desde entonces conocido como “Prótesis de Toronto” ha sido empleado durante más de dos décadas.¹²³ Hoy en día, es comúnmente conocido como prótesis híbrida y ha sido estudiada en la literatura científica presentando tasas de supervivencia que oscilan entre el 88,5% y el 100%.^{124,125}

Attard y Zarb¹²² respaldan la elección de la prótesis híbrida como tratamiento rehabilitador para mandíbulas edéntulas y determinan que la tasa de éxito de la prótesis es del 84% a los 20 años. El diseño de estas prótesis supone un abordaje único, dado que consiste en la colocación de implantes en el sector anterior, lo que a su vez permite la restauración de los sectores posteriores mediante voladizos o *cantilever*.¹²⁶⁻¹²⁸

3.3.1.2. Concepto de prótesis híbridas implantosoportadas

Las prótesis híbridas metal-acrílicas se definen como prótesis fijas, atornilladas, implantosoportadas que constan de una estructura, generalmente confeccionada en aleación metálica con un recubrimiento de resina acrílica con dientes artificiales

prefabricados, pudiendo tener extensiones, *cantilever* o voladizos distales (también denominados ménsulas).^{127,128} Como pauta general están indicadas en aquellos casos con espacio interoclusal superior a 15 mm, cuando por razones anatómicas no es posible la restauración con prótesis fija metal-cerámica sobre implantes, debido a una relación máxilo-mandibular incorrecta; además de otros factores como las preferencias del paciente y/o aspectos económicos.¹¹²

3.3.1.3. Partes y diseño de una prótesis híbrida implantosoportada

Una prótesis híbrida implantosoportada metal-acrítica clásica consta principalmente de tres partes: una supraestructura de resina acrílica con dientes artificiales de tablilla, una mesoestructura generalmente de aleación metálica y una infraestructura que consta de implantes osteointegrados.¹¹²

Comenzando con la supraestructura, clásicamente, la resina acrílica ha sido el material más utilizado tanto en prótesis completas convencionales como en prótesis híbridas implantosoportadas, junto con dientes artificiales prefabricados.^{129,130} Se trata de un polímero conocido como polimetil-metacrilato de metilo o PMMA, el cual es el material más utilizado para bases de prótesis removibles desde su introducción en los años cuarenta.¹³¹ Es un material muy estético, biocompatible, con una fácil manipulación y posibilidades de reparación. Sin embargo, presenta inconvenientes de tipo mecánico (dada su escasa resistencia a la fractura y elevada tasa de desgaste) y de tipo biológico (como el hecho de favorecer la retención y colonización de bacterias y hongos en su superficie).^{132,133} Pero, indudablemente, su gran desventaja es la unión exclusivamente

mecánica que establece con la estructura metálica, lo que obliga a realizar estructuras retentivas complejas y puede acabar desencadenando la separación de los sustratos.¹²¹

En cuanto a la mesoestructura de las prótesis híbridas, su función es ferulizar los implantes insertados mediante un material rígido para una distribución homogénea y equitativa de las cargas oclusales a los implantes y al hueso circundante.¹³⁴ Se recomiendan materiales rígidos para un mejor reparto del estrés y un ajuste pasivo óptimo sobre los implantes.¹³⁵ La mesoestructura debe aportar un soporte adecuado a la supraestructura o al material de recubrimiento con el fin de conseguir un grosor suficiente del mismo. El diseño final de la prótesis debe ser visualizado antes de comenzar a fabricar la mesoestructura.¹³⁶ El titanio comercialmente puro^{137,138} y el cobalto-cromo (Co-Cr)^{139,140} han sido ampliamente utilizados como estructuras de prótesis híbridas implantosoportadas gracias a su alta biocompatibilidad y buenas propiedades mecánicas. No obstante, nuevos materiales poliméricos como el PEEK (poliéter-étercetona),¹³⁵ la fibra de carbono¹⁴¹ y otros composites han sido introducidos y desarrollados como materiales alternativos a las aleaciones metálicas clásicas.¹⁴²

Por último, en lo que se refiere a la infraestructura, el número y posición de los implantes dentales que han de colocarse idealmente para fabricar una prótesis híbrida puede verse condicionado por varios factores tales como la disponibilidad ósea,¹⁴³ la forma de la arcada,¹⁴⁴ la existencia de parafunciones¹⁴⁵ y la altura de la corona clínica.¹⁴⁶⁻¹⁴⁸ En la arcada mandibular, la indicación original es la inserción de cuatro a seis implantes, colocados entre los forámenes mentonianos, permitiendo evitar lesiones de las estructuras anatómicas vasculo-nerviosas y reducir las flexiones en el hueso mandibular.^{149,150} La arcada superior presenta ciertas características anatómicas que no

están presentes en la mandíbula. En la arcada maxilar, la rehabilitación protésica y la colocación de implantes se torna más crítica debido a la naturaleza porosa y trabecular del hueso maxilar, además de la presencia de las fosas nasales y los senos maxilares.¹⁵¹ En la arcada maxilar, como norma general, para soportar una prótesis híbrida implantosoportada se recomienda la colocación de al menos cinco o seis implantes. Sin embargo, estudios recientes parecen encontrar tasas comparables con cuatro implantes a medio/largo plazo.¹⁴⁷

3.3.1.4. Complicaciones mecánicas de las prótesis híbridas.

A pesar del gran éxito del que gozan, las prótesis híbridas presentan algunos inconvenientes que afectan a la función, estética y comodidad del paciente. Las complicaciones más frecuentes son la separación del acrílico del recubrimiento¹⁵²⁻¹⁵⁴ y la fractura de los dientes artificiales prefabricados de resina.^{155,156} Todas estas complicaciones tienen una etiología compleja, que se debe considerar en la etapa de planificación del tratamiento, destacando, entre otros factores: la presencia y longitud de los *cantilever* o voladizos, el tipo de aleación metálica de las estructuras, la unión metal-resina, la naturaleza del antagonista, la arcada edéntula rehabilitada, el número de implantes que soportan la prótesis, la presencia de parafunciones, y la biomecánica y dinámica mandibular. A continuación, describimos cada uno de ellos.

a) ***Presencia y longitud de los cantilever***

Gracias a cuatro implantes anteriores colocados entre los forámenes mentonianos o en la zona premaxilar, es posible fabricar una prótesis con voladizos (también denominados ménsulas o *cantilever* que permiten restaurar los dientes perdidos en extremos distales.¹¹² Según el Glosario de Términos de Prostodoncia,¹ el *cantilever* o voladizo, se define como una restauración fija que posee un brazo en extensión retenido y soportado por uno o más implantes en un único extremo, quedando sin retención o soporte el extremo contralateral. En un principio se consideró que un *cantilever* en la arcada mandibular debería poseer una longitud máxima de dos dientes posterior al implante más distal y la longitud de un sólo diente en la arcada maxilar. Con este diseño se sugería que se podrían evitar las posibles cargas torsionales en la interfase hueso e implante.⁴³ Sin embargo, en la literatura no existe un criterio único respecto a cuál es la máxima longitud de *cantilever* que debería fabricarse, de modo que su valor se ha ido modificando a lo largo de los años. Por ejemplo, en la mandíbula hay autores que recomiendan un máximo de 20 mm^{154,157} o de 15 mm,¹⁵⁸ así como otros autores que defienden extensiones de 18 a 20 mm,¹⁵⁹ o de 15 a 20 mm.¹⁶⁰ Asimismo, en el maxilar se han recomendado voladizos de 10 a 12 mm,¹⁶⁰ de 12 a 15 mm¹⁶¹ y de 15 mm como máximo.¹⁶² No obstante, la mayoría de los autores coinciden en que las extensiones deben ser lo más cortas posible, para evitar complicaciones mecánicas, técnicas y biológicas.¹⁶³ Una excesiva longitud en el voladizo provoca fracturas y fisuras del recubrimiento y/o de los dientes artificiales, aflojamientos de tornillos y pérdida ósea periimplantaria en el área de la interfase hueso-implante.^{164,165} Las prótesis con *cantilever* que tienen una longitud excesiva presentan mayores pérdidas en la interfase hueso-implante debido al estrés y cargas torsionales que actúan sobre ellas;^{166,167} sabiendo además que la intensidad y efectos de estas fuerzas son directamente

proporcionales a la longitud del *cantilever*.^{167,168} Según McGlumphy,¹⁶⁹ esto es debido a que el brazo voladizo del *cantilever* genera una palanca de primer grado, donde el implante más cercano a la ménsula actúa como un fulcro. De este modo, cuando se ejercen cargas en una ménsula, estas fuerzan se transfieren a la zona anterior en forma de cargas de tracción,¹⁶⁹ que se absorben en su mayor parte por los componentes protéticos.¹⁷⁰ Estas cargas producen una separación de las partes de la prótesis, provocando estas complicaciones mecánicas y biológicas.¹⁶⁹ De la misma forma, a mayor longitud del *cantilever*, se observa mayor estrés en el implante y en el hueso circundante al implante más distal.^{171,172} En cuanto a la calidad del hueso, en huesos porosos y blandos, en casos con espacios interoclusales y alturas de las coronas excesivas y si hay presencia de parafunciones, el *cantilever* debe ser más corto e incluso puede estar contraindicado.^{112,173} El número, tamaño y diseño de los implantes también condicionarán la longitud de las ménsulas.^{112,174} Generalmente, los implantes estrechos no se deben utilizar para soportar rehabilitaciones con voladizos,¹⁷⁵ donde, por el contrario, están indicados los implantes de diámetro estándar o anchos.¹⁷⁶

Según Misch,¹¹² la extensión máxima de un *cantilever* se ve influenciada por varios factores tales como la distancia anteroposterior, la densidad ósea, las parafunciones y la dinámica mandibular del paciente. La distancia anteroposterior (A-P) es el espacio que existe entre el centro del implante más anterior y una línea que une la superficie más distal de los implantes posteriores de cada hemiarcada.¹⁷⁷ Las extensiones distales dependerán de dicha dimensión A-P, de modo que cuanto mayor sea, más se podrán extender los *cantilever*.^{112,178} Por un lado, se deben diferenciar las distintas morfologías de arcada, que pueden ser cuadradas, ovoides y estrechas. Una arcada cuadrada tendrá una distancia A-P aproximada de 0-6 mm, una arcada ovoide tendrá una

distancia A-P de 7-9 mm y una arcada estrecha poseerá una distancia A-P de más de 9 mm, permitiendo soportar voladizos de 20 mm, mientras que los voladizos de 12 mm se deben reservar para arcadas cuadradas.¹¹² Por lo general, la recomendación más frecuente es no superar los 15 mm de *cantilever* o el doble de la distancia A-P, siempre que se disponga de al menos 5 implantes.¹⁷⁸

b) *Número e inclinación de implantes por arcada*

Debido, sobre todo a la morbilidad asociada a las técnicas quirúrgicas y a los costes económicos, se ha observado un creciente interés por reducir el número de implantes colocados en las arcadas.¹⁴⁷ Hoy en día, se encuentran en auge de los implantes inclinados a distal, que demuestran excelentes resultados con tasas de éxito similares a los implantes axiales convencionales.¹⁷⁹⁻¹⁸¹ La inclinación distal permite aumentar el área de soporte y fijación que aportan los implantes, disminuyendo la longitud del *cantilever* de la restauración.¹⁸²

Aunque no existe una asociación clara entre el número de implantes colocados y las complicaciones mecánicas que se producen en las prótesis híbridas implantosoportadas, sí existe una relación entre el número de implantes y la longitud del *cantilever* que se puede confeccionar.¹⁸³

c) *Espacio interoclusal*

El espacio protético o espacio disponible para la altura de las coronas una vez determinada la dimensión vertical del paciente, es un aspecto muy importante que se debe tener cuenta ya que puede aumentar considerablemente el momento de las fuerzas, por lo que, cuanto más altas sean las coronas, más cortos deberán ser los *cantilever* distales. Cuando el espacio interoclusal supere los 15 mm, no se recomienda incluir voladizos, a excepción de que todos los restantes factores de fuerza sean favorables. En estos casos, es aconsejable reducir o eliminar los contactos oclusales en relación céntrica, en la región más posterior de un *cantilever*. De esta manera, se pueden disminuir las cargas oclusales parafuncionales.¹¹²

d) *Ausencia de propiocepción en implantes dentales*

La principal diferencia entre los implantes y los dientes naturales es la ausencia de un ligamento periodontal que proporcione mecanorreceptores.¹⁸⁴ Los mecanorreceptores periodontales codifican los aspectos espaciales, temporales y de intensidad de las fuerzas que actúan sobre los dientes.¹⁸⁵ Por lo tanto, los receptores del ligamento periodontal son esenciales, siendo responsables de la sensibilidad táctil activa (que permite la detección interoclusal del espesor y forma del objeto) y de la sensibilidad pasiva (que se define como la capacidad de discriminar cargas de diferentes intensidades).¹⁸⁶ Los mecanorreceptores periodontales proporcionan al sistema nervioso central una retroalimentación para la percepción sensorial y el control motor. En ausencia de este ligamento, se han observado mecanismos de compensación sensoriales

en pacientes implantados. Esta sensibilidad mediada en ausencia de mecanorreceptores periodontales se denomina “oseopercepción”.^{187,188}

La oseopercepción,¹⁸⁹ por tanto, se define como la mediación de la propiocepción en ausencia de mecanorreceptores periodontales y deriva de la contribución de diferentes mecanorreceptores como: receptores de la articulación temporomandibular,¹⁹⁰ del tejido óseo periimplantario,¹⁹¹ músculos,¹⁹² periostio,¹⁸⁸ tejidos cutáneos y mucosos.¹⁸⁶ No obstante, en los pacientes portadores de prótesis sobre implantes, esta oseopercepción resulta significativamente menor que en pacientes con dentición natural.¹⁹³ Varios estudios sugieren que en los pacientes portadores de prótesis sobre implantes se observa una actividad masticatoria y neuromuscular menos coordinada.^{194,195} Como consecuencia de esta pérdida de los mecanorreceptores, disminuye el control propioceptivo fino de la función masticatoria, lo que influye en la magnitud y dirección de la carga oclusal.¹⁹⁶ Este fenómeno se traduce en un aumento del umbral de sensibilidad táctil activa y pasiva,¹⁹⁷ provocando cargas masticatorias aumentadas en pacientes implantados.¹⁹⁸ Dichas fuerzas pueden llegar a ser entre 8 y 50 veces superiores las cargas habituales en dentición natural.^{186,199} Estos factores, junto con otras causas, pueden derivar en serias complicaciones mecánicas en las prótesis implantosoportadas.

e) *Sobrecarga oclusal y presencia de parafunciones*

La mayor parte de las complicaciones que ocurren en prótesis implantosoportadas se deben a factores biomecánicos.²⁰⁰ El ligamento periodontal funciona como un elemento amortiguador,²⁰¹ dispersando las cargas oclusales a lo largo

del eje axial de la raíz de los dientes mediante pequeños movimientos que oscilan entre 150-200 μm .²⁰² Las cargas se transmiten al hueso circundante a través de las fibras periodontales. Por el contrario, el implante, al carecer de ligamento periodontal, presenta una movilidad axial mínima, que oscila entre 3-5 μm .¹⁹⁹ Como consecuencia, las fuerzas de oclusión provocan tensiones que se concentran en la interfase hueso-implante, pudiendo propiciar pérdida ósea periimplantaria, aflojamiento de tornillos, fractura y/o desprendimiento de los materiales protésicos.²⁰³ Por lo tanto, la oclusión desempeña un papel esencial en la longevidad de las restauraciones protéticas, siguiendo esquemas oclusales óptimos para cada tipo de rehabilitación.^{173,203} Para reducir las sobrecargas oclusales, se recomiendan prótesis con *cantilever* cortos,²⁰⁴ ajuste pasivo entre la estructura y los implantes,²⁰⁵ adecuada proporción corona-implante,²⁰⁶ inclinaciones cuspídeas reducidas,²⁰⁷ caras oclusales estrechas en sentido vestíbulo-lingual²⁰⁸ y contactos oclusales suaves, homogéneos y distribuidos por todo el arco.²⁰⁹

Además, estos factores se ven agravados por las parafunciones como el bruxismo, que aumenta significativamente la tasa de complicaciones mecánicas de las prótesis implantosoportadas,^{145,210,211} conduciendo a una fractura y desprendimiento del recubrimiento de las prótesis, aflojamiento de tornillos, pérdida del material de cierre de la chimenea y desgaste de los dientes artificiales.¹⁰⁵ Según Chrcanovic y cols.,²¹² la complicación más frecuente fue el desgaste de los dientes artificiales y el desprendimiento del recubrimiento acrílico, siendo cuatro veces más frecuente en pacientes bruxistas. Además, el uso de férulas de descarga de tipo Michigan, se ha asociado con una menor tasa de complicaciones mecánicas de las prótesis implantosoportadas.^{213,214}

f) *Naturaleza de la arcada rehabilitada y de la arcada antagonista.*

Los primeros autores en estudiar las complicaciones mecánicas de las prótesis híbridas son Johansson y Palmqvist,²¹⁵ quienes tras analizar durante cinco años 50 prótesis híbridas, llegan a la conclusión de que la complicación más frecuente es la fractura de los dientes artificiales, con la misma incidencia en la arcada superior y en la arcada inferior, pese a que otros estudios demuestran una mayor frecuencia de fracturas y desprendimientos en el maxilar superior.^{216,217}

Por otro lado, la tasa de complicaciones disminuye si la arcada antagonista es una prótesis completa mucosoportada, en lugar de ser una rehabilitación sobre implantes, lo que podría deberse a la sobrecarga oclusal favorecida por la ausencia de propiocepción en los pacientes implantados.^{105,155,218}

g) *Aleaciones metálicas de las estructuras*

El protocolo original propuesto por Bränemark, consistía en una mesoestructura de oro colado que era recubierta de resina acrílica y dientes artificiales de resina.¹³ Debido a los costes económicos que esto suponía y con el fin de mejorar las propiedades mecánicas, se fueron introduciendo nuevas aleaciones metálicas tales como plata-paladio,^{154,219,220} titanio colado,²²¹ titanio soldado con láser²¹⁶ o titanio mecanizado^{138,222} y cobalto-cromo colado.²²³ Estos materiales han permitido reducir los costes, manteniendo y mejorando las propiedades mecánicas, ya que, a pesar de no ser la complicación más frecuente, la rotura de la mesoestructura implica la confección de una nueva prótesis, con los inconvenientes que esto puede plantear para los pacientes. La

fabricación de las mesoestructuras con titanio comercialmente puro favorece la transmisión de cargas al hueso periimplantario, y además reduce los costes que suponía el oro colado.²²⁴

No obstante, una buena unión metal-resina es un antiguo problema prostodóncico aún sin resolver.²²⁵⁻²²⁷ Se han introducido diferentes métodos para aumentar la adhesión entre las aleaciones metálicas y las resinas acrílicas, que principalmente se basan en retenciones mecánicas y uniones químicas. Como retenciones mecánicas consideramos la unión macromecánica y la micromecánica, teniendo en cuenta el tamaño de las partículas retentivas. Una unión macromecánica podría ser el método de la sal perdida, en el cual se añaden cristales o perlas de resina al patrón de cera,²²⁸ mientras que algunos ejemplos de unión micromecánica serían el chorreado con partículas de alúmina (óxido de aluminio: Al_2O_3), grabado electrolítico²²⁹ o grabado químico con ácidos.²³⁰ Por otro lado, se han intentado desarrollar métodos de retención química, como los acondicionadores o *primers* de metal.^{225,231,232}

Debido a una pobre adhesión de la aleación metálica de las mesoestructuras a la resina acrílica del recubrimiento, se han observado microfiltraciones de fluidos orales,²³³ bacterias y detritus provocando *microgaps* y separación de los sustratos.²³⁴ Sumado a esto, se encuentra la diferencia en el coeficiente de expansión térmica entre las aleaciones metálicas y el acrílico, lo que conduce inevitablemente a la separación del recubrimiento.²³⁴

Actualmente, gracias al desarrollo de los materiales compuestos, ha sido posible la introducción de mesoestructuras de fibra de carbono que pueden presentar una unión

química con la resina acrílica del recubrimiento.^{141,235,236} En esta línea, Menini y cols.,¹⁴¹ en su estudio *in vitro*, sugieren que la fibra de carbono puede ser una buena alternativa como material para la estructura.

3.4. La fibra de carbono y los composites en prostodoncia

Un material compuesto o “composite” es el resultado de la combinación de al menos, dos componentes de diferente naturaleza física y no solubles mutuamente, es decir, materiales separables físicamente.²³⁷ Este nuevo material posee propiedades y cualidades superiores e inalcanzables por cada uno de los componentes de forma individual.²³⁸ Consta de dos elementos básicos: el refuerzo y la matriz. El objetivo del refuerzo es aportar resistencia y rigidez y puede presentarse en forma de fibras continuas, fibras cortas o partículas.²³⁹ Este refuerzo debe estar embebido en la matriz, cuya función es dar cohesión al material, posicionar el material de refuerzo, protegerlo del ataque químico y ambiental y permitir la transferencia y distribución de las cargas y tensiones de una manera homogénea.²⁴⁰

Los composites pueden clasificarse en tres grandes grupos en función de la naturaleza de la matriz: composites de matriz metálica, composites de matriz cerámica y composites de matriz polimérica.²⁴¹ Los últimos son los más ampliamente utilizados, frecuentemente reforzados con fibras de vidrio, de carbono, aramida y polietileno, entre otros.²⁴²

Las matrices poliméricas se pueden agrupar en polímeros termoplásticos (polietileno, polipropileno, policloruro de vinilo, polimetil-metacrilato, poliéter-

étercetona, etc.)^{243,244} y polímeros termoestables²⁴⁵ (epoxi, fenólicos, aminas, poliésteres, etc.). Los polímeros termoplásticos conllevan la ventaja de poder ser recalentados y refundidos, mientras que los termoestables son más rígidos y duros.²⁴²⁻²⁴⁴ En cuanto a las fibras, pueden ser largas, cortas, continuas o discontinuas, siendo las fibras continuas las de uso más común en aplicaciones de ingeniería.^{246,247}

La fibra de carbono fue desarrollada y estudiada por primera vez en Gran Bretaña en los años sesenta, donde se utilizó principalmente para la fabricación de componentes aeronáuticos e ingeniería civil.²⁴⁸ Hoy en día, los materiales compuestos reforzados con fibra de carbono (CFRP: *carbon fiber reinforced polymers*) son ampliamente utilizados en diferentes campos, como la ingeniería, la medicina, y la odontología.²⁴⁹⁻²⁵¹

La fibra de carbono en odontología y especialmente en prostodoncia fue introducida por Schreiber en 1971,²⁵² quien, tras reforzar las prótesis completas superiores con fibra de carbono, sugiere que las propiedades mecánicas mejoran notablemente, incrementando la resistencia a la flexión en un 50% respecto a las prótesis tradicionales de acrílico. No obstante, afirmaba que la escasa estética de las prótesis no compensaba las ventajas aportadas.²⁵² Tras estos resultados, en 1974, Schreiber²⁵³ realiza el primer estudio clínico con prótesis reforzadas, dirigiéndose a una población con alta incidencia de rotura de prótesis, es decir, al menos con dos episodios anuales. Para mejorar la estética sugiere enmascararlo con acrílico rosa. Tras estos hallazgos, se estudiaron las resinas acrílicas reforzadas con diferentes proporciones de contenido de fibra de carbono en su matriz, llegando a la conclusión de que presentaban mejores propiedades mecánicas que las resinas sin reforzar.^{254,255} Asimismo, otras fibras como la fibra de vidrio, fibra de polietileno y fibra de silicio fueron introduciéndose para mejorar

las características de las resinas acrílicas utilizadas en prostodoncia,^{256,257} de modo que continúan siendo estudiadas y mejoradas en la actualidad.

Otra perspectiva sugería la colocación de un fino tejido de fibra de carbono, lo que resultaba en una mejoría significativa de la resistencia²⁵⁸ disminuyendo la incidencia de fractura de las prótesis.²⁵⁹ Dicha resistencia era más favorable cuando el refuerzo era perpendicular a las fuerzas masticatorias.²⁶⁰

Posteriormente, se sugirió el uso de la fibra de carbono en prótesis híbridas implantosoportadas. Ruyter y cols.,²⁶¹ son pioneros en la confección de prótesis híbridas implantosoportadas de resina acrílica reforzadas con fibra de carbono, con resultados satisfactorios pero mejorables. La técnica original consistía en utilizar las fibras de carbono trenzadas alrededor de los cilindros de titanio unidos a los implantes dentales. Posteriormente se embebía en resina acrílica donde estaban incrustados los dientes artificiales.²⁶²

En los últimos años se han seguido investigando los composites reforzados con fibra de carbono como material para prótesis híbridas, obteniendo resultados alentadores en cuanto a propiedades mecánicas y biológicas.¹³⁴ En esta línea, los trabajos *in vitro* de Menini y cols.,^{141,235} realizados bajo un nuevo concepto que propone la confección de mesoestructuras con múltiples capas de fibra de carbono sucesivas colocadas bajo presión en una mufla, sugieren resultados satisfactorios. Por otro lado, Pesce y cols.,²⁶³ proponen el empleo de hilos de fibra de carbono constituidos por filamentos prefabricados de 4 a 6 nm de tamaño para prótesis implantosoportadas con resultados esperanzadores. No obstante, existen escasos estudios clínicos que evalúen estas

prótesis. Entre ellos, el estudio clínico de cohortes de Pera y cols.,²³⁶ concluye que las prótesis inmediatas con estructuras de fibra de carbono obtuvieron superiores resultados que las prótesis inmediatas sobre estructuras metálicas tras un período de seguimiento de 22 meses.

3.5. Envejecimiento artificial mediante termociclado

La cavidad oral sufre grandes oscilaciones de temperatura debido a la ingesta de alimentos. Por ello, para simular las condiciones orales *in vivo*, se suelen aplicar procedimientos como el denominado “termociclado” o “ciclado térmico”, mediante una máquina termocicladora.²⁶⁵⁻²⁶⁷ Este método, utilizado desde 1952,²⁶⁸ es un sistema empleado para someter los materiales de restauración y los aparatos intraorales a un estrés térmico acelerado sumergiendo los especímenes en medios húmedos alternativamente en baños fríos y calientes. Pese a ser un procedimiento válido de envejecimiento artificial *in vitro*, no existe un protocolo estandarizado universal.^{269,270} La temperatura, el número de ciclos y el tiempo de inmersión en los baños son los tres factores principales que caracterizan el termociclado.²⁷⁰ La temperatura a la que se someten las muestras simula el efecto de la entrada y salida de alimentos de la cavidad oral, aunque se ha demostrado que los dientes no alcanzan la temperatura de los alimentos ingeridos.²⁷¹ Por conveniencia, en la mayoría de los estudios las temperaturas de los dos baños varían de 4-5 °C a 55-60 °C.²⁷²⁻²⁷⁶ Por otra parte, el tiempo de permanencia en el medio húmedo corresponde al tiempo de latencia requerido por la cavidad oral para recuperar su temperatura habitual tras el consumo de un alimento caliente o frío.²⁷⁰ Los tiempos de inmersión varían desde 2-5 s²⁷⁷ hasta 30 s.²⁷⁸

El número de ciclos programados trata de representar los años de uso clínico del material testado. Éste es el factor que genera más controversia, ya que depende de los hábitos alimenticios de la población y los estudios presentan grandes diferencias entre sí a este respecto,^{269,279,280} llegando a efectuarse 100.000 ciclos en algunas investigaciones.²⁷⁶

En definitiva, el objetivo del termociclado es crear una diferencia entre el coeficiente de expansión lineal y la contracción térmica de los diferentes sustratos o materiales mediante la aplicación de calor y enfriamiento.²⁷¹ Dicho estrés térmico en un medio húmedo puede provocar la degradación de los polímeros utilizados en prótesis,^{281,282} ya que aumenta la absorción de agua como consecuencia del incremento de la distancia entre la cadena de polímeros de la resina acrílica, lo que merma sus propiedades mecánicas.²⁸¹ En nuestro experimento, una vez fabricadas todas las probetas se sometieron a un envejecimiento artificial cuya metodología se detallará en el apartado correspondiente.

3.6. Ensayos de flexión y curvas de tensión-deformación

El estudio de las propiedades mecánicas de los materiales es uno de los principales campos de investigación en odontología, ya que la mayoría de los materiales utilizados en la cavidad oral van a recibir grandes cargas y tensiones, derivando en deformaciones y repercusiones biológicas y clínicas en el área bucal.²⁸³

Como sabemos, la resistencia (o tensión máxima que es capaz de soportar un material) puede ser estudiada mediante diferentes tipos de ensayo mecánico (tracción, cizalla, compresión, torsión y/o flexión, etc.).²⁸⁴ Por lo general, los ensayos de flexión

son los más empleados. La resistencia a la flexión es la capacidad de un material para evitar ser deformado elásticamente, por lo que el ensayo de flexión realizado en este tipo de estudio permite evaluar el comportamiento de tensión-deformación de los materiales testados.^{284,285} Cabe destacar que la flexión es el esfuerzo que resulta de la aplicación de cargas perpendiculares al eje principal de un elemento.²⁸⁶ Es conveniente recordar que, medir la resistencia de un material representa cuantificar cuál es la carga externa necesaria para romper un cuerpo construido con ese material o cuál es la tensión máxima que generan sus uniones antes de romperse.²⁸⁷ Para ello, las probetas se someten a cargas progresivas hasta que se produce una fractura o separación de la unión. Esta fuerza se puede medir en unidades Newton (N) y también en función de la superficie sobre la que actúa, siguiendo la fórmula:²⁸⁷

$$\text{Resistencia} = \text{Fuerza} / \text{Superficie}$$

$$\text{Pascal (Pa)} = \text{N} / \text{m}^2$$

Las fuerzas que se ejercen sobre un cuerpo en reposo van a provocar una deformación en éste, que será mayor o menor según la intensidad de la carga aplicada. Las deformaciones resultantes son proporcionales a las tensiones inducidas hasta alcanzar una tensión máxima, que se denomina “límite proporcional”,²⁸⁸ tal y como recoge el enunciado de la ley de Hooke.^{289,290} Por lo tanto, en un material sobre el cual se ejerce una fuerza, se desencadena la secuencia que se describe a continuación.²⁹⁰ En primer lugar, ocurre una “deformación elástica”, que es aquella deformación que desaparece cuando deja de actuar la carga que la produce, recuperando el cuerpo su dimensión original.²⁸⁹ Se trata de una deformación reversible. A continuación, si la

fuerza es mayor o si continúa ejerciéndose, acontece una “deformación plástica”, donde el material se deforma hasta un punto en el que ya no recobrará su forma original cuando la fuerza cese.²⁹⁰ Ésta es una deformación irreversible. Por último, si la carga aumenta hasta llegar a la fractura, se alcanza la “resistencia final”.^{286,290}

El ensayo más frecuente en los estudios de resistencia a la flexión de materiales es el ensayo de flexión en tres puntos.²⁹¹ Se lleva a cabo sobre probetas apoyadas en dos puntos, aplicando la carga en un punto equidistante entre los dos anteriores, sobre la superficie contraria a la de apoyo. Sin embargo, cuando estas investigaciones se aplican al campo de la prótesis, existen excepciones en las que el ensayo de flexión en tres puntos debe modificarse para lograr una mayor aproximación a la situación clínica real. Es por ejemplo el caso de las prótesis híbridas en extensión con ménsula o *cantilever*, de modo que el ensayo a realizar para evaluar la resistencia a la fractura de dichos voladizos no debe efectuarse con dos puntos de apoyo, ya que esta sistemática no sería consecuente con su diseño en extremo libre. Por, ello, tal y como sucede en nuestro trabajo para dos de las tres localizaciones testadas en cada probeta (*cantilever* derecho e izquierdo), el ensayo de flexión en las ménsulas protéticas se basará en una modificación del ensayo de flexión en tres puntos, de modo que sólo consideraremos un punto de apoyo en la máquina de ensayos y otro punto distal a dicho apoyo, localizado en el propio voladizo, que será el punto de aplicación de la carga (sobre la superficie contraria a la de apoyo). En cualquier caso, mediante una máquina universal de ensayos conectada a un ordenador se pueden registrar la carga aplicada y la deformación obtenida.^{290,291} Los resultados se reflejan gráficamente por medio de curvas en un sistema de coordenadas, que son las curvas de “tensión-deformación”. En el eje de

ordenadas se representa la carga o el esfuerzo, y en el eje de abscisas se proyecta la deformación causada por la carga, por unidad de longitud.²⁹²

Establecer la curva de tensión-deformación ofrece un gran interés en la investigación de un nuevo material, ya que nos permite conocer la tensión máxima que podrá soportar para permanecer dimensionalmente estable.²⁹²

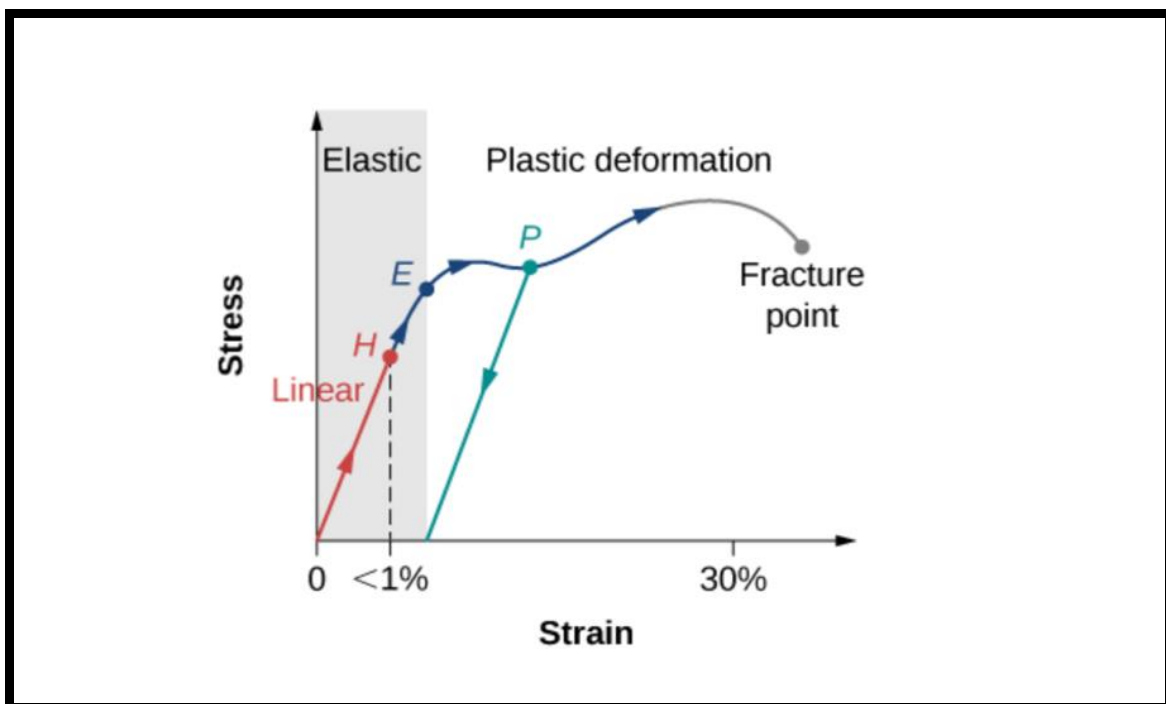


Figura 2. Representación gráfica de la curva de tensión-deformación.²⁹³

En una curva de tensión-deformación (Fig. 2), la recta o la primera zona se corresponde con el tramo elástico.²⁹³ En esta región se produce una deformación elástica del material, directamente proporcional a la fuerza aplicada y que, al retirarse el esfuerzo, desaparece.²⁸⁹ A medida que va aumentando la carga, se obtiene una deformación también constante, hasta que se alcanza un punto en que dicha proporcionalidad se pierde. Este punto se denomina “límite proporcional” o “límite

elástico” (σE).²⁹⁴ Si la tensión inducida supera el valor del límite proporcional, tiene lugar una deformación permanente, que al aumentar la carga termina por fracturarse. La pendiente de esta porción lineal de la gráfica (la recta) indica la rigidez del material y se denomina módulo de elasticidad o módulo de Young (E).²⁹⁰ El módulo de elasticidad es característico y constante para cada material. Cuanto mayor sea el módulo de elasticidad, más tensión se necesita para generar una deformación elástica.²⁹⁵ El módulo de elasticidad se define como la proporción existente entre la tensión a la que se somete el material y la deformación reversible o elástica que éste experimenta. Dicha magnitud indica la rigidez del material.²⁹⁵ Por tanto, la rigidez es la resistencia del material a ser deformado; siendo un material tanto más rígido cuanto mayor es la pendiente de la curva de tensión-deformación.²⁹³

Lo contrario se denomina flexibilidad, ya que cuanto menor sea el módulo, más flexible será el material.²⁹² Cuando se sobrepasa el límite elástico o de proporcionalidad puede acontecer la fractura si el material es frágil, o una deformación plástica si el material es dúctil.²⁹⁶ Entre el límite elástico y el punto de ruptura, a menudo existe una zona de fluencia, donde el material se deforma fácilmente sin necesidad de incrementar el esfuerzo.²⁹³ Dependiendo del tipo de material, dicha región de fluencia puede o no existir. Si esta región es pequeña o inexistente, el material es frágil. Si, por el contrario, la región de fluencia es amplia, el material es dúctil.²⁹⁶

3.7. Mecanismo de fallo en las uniones adhesivas

El mecanismo de unión que se establece entre la mesoestructura metálica, los adhesivos de metal y la resina acrílica del recubrimiento consiste en una unión adhesiva

y dependerá principalmente de dos tipos de fuerzas. Por un lado, encontramos las “fuerzas adhesivas”, que mantienen unido el sustrato (en nuestro caso es la mesoestructura) y el adhesivo. Por otro lado, observamos las fuerzas internas que se generen en el adhesivo, denominadas “fuerzas cohesivas”.²⁹⁷

El objetivo principal de un sistema adhesivo estructural, como lo es una prótesis híbrida, es transmitir una carga externa al resto de las estructuras de forma homogénea.²⁹⁸ Si el sistema adhesivo estructural no es estable y sólido, funcionando como un “todo” para distribuir y transmitir eficazmente el estrés externo, sufrirá un fallo que puede desembocar en el fracaso de la propia unión.²⁹⁸ Por tanto, las prótesis híbridas, de modo comparable a las uniones adhesivas, pueden fracasar registrando cuatro tipos de fallo: adhesivo, cohesivo, mixto, y rotura del sustrato.

El fallo adhesivo es el que sucede a nivel de la unión entre un sustrato y el adhesivo.^{297,299} El fallo cohesivo se produce en el interior del propio adhesivo empleado, provocado por el fracaso de las fuerzas que mantienen unidas sus moléculas.³⁰⁰ El fallo mixto es una situación intermedia entre las dos anteriores y se trasluce en un tipo de fractura débil.^{297,301} Y, en último lugar, la rotura del sustrato, supone un fallo que ocurre en el propio sustrato antes que en el adhesivo.^{297,301} En nuestro trabajo, tras el ensayo de flexión se analizó el tipo de fallo en las probetas testadas. Se consideró “fractura”, cuando se identificó desprendimiento o fisura en el recubrimiento protético y/o los dientes artificiales. Se consideró “fracaso” o “fracaso total” cuando la mesoestructura (es decir, el sustrato), se rompió por completo.

4. JUSTIFICACIÓN

4. JUSTIFICACIÓN

El éxito clínico de una rehabilitación con prótesis híbridas implantosoportadas depende, en gran medida, de su longevidad. Los materiales utilizados en la confección de estas restauraciones están íntimamente relacionados con su pronóstico y supervivencia.³⁰² Hasta el momento, se han venido empleando mesoestructuras metálicas para las prótesis híbridas. Sin embargo, las aleaciones metálicas presentan una unión cuestionable a las resinas acrílicas, lo que facilita la aparición de microfiltraciones de detritus, bacterias y fluidos orales.^{234,303}

Este hecho, combinado con factores como la presencia y a veces excesiva longitud de los *cantilever* o voladizos de estas prótesis,^{164,304} la falta de propiocepción de los pacientes implantados,^{189,305} la existencia de parafunciones²⁰³ y un espacio interoclusal aumentado¹⁴⁵ puede favorecer la fractura y/o desprendimiento del recubrimiento acrílico y/o de los dientes artificiales de resina.^{153,158,215} Esta situación, a su vez, da lugar a problemas estéticos, fonéticos y masticatorios, mermando la calidad de vida de los pacientes.³⁰⁶

Como consecuencia de los inconvenientes citados, además del encarecimiento que supone el uso de ciertas estructuras metálicas, en las últimas décadas se han investigado los materiales compuestos de fibra de carbono como mesoestructuras de prótesis híbridas.^{141,235,236} No obstante, pese a las prometedoras propiedades físicas de la fibra de carbono, existen escasos trabajos que analicen estos materiales unidos a resinas acrílicas.^{236,263} Cabe destacar que no hemos encontrado estudios que evalúen la unión

referida en un punto *cantilever*, siendo la configuración de ésta de gran importancia en las complicaciones mecánicas y,^{126,128} por lo tanto, en el éxito a largo plazo de las prótesis híbridas.³⁰⁷

Por otro lado, el estudio *in vitro* que presentamos es el primer ensayo documentado de flexión llevado a cabo en tres localizaciones diferentes de una prótesis híbrida, siendo especialmente poco frecuentes los trabajos realizados con probetas que simulan prótesis híbridas implantosoportadas reales,¹⁴¹ como es nuestro caso.

Más aún, en la literatura científica no hemos localizado estudios *in vitro* que evalúen mesoestructuras implantoprotéticas confeccionadas con fibra de carbono fresadas mediante tecnología CAD/CAM. Este tipo de mesoestructuras se suelen preparar manualmente por los técnicos de laboratorio en hornos especialmente diseñados a tal efecto.³⁰⁸ Dichas mesoestructuras se construyen con múltiples capas de tejido de fibra de carbono, bajo una presión y temperatura específicas, pudiendo esta manipulación afectar a sus propiedades mecánicas.^{141,236,263}

En nuestro trabajo hemos utilizado discos prefabricados de fibra de carbono para fresar por CAD/CAM, con la doble finalidad de preservar al máximo las propiedades de los composites de fibra de carbono y de estandarizar el proceso de fabricación,²⁶³ eliminando así posibles variables de confusión vinculadas al trabajo manual.¹⁴¹

En síntesis, hasta la fecha no existe ningún trabajo publicado en el que se hayan testado *in vitro* prótesis híbridas implantosoportadas con mesoestructuras de fibra de carbono fresadas por CAD/CAM, mediante un ensayo de flexión en puntos *cantilever*, a

pesar de que en prótesis híbridas con mesoestructuras metálicas, son numerosos los trabajos realizados.^{105,309}

Por todo lo anterior, consideramos de especial interés realizar un estudio *in vitro* para analizar la resistencia a la fractura del material de recubrimiento en prótesis híbridas, ya que el desprendimiento de este conduce irremediablemente a un malestar estético, funcional y psicosocial, obligando a los pacientes a acudir a la clínica asiduamente para reparaciones imprevistas.³⁰⁶

5. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

5. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

5.1. Primera hipótesis nula

No existirán diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la resistencia a la fractura por flexión al intercomparar los grupos de prótesis híbridas implantosoportadas fabricadas con distintos materiales (cobalto-cromo con recubrimiento acrílico, fibra de carbono con recubrimiento acrílico, y fibra de carbono con recubrimiento de resina compuesta) en cada una de las localizaciones de la aplicación de la carga (sector anterior y dos *cantilever* de diferente longitud).

5.2. Segunda hipótesis nula

No existirán diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la resistencia a la fractura por flexión entre las distintas localizaciones de la aplicación de la carga: *cantilever* derecho, *cantilever* izquierdo y sector anterior, dentro de cada grupo de prótesis híbridas implantosoportadas, determinado por su material de confección.

5.3. Objetivos principales

- 1) Medir y comparar la resistencia a la fractura de prótesis híbridas implantoportadas confeccionadas con diferentes combinaciones de materiales de mesoestructura y recubrimiento, mediante ensayos de flexión aplicados tanto en el sector anterior como en ménsulas de diferente longitud.
- 2) Determinar si los valores de resistencia registrados en los distintos grupos de estudio superan el umbral mínimo clínicamente aceptable según la literatura (900 N).³¹⁰
- 3) Seleccionar la combinación óptima de materiales de mesoestructura y recubrimiento para una prótesis híbrida implantoportada atendiendo a sus valores de resistencia a la flexión en las distintas localizaciones de ensayo.

5.4. Objetivos secundarios

- 1) Analizar si la localización de la carga aplicada (*cantilever* de 13 mm, *cantilever* de 10 mm y sector anterior) condiciona la resistencia a la fractura inter e intragrupo.
- 2) Estudiar microscópicamente el patrón de fractura de las probetas testadas y clasificar las prótesis de los diferentes grupos de estudio en función del tipo de fallo tras el ensayo de flexión: adhesivo, cohesivo, intermedio o mixto, o fracaso total (con rotura de la mesoestructura).

6. MATERIAL Y MÉTODO

6. MATERIAL Y MÉTODO

En esta Tesis se llevó a cabo un estudio *in vitro* realizado con probetas de prótesis híbridas implantoportadas confeccionadas con tres combinaciones distintas de materiales de mesoestructura y recubrimiento (cobalto-cromo con recubrimiento de acrílico, fibra de carbono con recubrimiento de acrílico y fibra de carbono con recubrimiento de composite). Dichas probetas se fabricaron sobre un soporte metálico que simula una arcada dental real con 5 implantes. Todas las prótesis híbridas se sometieron a un ensayo de flexión en tres localizaciones diferentes. En el sector anterior, se realizó un ensayo de flexión en tres puntos, ejerciendo la carga en el punto medio equidistante a los dos implantes más anteriores. En los sectores posteriores, se llevó a cabo un ensayo de flexión en voladizo, en sendas ubicaciones preestablecidas de las ménsulas (punto medio entre el final del *cantilever* y el implante más distal al lado izquierdo y derecho).

Tal y como anticipábamos anteriormente, se consideró “fractura del recubrimiento” cuando se detectó una fisura, separación o desprendimiento del material de recubrimiento y “fracaso total” cuando se produjo la rotura completa de la mesoestructura. Una vez fracturadas las probetas, los especímenes se examinaron con microscopio estereoscópico y microscopio electrónico de barrido (MEB) para analizar el tipo de fallo del recubrimiento (adhesivo, cohesivo, o mixto) y/o la rotura completa de la mesoestructura. Finalmente se compararon estadísticamente los valores registrados en los diferentes grupos de estudio, para obtener información sobre la resistencia a las cargas de los diferentes materiales empleados.

6.1. Cálculo del tamaño muestral y distribución de grupos

El cálculo del tamaño muestral se llevó a cabo en el Centro de Proceso de Datos de la U.C.M, mediante el programa *Nquery Sample Size Software*[®] (Statsols, Boston, MA, EEUU) con una potencia del efecto de un 80% (Fig. 3a), 95% y 99% (Fig. 3b) para una prueba de ANOVA de medidas repetidas, resultando que era necesario un mínimo de 2-3 observaciones por localización y grupo según el análisis efectuado.

One-way repeated measures contrast (constant correlation)				
	1	2	3	
Test significance level, α	0,050	0,050	0,050	
Number of levels, M	3	3	3	
Contrast, $C = \hat{\sigma}_c^2 \delta$	871,297	430,500	955,800	
Scale, $D = \text{SQRT}(\hat{\sigma}_c^2 \lambda)$	1,225	1,225	1,225	
Standard deviation at each level,	117,571	61,400	68,949	
Between level correlation, ρ	0,240	0,240	0,240	
Effect size, $\epsilon = C / [D \sqrt{1-\rho}]$	6,941	6,567	12,983	
Power (%)	80	80	80	
n	2	2	2	

Figura 3a. Cálculo del tamaño muestral para una potencia del efecto del 80%, mediante el programa *Nquery Sample Size Software*[®].

One-way repeated measures contrast [constant correlation]			
	1	2	3
Test significance level, α	0,050	0,050	0,050
Number of levels, M	3	3	3
Contrast, $C = \hat{\sigma}^2 \delta$	871,297	430,500	955,800
Scale, $D = \text{SQRT}(\hat{\sigma}^2 \zeta)$	1,225	1,225	1,225
Standard deviation at each level,	117,571	61,400	68,949
Between level correlation, ρ	0,240	0,240	0,240
Effect size, $\epsilon = C / [D \text{SQRT}(1-\rho)]$	6,941	6,567	12,983
Power (%)	99	99	99
n	2	3	2

Figura 3b. Cálculo del tamaño muestral para una potencia del efecto del 99% mediante el programa *Nquery Sample Size Software*®.

En base a dicho cálculo, para este experimento *in vitro* se confeccionaron 15 prótesis híbridas implantosoportadas. Dichas prótesis híbridas se asignaron a los siguientes grupos ($n = 5$ cada uno) en función de la combinación de materiales empleados para la mesoestructura y el recubrimiento.

- Grupo 1 (MA; $n = 5$, *control*): probetas metálicas de cobalto-cromo (Co-Cr) con recubrimiento de resina acrílica.
- Grupo 2 (CA; $n = 5$): probetas de fibra de carbono con recubrimiento de resina acrílica.
- Grupo 3 (CC; $n = 5$): probetas de fibra de carbono con recubrimiento de resina compuesta.

6.2. Diseño y preparación de las probetas

Para el diseño de las prótesis híbridas implantosoportadas se intentó emular una situación clínica real, donde la colocación de los implantes dentales depende en gran medida de las características anatómicas del paciente.^{311,312} Frecuentemente, tras varios años de edentulismo, los pacientes desdentados totales presentan neumatización de los senos maxilares y reabsorción ósea vertical, dificultando la colocación idónea de implantes osteointegrados.³¹³ Por esta razón, los implantes insertados en el modelo metálico simulan un caso real, encontrándose en posición de 15, 12, 11, 23 y 25 y restaurando un arco dental acortado para evitar la implantación en sectores posteriores atróficos.³¹⁴ En nuestro estudio, estos cinco implantes soportan un arco dental de 11 dientes, como puede ser habitual en clínica. La arcada dental acortada, es decir, un arco dental que se restaura hasta los primeros molares es una opción terapéutica indicada en aquellos pacientes edéntulos con gran atrofia de los rebordes maxilares que no desean cirugías reconstructivas extensas³¹⁴ y ha demostrado aportar una calidad de vida similar a las rehabilitaciones del arco dental completo.^{315,316}

Hoy en día no existe una fórmula universal para establecer la longitud que debe tener un voladizo en prótesis híbridas implantosoportadas.¹⁵⁵ Sin embargo, siguiendo las recomendaciones de Shackleton y cols.,¹⁶⁶ nuestras prótesis híbridas fueron diseñadas con una ménsula menor de 15 mm, siendo el *cantilever* derecho de 13 mm de longitud y el *cantilever* izquierdo de 10 mm.

Todas las probetas se confeccionaron en el laboratorio protésico Procotech, S.L. (Pinar de las Rozas, Madrid). Para la preparación de las prótesis se utilizó un soporte o modelo metálico con forma de arcada real (Fig. 4). El modelo no presenta simetría en la

posición de los implantes para emular condiciones clínicas. Este soporte metálico fue confeccionado en el Taller Central de la Universidad Complutense de Madrid (U.C.M) siguiendo el diseño y procedimiento aplicado inicialmente en la Tesis Doctoral de Cañada,³¹⁷ y posteriormente en la de Blázquez,³¹⁸ entre otros autores.



Figura 4. Plano superior del modelo metálico con implantes dentales.

Dicho modelo se confeccionó en una aleación de metal-base de aluminio muy resistente, con la siguiente composición: 92% de aluminio, 4% de cobre y 4% de magnesio, manganeso y trazas de otros metales. Las dimensiones del soporte son: 15 mm de altura y 50 mm de diámetro.

En este modelo metálico se encuentran incrustados cinco implantes de la casa comercial Nobel Biocare® (Gotemburgo, Suecia), de 4,1 mm de diámetro y 10 mm de longitud, de conexión externa. Los implantes están ubicados en posiciones: 15, 12, 11, 23 y 25 del arco dentario. Sobre dichos implantes se atornillaron las prótesis híbridas que fueron evaluadas (Fig. 5).

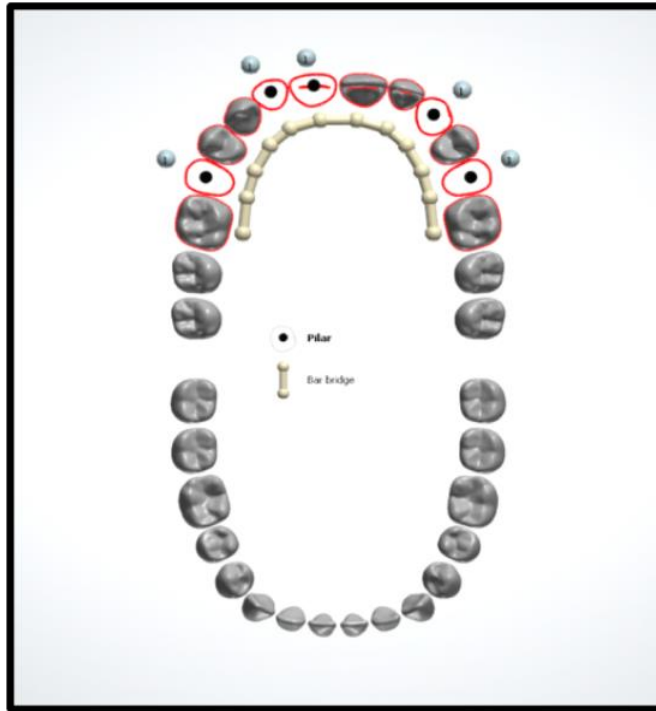


Figura 5. Posición de los implantes en el escaneado extraoral.

En el modelo metálico se posicionaron los *scan bodies* y se digitalizaron mediante un escáner extraoral de laboratorio (D2000 Dental System®, 3Shape®, Copenhague, Dinamarca) (Fig. 6).

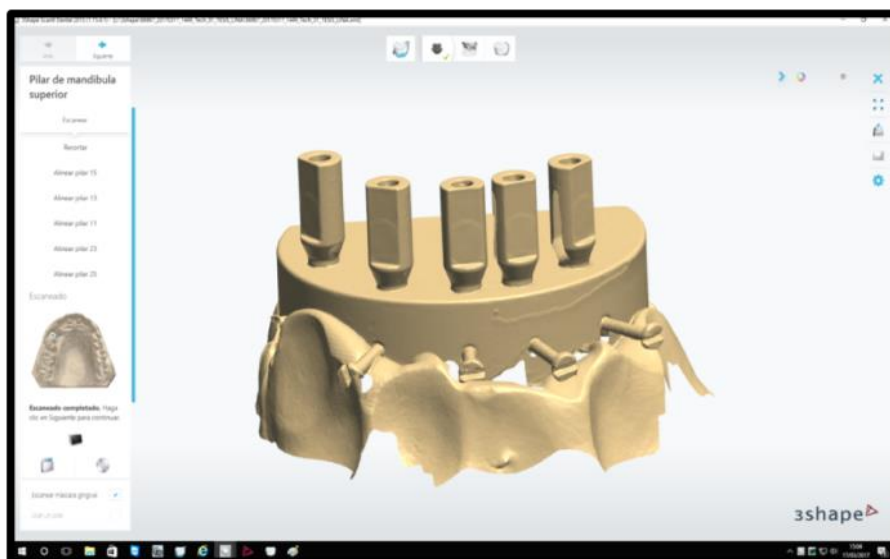


Figura 6. Escaneado del modelo con *scan bodies*.

Los *scan bodies*, también denominados localizadores, son dispositivos que se acoplan a las conexiones de los implantes de modo comparable a los fiadores de impresión analógica o que se unen a los análogos de los implantes en el modelo de trabajo para posicionar las piezas a reponer. Una vez fijados, se digitalizan mediante un escáner para registrar la posición, orientación y angulación de los implantes y así obtener un modelo digital (Fig.7).³¹⁹



Figura 7. Posición de los pilares.

Una vez escaneado el modelo, se recortaron las zonas que quedaban fuera del diseño de la mesoestructura y se colocó digitalmente la máscara gingival (Figs. 8 y 9).

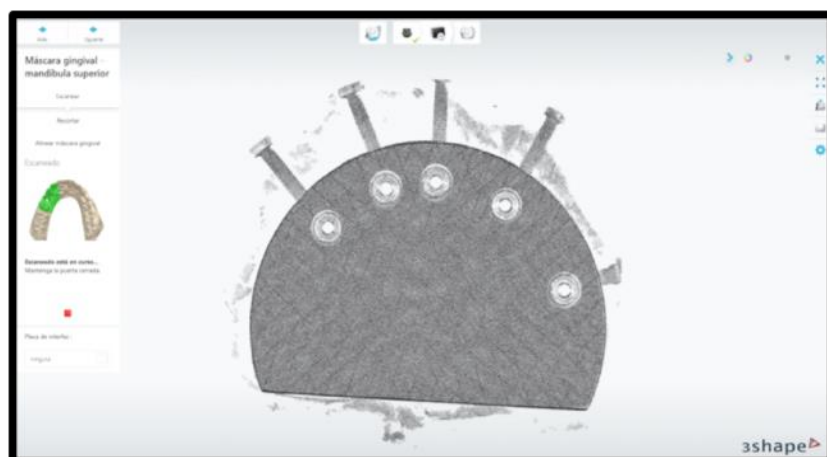


Figura 8. Posicionamiento de la máscara gingival en el modelo digital (I).



Figura 9. Posicionamiento de la máscara gingival en el modelo digital (II).

Se diseñó la estructura de la futura prótesis híbrida en un archivo STL con el *software* informático Dental System® (3Shape®, Copenhague, Dinamarca), determinando el eje de inserción y la situación de los implantes (Figs. 10-12).



Figura 10. Eje de inserción de la prótesis visto desde el plano horizontal superior.

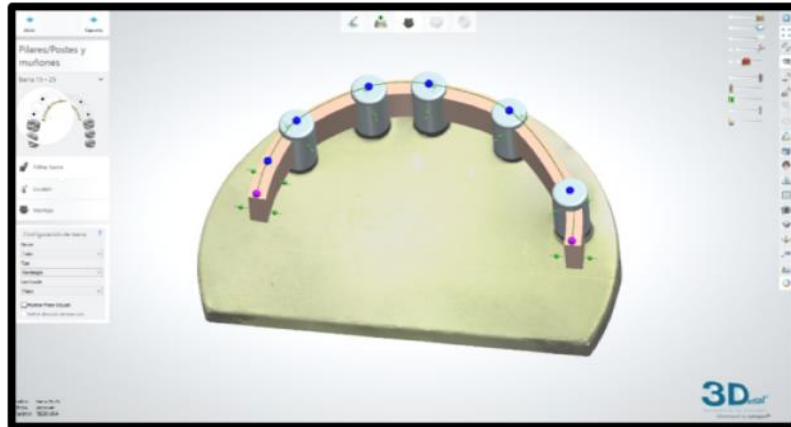


Figura 11. Proceso de diseño de la estructura.



Figura 12. Diseño final de la estructura (transparencia de la barra).

6.3. Fresado de las mesoestructuras protésicas

Una vez obtenido el diseño digital de la mesoestructura, el archivo generado se envió a la unidad de fresado. Las estructuras se obtuvieron mediante la técnica sustractiva de fresado partir de discos de Co-Cr (Imes-Icore GmbH®, Eiterfeld, Alemania) (Fig. 13) y de discos de fibra de carbono (Micromedica®, Robbio, Italia) (Fig. 14). Ambos discos tienen unas dimensiones de 98,5 cm de diámetro y 15 cm de altura. Los discos se colocaron en un soporte específico previo al fresado.

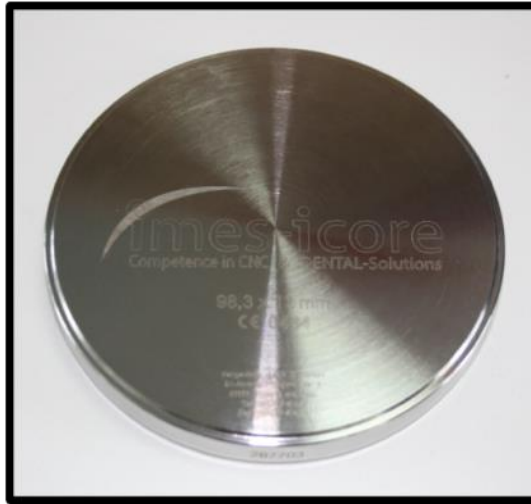


Figura 13. Disco de Co-Cr (Imes-Icore GmbH®, Eiterfeld, Alemania).



Figura 14. Disco de fibra de carbono (Micromedica®, Robbio, Italia).

Cada barra (Fig.15) se fresó en la máquina fresadora S2 de VHF® (VHF®, Ammerbuch, Alemania) (Fig.16) mediante el programa para fresados DentalCAM® (VHF®, Ammerbuch, Alemania) instalado en un ordenador Asus Surface® (AsusTek®, Taipei, Taiwan, China) con Windows 10 siguiendo el diseño efectuado.

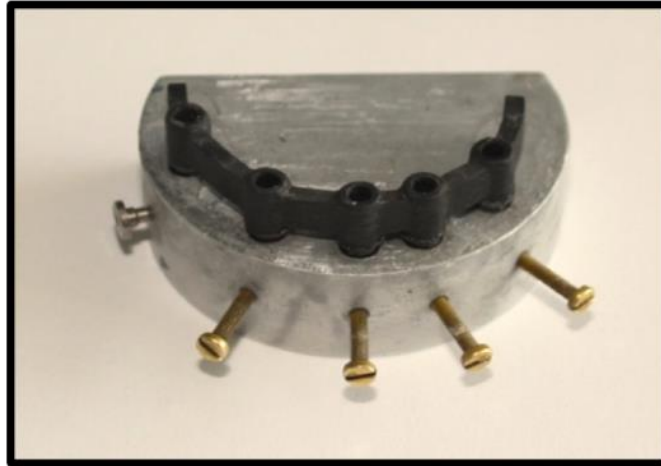


Figura 15. Mesoestructura de fibra de carbono atornillada al modelo metálico.

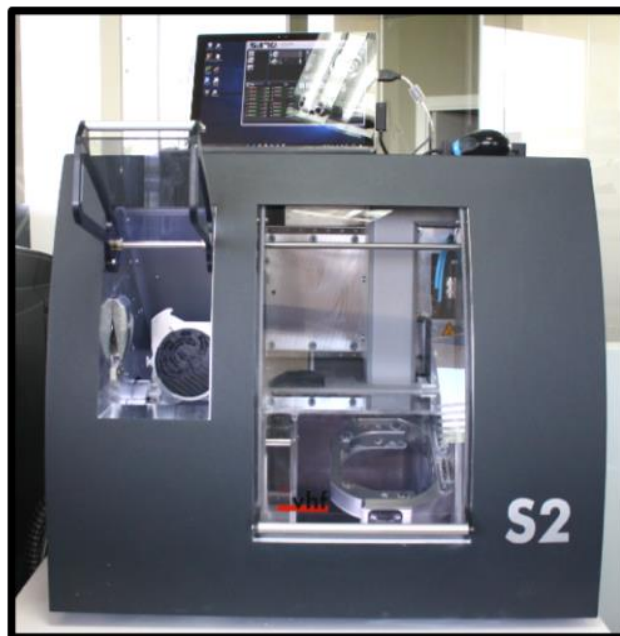


Figura 16. Fresadora VHF-S2® (VHF®, Ammerbuch, Alemania).

6.4. Recubrimiento de las prótesis híbridas

Para la fabricación de las prótesis híbridas (de modo que fueran idénticas en tamaño y forma) se realizó un encerado con dientes de tablilla de Ivoclar-Vivadent®

(Ivoclar-Vivadent® AG, Schaan, Liechtenstein) sobre las estructuras, que sirvió como maqueta para confeccionar las restauraciones de los tres grupos experimentales.

Una vez obtenido el encerado, se tomó una huella o registro con silicona de adición (Polivinilsiloxano, Micro Sil, Micromedica®, Robbio, Italia), empleando la mufla protésica. Para ello, se atornilló el encerado de la prótesis híbrida en el modelo metálico sobre el que fue confeccionado. A continuación, se mezclaron ambos componentes de la silicona de adición densa (la base y el catalizador) y se introdujo dicha masilla de silicona en la mufla. Por último, se insertó en su interior el encerado de la prótesis híbrida junto con el modelo metálico (Fig. 17).



Figura 17. Guía de silicona para las prótesis híbridas.

Una vez concluido el proceso de fraguado de la silicona densa, se colocó la tapa de la mufla y se rellenó en su parte superior con silicona de adición fluida transparente (Polivinilsiloxano, Micro Sil Glass, Micromedica®, Robbio, Italia) para establecer las guías (Fig. 18).

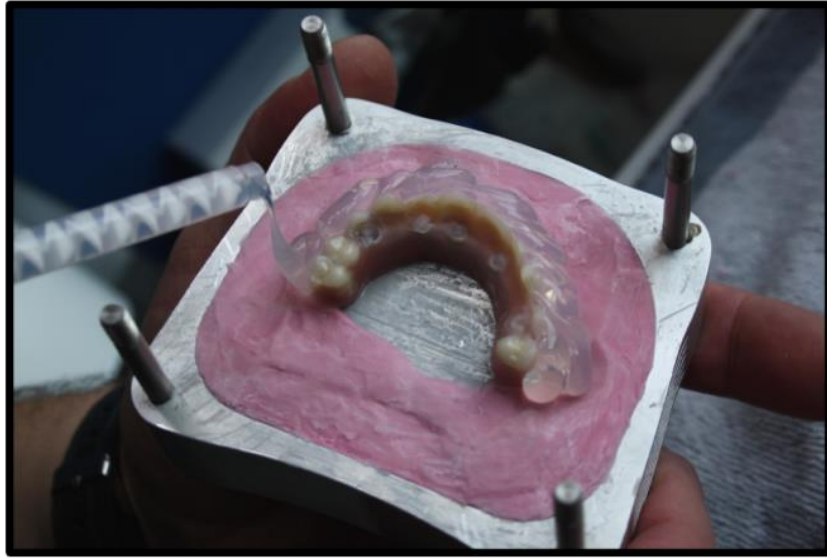


Figura 18. Colocación de silicona fluida transparente en el encerado de las prótesis.

6.4.1. Confección de las prótesis híbridas del Grupo 1 (MA)

Una vez fresadas, lavamos las estructuras con vapor y agua caliente, secamos y procedimos a la fase de adhesión. La técnica adhesiva de las estructuras de Co-Cr consistió en:

1. Impregnación de las estructuras con adhesivo de metal (Link[®], Ivoclar-Vivadent[®], Schaän, Liechtenstein).
2. Fotocurado mediante luz ultravioleta durante 3 min en la unidad de polimerización (HiLite Power[®], Heraeus, Hanau, Germany) (Fig. 19).

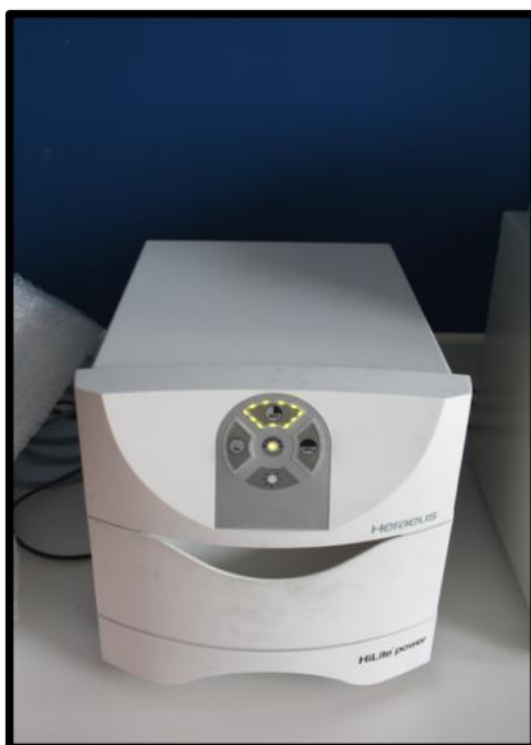


Figura 19. Unidad de polimerización de luz ultravioleta HiLite Power®.

3. Enmascaramiento del color metálico. Se realizó con Opaquer Nexco® y Gingiva Opaquer® (Ivoclar-Vivadent®, Schään, Liechtenstein). Se polimerizaron las estructuras con máscara gingival otros 3 min adicionales en la unidad de polimerización mediante luz ultravioleta.
4. Colocación de los dientes artificiales de tablilla (Orthotyp®, Ivoclar-Vivadent®, Schään, Liechtenstein) (Fig. 20) en la guía de silicona, a su vez situada en la contramufra) (Fig. 21).



Figura 20. Dientes artificiales prefabricados de acrílico.

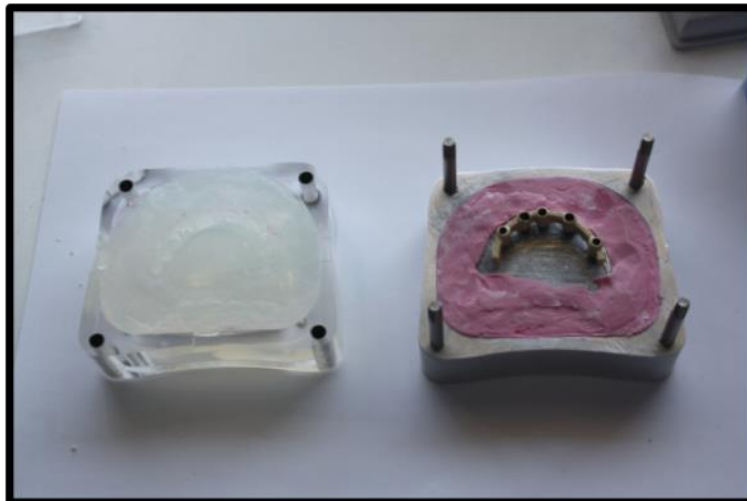


Figura 21. Contramufa con los dientes de tablilla y mufla con la mesoestructura.

7. Preparación de acrílico termopolimerizable para el vertido en la mufla. Se vertió el acrílico termopolimerizable Paladon 65 Pink[®], (Kultzer[®], Mitsui Chemicals, Tokio, Japón) en la contramufa y se ensambló con la estructura de Co-Cr opacada de la mufla. Seguidamente se cerró la mufla (fijándola a la contramufa con tornillos), se colocó bajo una presa hidráulica para eliminar excesos, y se introdujo en una olla polimerizadora neumática de laboratorio (Mestra[®], Bilbao, España) a 55° C con una presión de 2 bares durante 15 min hasta que se completó el fraguado

de la resina acrílica. Una vez enfriadas las prótesis, los dientes de tablilla quedaron incrustados en ellas.

8. Pulido de las prótesis una vez polimerizadas, mediante electropulidora de Mestra® (Bilbao, España) y cepillo de pulido de lana y de algodón de Mestra® (Bilbao, España).
9. Cementado de las conexiones metálicas de las interfases de unión de la mesoestructura con los implantes. Se arenaron las conexiones con óxido de aluminio (Al_2O_3), se limpió con vapor y se aplicó el *primer* adhesivo para aleaciones metálicas Monobond Plus® (Ivoclar-Vivadent®, Schään, Liechtenstein). Dejamos evaporar y utilizamos un cemento autopolimerizable, en nuestro caso, Multilink Hybrid Abutment® (Ivoclar-Vivadent®, Schään, Liechtenstein) siguiendo las indicaciones del fabricante, para la cementación de las interfases.



Figura 22a. Interfase de conexión de la mesoestructura de Co-Cr al recubrimiento acrílico.

6.4.2. Confección de las prótesis híbridas del Grupo 2 (CA)

Tras el fresado y antes de efectuar la adhesión, las estructuras fueron lavadas con agua caliente y secadas. La adhesión de las estructuras de fibra de carbono se completó siguiendo la secuencia detallada a continuación:

1. Impregnación de adhesivo para fibra de carbono de la misma casa comercial, BioxFill[®], por toda la estructura (BioxFill[®], Micromedica, Robbio, Italia) (Fig. 22 b).
2. Fotopolimerización durante 3 min en la máquina fotopolimerizadora (HiLiFe[®], Heraeus, Hanau, Alemania).



Figura 22 b. Aplicación de adhesivo en la mesoestructura de fibra de carbono.

3. Enmascaramiento del color de la mesoestructura. Se realizó mediante la aplicación de 2 capas de *opaquer*, en nuestro caso, Bioxfill Opaquer Medium[®] (Micromedica[®], Robbio, Italia) (Fig. 23). Cada capa se fotopolimerizó durante 3 min en la misma máquina (HiLiFe[®], Heraeus, Hanau, Alemania).

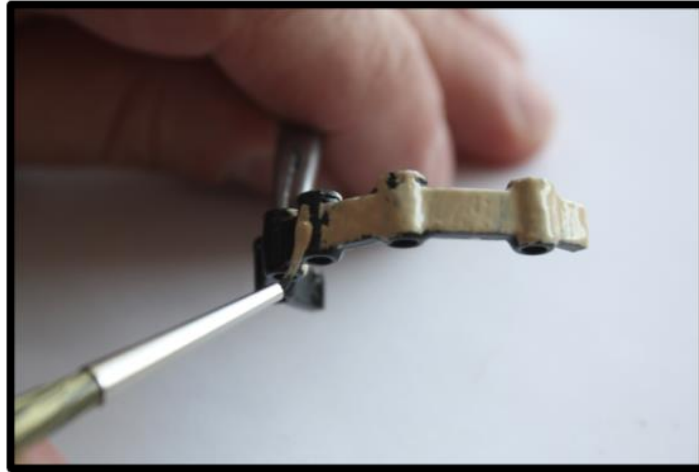


Figura 23. Aplicación de *opaquer* en la mesoestructura de fibra de carbono.

4. A partir de esta fase se desarrolló un procedimiento idéntico al aplicado para el Grupo MA (con los mismos pasos descritos en el apartado 6.4.1 para la confección de las prótesis híbridas del Grupo 1).
5. Cementado de las interfases con cemento para fibra de carbono (Carboblock[®], Micromedica[®], Robbio, Italia), obteniendo así las prótesis híbridas terminadas del Grupo CA (Fig. 24).



Figura 24. Prótesis híbrida terminada del Grupo 2 (CA).

6.4.3 Confección de las prótesis híbridas del Grupo 3 (CC)

Una vez fresadas, las estructuras se retiraron de los discos y se eliminaron las rebabas y sobrantes. Tras ello, se acometió el mismo procedimiento de adhesión, fotopolimerización y opacado descrito en el apartado 6.4.2 para el Grupo CA.

Tras la aplicación del *opaquer*, se procedió a la estratificación del recubrimiento con composite Nexco® (Ivoclar-Vivadent®, Schaan, Liechtenstein) en color A-2. Se pinceló composite en finas capas de 1 a 2 mm hasta alcanzar la anatomía deseada para la encía y las piezas dentarias. Se efectuó la polimerización final en la unidad de fotopolimerización HiLiFe® (Heraeus, Hanau, Alemania) durante 3 min y se obtuvieron las prótesis híbridas terminadas del Grupo CC (Fig. 25).



Figura 25. Prótesis híbrida terminada del Grupo 3 (CC).

6.5. Envejecimiento artificial

Con el objetivo de aproximarnos a las condiciones clínicas reales, todas las probetas fueron sometidas a un proceso de envejecimiento artificial mediante el termociclado de las prótesis en saliva artificial.

6.5.1 Composición de la saliva artificial

La saliva artificial se fabricó en los laboratorios de investigación de la Facultad de Odontología de la U.C.M. Se utilizaron 10 litros de saliva artificial para llevar a cabo el termociclado. La composición por litro de la saliva artificial empleada se especifica en la tabla 2 (gr/L).

NaCl (gr/L)	KCl (gr/L)	CaCl ₂ ·2H ₂ O (gr/L)	NaH ₂ PO ₄ ·2H ₂ O (gr/L)	Na ₂ S·9H ₂ O (gr/L)	Urea (g)	pH
0,4	0,4	0,906	0,0690	0,005	1	7

Tabla 2. Composición de la saliva artificial utilizada en el termociclado. NaCl: cloruro sódico. KCl: cloruro potásico. CaCl₂·2H₂O: cloruro cálcico dihidratado. NaH₂PO₄·2H₂O: fosfato sódico monobásico dihidratado. Na₂S·9H₂O: sulfuro sódico nanohidratado.

6.5.2 Termociclado

Para el envejecimiento artificial se utilizó la máquina de termociclado diseñada por ingeniería específicamente para el Grupo de investigación 971705 de la U.C.M.: *“Análisis de técnicas, material e instrumental aplicado a la odontología digital y*

procedimientos CAD/CAM”, la cual se encuentra ubicada en los laboratorios de investigación de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid (Fig. 26). Dicha máquina ha sido seleccionada para el desarrollo de Tesis Doctorales previas.^{308,320,321} Por cortesía del citado Grupo de investigación, dirigido por el Profesor Guillermo Pradíes (Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis, U.C.M.), en nuestra investigación completamos con el dispositivo referido un total de 5.000 ciclos, que, según la literatura, podrían corresponder a 1 año de funcionamiento clínico.²⁷⁸ Los especímenes fueron sometidos a contrastes térmicos cíclicos de 5° a 55° C, permaneciendo en saliva artificial durante 30 s en cada ciclo. Las muestras permanecieron fuera de los baños de saliva artificial durante 2 s entre ciclos sucesivos. Tras el termociclado, continuaron sumergidas en saliva artificial hasta la realización de los ensayos mecánicos.²⁷⁸ En todo momento se siguió el protocolo pertinente para el envejecimiento de los biomateriales de la *International Organization for Standardization* (ISO) TR 11405, al igual que en estudios previos.²⁷⁸



Figura 26. Máquina de termociclado empleada para el envejecimiento de las probetas.

6.6. Numeración, clasificación y codificación de las probetas

Todas las probetas fueron clasificadas según el material de la mesoestructura y el recubrimiento. A cada grupo se le asignó un código alfabético en función de la combinación de dichos materiales. El grupo MA constó de prótesis híbridas de Co-Cr con recubrimiento acrílico, el grupo CA constó de prótesis híbridas de fibra de carbono con recubrimiento de resina acrílica y el grupo CC constó de prótesis híbridas de fibra de carbono con recubrimiento de resina compuesta.

A continuación, las probetas se identificaron aleatoriamente dentro de cada grupo mediante subíndices numerados del 1 al 5. Por tanto, cada probeta quedó identificada de forma unívoca por un código alfanumérico integrado por dos letras mayúsculas para indicar el material de mesoestructura y recubrimiento (MA, CA, CC), y un número para distinguirlas dentro de cada grupo de estudio (MA₁-MA₅; CA₁-CA₅; CC₁-CC₅).

Las probetas se ensayaron en tres puntos diferentes, que fueron el *cantilever* derecho (*cd*), el *cantilever* izquierdo (*ci*) y el sector anterior (*sa*). La localización *cd*, está ubicada en el punto intermedio entre el implante en posición 14 y el final del *cantilever* representado por la pieza 16. La localización *ci* se sitúa en el punto intermedio entre el implante en posición 24 y el final del *cantilever* representado por la pieza 25. La localización *sa*, es el punto equidistante entre los implantes más anteriores, ubicados en 11 y 22.

Para la realización de los ensayos en *cd* y en *ci*, se calculó con un calibre digital (Mitutoyo[®], Kawasaki, Kanagawa, Japón) el punto medio de la distancia entre la emergencia del implante (chimenea) más distal hasta el final del *cantilever* en sentido

mesiodistal en cada hemiarcada. La distancia del *cantilever* derecho, medida desde el centro de la chimenea hasta el final del voladizo era de 13 mm. La distancia del *cantilever* izquierdo, medida desde el centro de la chimenea hasta el final del voladizo era de 10 mm. Para la localización del punto *sa*, se calculó la distancia en sentido mesio-distal entre las emergencias de los implantes 11 y 22 (que fue de 10 mm) y en sentido vestibulo-palatino, ejerciéndose la carga en el punto intermedio y por tanto equidistante de ambos implantes.

De manera similar, se calculó el punto intermedio en sentido vestibulo-palatino en las localizaciones *cd*, *ci* y *sa*. En la intersección de ambos puntos, se realizó el ensayo de flexión. La distancia en el sentido vestibulo-palatino en las localizaciones *cd*, *ci* y *sa*, es de 10 mm. Los tres puntos citados fueron marcados con rotulador indeleble en todas las probetas (Fig. 27).



Figura 27. Puntos para el ensayo de flexión en las prótesis. Azul: *cd*. Rojo: *ci*. Naranja: *sa*.

6.7. Ensayos de flexión

En una primera fase, coincidiendo con mi estancia en la Facultad de Odontología de la Universidad de McGill (Montreal, Quebec, Canadá), empleamos la máquina MTS Insight® modelo 45 (MTS®, Eden Prairie, EEUU) de la Escuela Politécnica de la Facultad Ingeniería de Materiales, Universidad de Montreal (Quebec, Canadá) para testar las muestras de los tres grupos descritos previamente en el *cantilever* derecho (*cd*).

Al concluir mi estancia, la segunda parte del estudio se realizó en España. Concretamente, los ensayos se llevaron a cabo en el laboratorio de Euro Ortodoncia S.L. (Alcorcón, Madrid), cuyo director, el Dr. Cervera, es miembro, al igual que mi tutor y directoras, del Grupo de investigación 970642 de la U.C.M.: “*Diseños, estructuras, recubrimientos y calidad de vida en implantoprótesis*”. En esta etapa, se ensayaron el *cantilever* izquierdo (*ci*) y el sector anterior (*sa*) de los grupos MA, CA y CC.

Con el fin de controlar posibles variables de confusión, la segunda parte del experimento *in vitro* se ejecutó con una máquina de ensayos universal Zwick/Roell® BTI FR 2.5 (Zwick/Roell®, Ulm, Alemania). Dicha máquina fue seleccionada, contando con el asesoramiento de técnicos especialistas en este tipo de experimentos, por ser comparable a la utilizada en la Universidad de Montreal en cuanto a sus características técnicas y de precisión, datos que analizamos en detalle antes de proseguir el estudio.

6.7.1. Máquina de ensayos universal

Una máquina de ensayos universal es un equipo que permite la realización de ensayos de diferente naturaleza para la caracterización mecánica de diversos materiales. En nuestro experimento, utilizamos dos máquinas de ensayos universales: el modelo MTS[®] Insight 45 (MTS[®], Eden Praire, EEUU) (Fig. 28) en una primera fase, desarrollada en la Universidad de Montreal; y el modelo ZwickRoell[®] Z 2.5 TN BTI-FR 2.5 (ZwickRoell[®], Ulm, Alemania) (Fig. 29) en la etapa final del estudio, completada en el Instituto de investigación, desarrollo y producción de micro piezas Euro Ortodoncia S.L. (Grupo CEOSA), ubicado en el Polígono Industrial Urtinsa II de Alcorcón (Madrid).

El modelo MTS[®] Insight 45 (Fig. 28) corresponde a una máquina electromecánica de ensayos que forma parte de la serie de dispositivos MTS[®] Criterion (MTS[®], Eden Praire, EEUU), utilizados en ensayos monotónicos en ámbitos de investigación de materiales. Cuenta con una capacidad máxima de 100 Kilo Newton (kN) y una precisión de $\pm 0,5$ % de la fuerza aplicada. La célula de carga utilizada en nuestro ensayo presenta una capacidad de fuerza máxima de 50 kN.

Dispone de una velocidad máxima de ensayo de 750 mm/min y una velocidad mínima de ensayo 0,005 mm/min, con una precisión de velocidad que se encuentra dentro del rango de $\pm 0,1$ % de la velocidad máxima configurada. Presenta dos columnas de guía con un espacio de 600 mm entre ambos y doble zona de ensayo. La zona vertical de ensayo es de 1.220 mm, pudiendo el cabezal de carga desplazarse 1.000 mm. Dispone de una protección de seguridad en caso de exceso de carga y al superar los límites de desplazamiento.³²²

Esta máquina fue calibrada según las normativas ISO 7500 y ASTM E4, en junio de 2018 (un mes previo a la realización de los ensayos). Los datos obtenidos fueron interpretados mediante el software TestWork® (MTS®, Eden Praire, EEUU) incorporado en el ordenador del laboratorio de ingeniería de materiales.



Figura 28. Máquina universal de ensayos MTS® Insight 45.

Por su parte, el modelo ZwickRoell® Z 2.5 TN BTI-FR 2.5 (ZwickRoell®, Ulm, Alemania) (Fig. 29) es una máquina electromecánica que puede ejercer una fuerza máxima de 2,5 kN. La célula de carga utilizada fue de 2,5 kN con una precisión de

$\pm 0,25\%$ de la fuerza máxima. Dispone de una velocidad máxima de ensayo de 1.000 mm/min y una velocidad mínima de ensayo 0,0005 mm/min. Su precisión de movimiento se encuentra en un rango de $\pm 0,0277 \mu\text{m}$. La zona vertical de ensayo mide 1.289 mm, 408 mm de ancho y 408 m de profundidad, con una sola columna.³²³ La máquina fue calibrada en febrero de 2019 según las normativas ISO 7500 y ASTM E4, por el equipo técnico de Zwick® Ibérica (Zwick® Ibérica Equipos de Ensayos SL, Sant Cugat del Vallès, Barcelona, España). Los datos fueron interpretados mediante el *software* TestXpert® (ZwickRoell®, Ulm, Alemania) y los ensayos fueron grabados con la cámara de vídeo incorporada a la propia máquina de ensayos.



Figura 29. Máquina de ensayos ZwickRoell®, modelo Z 2.5 TN BTI-FR 2.5.

6.7.2. Ensayos de flexión en brazo voladizo y de flexión en tres puntos

Los ensayos de flexión en cada probeta se efectuaron en el siguiente orden de localizaciones: *cd*, *ci*, *sa* (*cantilever* derecho, *cantilever* izquierdo y punto central).

6.7.2.1. Ensayo de flexión en voladizo en el punto *cd*

Para el ensayo de flexión en este punto, comenzamos fijando el soporte metálico a la pletina metálica de la máquina de ensayos universal MTS[®] Insight 45 (MTS[®], Eden Prairie, EEUU) utilizando para ello dos tornillos. Dicha pletina se orientó en el plano horizontal, paralela al suelo. Las prótesis híbridas se atornillaron con el destornillador de la casa Nobel Biocare[®] (Gotemburgo, Suecia), con tornillos de la casa IPD[®] (Mataró, Barcelona, España), tras lo cual se aplicó un torque de 30 N utilizando una llave dinamométrica Nobel Biocare[®] (Gotemburgo, Suecia).

Durante el ensayo de flexión, la carga se ejerció verticalmente en el punto *cd* previamente marcado en la prótesis (Fig. 30). El punzón se desplazó a una velocidad de 0,5 mm/min hasta la fractura o separación del recubrimiento de la mesoestructura. La fuerza aplicada en un primer momento fue de 0,2 N, aumentando ésta hasta producirse la fractura. En este momento el punzón dejó de moverse y se separó de la prótesis.

Los resultados obtenidos se registraron mediante el *software* de la máquina de ensayos TestWorks[®] (MTS[®], Eden Prairie, EEUU) y se importaron a una hoja de Excel (Microsoft Office[®], Microsoft[®], Redmond, Washington, EEUU) para el posterior tratamiento estadístico de los datos.

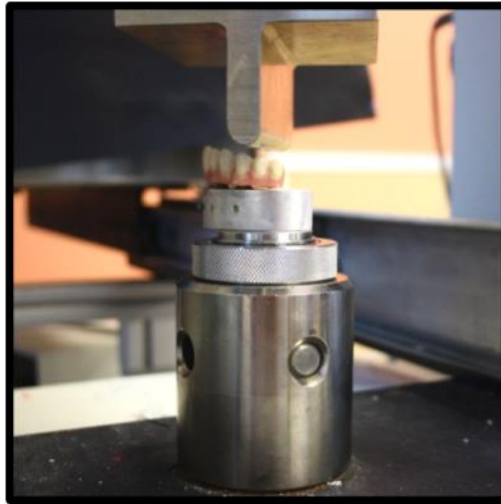


Figura 30. Punzón de la máquina de ensayos desplazándose hacia el punto *cd*.

6.7.2.2. Ensayo de flexión en voladizo en *ci* y ensayo de flexión en tres puntos en *sa*

Para los ensayos de flexión en los puntos *ci* y *sa* se procedió con idéntica metodología desarrollada en el apartado 6.7.2.1, con dos aspectos diferenciales: la utilización de la máquina de ensayos universal electromecánica ZwickRoell® Z 2.5 TN (ZwickRoell®, Ulm, Alemania) y la interposición de una lámina de estaño (Dentaurum®, Ispringen®, Alemania) de 0,2 mm de grosor en la cara oclusal de la zona donde se ejerció la carga.

El punzón con el que se ensayó la localización *cd* en la Universidad de Montreal era redondeado, al igual que el punzón adaptado a la máquina con la que continuamos el estudio en España para las localizaciones *ci* y *sa*. Sin embargo, dado que la curvatura del punzón de la Universidad de Montreal era más acusada (diámetro = 10 mm) que la del punzón empleado en Madrid (diámetro = 5 mm), para ensayar las localizaciones *ci* y *sa* colocamos una fina lámina de estaño sobre la cara oclusal a modo de “extensión” del punzón, para favorecer una dispersión de las cargas que fuera similar a la que ya de por

sí garantizaba el punzón redondeado en la localización *cd*; lo cual facilitaría la comparabilidad de los resultados entre ambas ménsulas (Figs. 31 y 32).³²⁴ En definitiva, tanto el punzón redondeado de Montreal como la colocación de la lámina de estaño en Madrid para apoyar el punzón con menor curvatura tienen la finalidad de conseguir una distribución más uniforme de la carga del empujador hacia las superficies oclusales de las prótesis híbridas, lo cual evita que se concentren excesivamente las tensiones causando perforaciones puntuales^{141,325} que podrían dar lugar a patrones de fractura que distaran de las esperables clínicamente.^{324,325} Con el método descrito tratamos de aproximarnos a las condiciones de la cavidad oral durante la masticación con la interposición de alimentos entre las arcadas dentarias .^{141,324,325}

Aunque idealmente lo más apropiado hubiera sido emplear la misma máquina de ensayos con el mismo punzón en todas las muestras y localizaciones, las dificultades causadas por el contexto de la pandemia por Covid-19 nos han impedido viajar de nuevo a Canadá para completar el estudio de flexión con la máquina inicial, tal y como estaba previsto. Pese a este contratiempo, hemos procurado que metodológicamente la esencia del estudio se mantenga, de modo que se minimice el efecto de la morfología del punzón al interponer la delgadísima capa de estaño para acomodar el empujador con menor curvatura. Por otra parte, dadas las propiedades del estaño (Módulo de Young = 50 GPa) y habiendo recibido el asesoramiento de expertos en este tipo de ensayos, estimamos que la interposición de la lámina no tiene por qué influir en la resistencia a la fractura de las prótesis testadas. Máxime cuando nuestro objetivo no era calcular las curvas de deformación, sino evaluar y comparar la resistencia a la fractura de las probetas en valores modulares de fuerza máxima. Por tanto, en nuestro experimento, los factores condicionantes son el material, el lugar de aplicación de la fuerza y la longitud del

cantilever, que actúa como brazo de palanca. Finalmente, en España, además de reproducir al máximo las condiciones iniciales del experimento, hemos utilizado una máquina de ensayos, calibrada y con un sensor de presión de 2.500 N, que le aporta gran precisión. No obstante, este hecho será discutido como una limitación del estudio, tal y como corresponde.

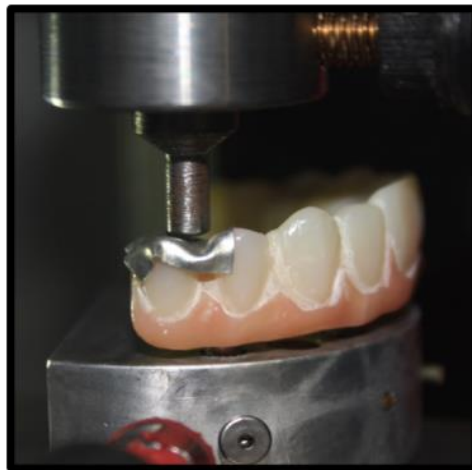


Figura 31. Lámina de Sn para el ensayo de flexión en *ci* con punzón redondeado (*vista lateral*).



Figura 32. Lámina de Sn para el ensayo de flexión en *ci* con punzón redondeado (*vista oclusal*).

6.8. Microscopio estereoscópico de laboratorio

Las probetas fueron analizadas con el microscopio estereoscópico de laboratorio Leica® M80 (Leica®, Heerbrugg, Suiza),³²⁶ perteneciente al Grupo de investigación 971705 de la U.C.M.: “*Análisis de técnicas, material e instrumental aplicado a la odontología digital y procedimientos CAD/CAM*”, por cortesía de dicho grupo, dirigido por el Prof. Pradíes (Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis, U.C.M.).

Nuestros especímenes fueron observados bajo iluminación LED gracias a la lámpara para microscopio CLS 100 Leica® (Leica®, Heerbrugg, Suiza), con una magnificación de 40×. Las imágenes fueron adquiridas mediante una cámara digital Leica® DFC 450 con sensor CCD de 5 megapíxeles (Leica®, Heerbrugg, Suiza), incorporada al equipo de magnificación (Figs. 33 y 34).³²⁶

Para el análisis cualitativo del tipo de fallo de la unión adhesiva, se utilizó la clasificación descrita por Suárez y cols.³⁰¹ Según esta clasificación, existen cuatro tipos fundamentales de fallos: fallo adhesivo (fracaso en la unión entre un sustrato y un adhesivo), fallo cohesivo (en el interior del agente adhesivo), fallo intermedio o mixto (mezcla de los fallos adhesivo y cohesivo), y fracaso total o rotura del sustrato (o mesoestructura) antes de que falle el adhesivo.³⁰¹



Figura 33. Microscopio estereoscópico de laboratorio Leica® M80.

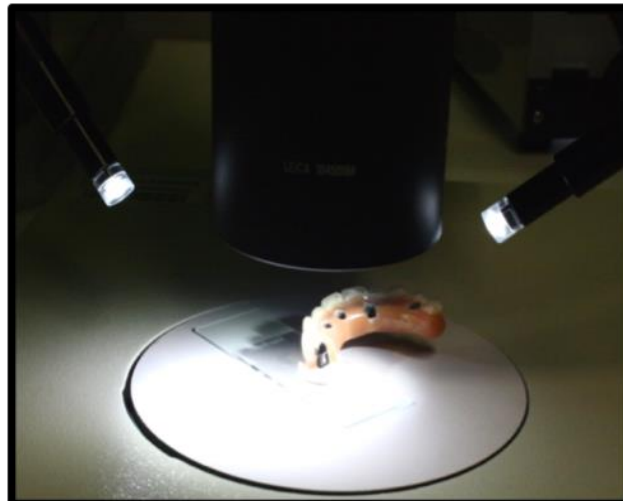


Figura 34. Prótesis híbrida bajo iluminación LED del microscopio estereoscópico Leica® M80.

6.9. Microscopio electrónico de barrido (MEB)

Para el análisis de imagen se optó por un microscopio electrónico de barrido (MEB), modelo JSM-6400[®] de la marca JEOL[®] (Akishima, Tokio, Japón) (Fig. 35), ubicado en la ICTS (Instalación Científico-Tecnológica Singular) Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la U.C.M. El MEB utilizado permite la obtención de imágenes con una resolución de 3,5 nm a 8 mm. Ofrece una magnificación que puede variar entre 18 y 300.000 \times , y su potencial de aceleración oscila entre 0,5 y 30 kV. La captación de imágenes se lleva a cabo mediante la técnica de espectrometría por dispersión de energía de rayos X. Para las mediciones se utilizó un *software* específico de análisis de imagen para microscopía electrónica (INCA[®], Oxford Instruments, Abingon, Oxfordshire, Reino Unido). La obtención de todas las imágenes con el MEB fue completada por el mismo operador (técnico especialista de la ICTS).



Figura 35. Microscopio electrónico de barrido JEOL JSM-6400[®].

Para la consecución de imágenes de alta calidad y resolución con el MEB, las muestras introducidas deben ser sólidas, exentas de disolventes y de humedad, poseer un punto de fusión superior a 100° C, y presentar elevada conductividad térmica. Si las muestras no son conductoras, deben ser recubiertas previamente con un material conductor. Por lo tanto, en nuestro caso, comenzamos realizando un recubrimiento de las muestras con una película de metal. Este proceso, también denominado *sputtering*,³²⁷ consiste en la pulverización de especímenes con metales nobles (como el oro, oro-paladio, o platino) en fase gaseosa. En definitiva, el *sputtering* previene la distorsión, que de lo contrario se produciría, al incidir el haz de electrones sobre especímenes no conductores.³²⁷

En nuestro estudio, las muestras fueron recubiertas mediante la aplicación de una película de 10 nm de oro utilizando la máquina metalizadora Quorum Q 150R S[®] (Laughton, East Sussex, Reino Unido) de la ICTS Centro Nacional de Microscopia Electrónica de la U.C.M. (Fig. 36). Esta máquina posee una cámara de vacío con gas argón en cuya base giratoria se colocan las muestras y una tapa con una lámina de oro puro que se encuentra conectada a unos electrodos. El proceso comienza con el vaciado de la cámara a 3×10^{-2} Mbar generándose una diferencia de potencial de 20 mA. Posteriormente, se elimina el argón de la cámara.³²⁷ El procedimiento dura aproximadamente 8 min y una vez completado, las muestras se pueden analizar con el MEB (Fig. 37). Al igual que en el caso anterior, un técnico especializado de la ICTS fue el encargado de metalizar todos los especímenes, bajo nuestra supervisión.



Figura 36. Máquina metalizadora Quorum 150R S[®] para el *sputtering* de las muestras.



Figura 37. Muestras orificadas listas para su análisis con MEB.

6.10. Contextualización y tratamiento estadístico de los datos obtenidos

En síntesis, con el protocolo descrito se evaluó la resistencia a la fractura de prótesis híbridas implantosoportadas en función del material de confección teniendo en cuenta el punto de aplicación de la carga en cada grupo de estudio (considerando dos *cantilever* de diferente longitud y el sector anterior en cada probeta). Por tanto, tratamos de averiguar cuál es la combinación de materiales de mesoestructura y recubrimiento que arrojaba los mayores valores de resistencia a la fractura en cada localización. Hasta la fecha no se han realizado experimentos de este tipo con mesoestructura de fibra de carbono considerando su unión a diferentes materiales de recubrimiento. Finalmente, indagamos qué localización de la prótesis presenta menor resistencia a la flexión en los distintos grupos de estudio, sabiendo que estas cargas actúan como brazos de palanca en las prótesis híbridas por su diseño con *cantilever*.

Los resultados obtenidos en el estudio se registraron en una hoja Excel v. 16.0 (Microsoft Office®, Microsoft®, Redmond, Washington, EEUU). El análisis estadístico se llevó a cabo en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación perteneciente al Área de Informática y Comunicaciones de la U.C.M., mediante los programas SPSS® (SPSS Inc, IBM®, Chicago, EEUU) v. 25.0 y STATA® v. 16 (StataCorp® LLC, College Station, Texas, EEUU).

Comenzamos con un análisis estadístico descriptivo de los datos y proseguimos con un análisis estadístico inferencial y representación gráfica de los resultados.

En primer lugar, se describieron las variables que participaron en el estudio estadístico. Para el análisis de la normalidad, se llevó a cabo el test de Shapiro-Wilk,

debido a que es la prueba que presenta mayor potencia para observar dicha característica³²⁸ y está indicado cuando el tamaño muestral es igual o menor de 50.³²⁹ Esta prueba consiste en un procedimiento de bondad de ajuste que permite medir el grado de concordancia que se observa entre una distribución experimental de un conjunto de datos y una distribución teórica.³³⁰ Si el nivel de significación (p -valor) es menor que 0,05 la distribución no es normal. En cambio, cuando el p -valor es mayor que 0,05, podríamos hablar de normalidad de la distribución.³³⁰

En segundo lugar, describimos los datos por grupo y por localización, indicando medias, medianas, desviaciones estándar, rangos intercuartiles, mínimos, máximos, gráficos de barras y gráficos de cajas o de tipo *box plot*.³³¹ El gráfico de barras está indicado para la representación de la distribución mediante parámetros de media y mediana.³³² El diagrama de caja o *box plot* permite la representación de la distribución de una variable continua mediante parámetros de mediana, cuartiles y valores extremos, siendo una gráfica muy práctica y de fácil interpretación.³³¹⁻³³³ El *box plot* muestra una gran cantidad de datos y permite identificar valores atípicos y comparar distribuciones.³³¹

En cuanto a la estadística inferencial, dado que la variable *resistencia a la fractura* cumple los principios de normalidad, para estudiar las diferencias existentes entre los grupos en cada una de las localizaciones, se seleccionó un análisis de varianza (ANOVA) de un factor, donde el factor independiente es el grupo testado (MA, CA y CC).^{334,335}

En segundo lugar, se aplicó una prueba ANOVA de medidas repetidas (MR) de 2 factores con un 95% de intervalo de confianza y con corrección del estadístico Greenhouse-Geisser.³³⁶ Los modelos de ANOVA de medidas repetidas sirven para estudiar el efecto de uno o más factores sobre una variable independiente medida en dos o más ocasiones.³³⁵ En nuestro caso, estudiamos el efecto de las diferentes localizaciones ensayadas (*cd*, *ci*, *sa*) en la variable independiente, representada por los grupos investigados (MA, CA, CC). Esta prueba permite conocer el comportamiento de los tres grupos en cada localización. Para ello se estableció un nivel de significación de $p < 0,05$. Posteriormente, se empleó el test *post hoc* de Bonferroni, para encontrar entre qué grupos se registraban diferencias estadísticamente significativas considerando un p -valor menor de 0,05.³³⁷ Se efectuaron, por tanto, pruebas que coinciden con las empleadas en estudios comparables, salvando las diferencias metodológicas.^{141,142}

7. RESULTADOS

7. RESULTADOS

7.1. Distribución de los datos

Tras el análisis *in vitro* por ensayo de flexión obtuvimos 45 medidas de resistencia a la fractura. Concretamente, 3 medidas en cada una de las 15 prótesis híbridas implantosoportadas distribuidas en los grupos definidos por su material de confección (Grupo 1 (MA; $n = 5$, *control*): cobalto-cromo con recubrimiento de resina acrílica. Grupo 2 (CA; $n = 5$): fibra de carbono con recubrimiento de resina acrílica. Grupo 3 (CC; $n = 5$): fibra de carbono con recubrimiento de resina compuesta). Por tanto, tal y como se ha descrito en el apartado de Material y Método, en cada probeta se llevaron a cabo tres ensayos de flexión dependiendo de la localización: ménsula derecha (*cd*), ménsula izquierda (*ci*), y sector anterior (*sa*).

7.2. Estadística descriptiva e inferencial

En primer lugar, describimos las características de las variables de nuestro estudio. La variable independiente es el *tipo de prótesis atendiendo a sus materiales de confección* (grupo MA, grupo CA y grupo CC). Dicha variable es cualitativa o categórica y puede tener un efecto en la variable dependiente, que es la *resistencia a la fractura por ensayo de flexión* (o fuerza máxima de resistencia a la fractura). Según esta definición, la variable dependiente es numérica o cuantitativa continua y se medirá en Newton (N).

Se realizó, posteriormente, un análisis de la normalidad de la distribución de los datos obtenidos. Todos los grupos testados presentan una distribución normal según la prueba de Shapiro-Wilk con un p -valor $> 0,05$. A continuación, dentro de cada localización, indicamos cuál es el grupo que presenta mayor resistencia a la fractura. Posteriormente, dentro de cada grupo, analizamos la localización que presentó mayor resistencia a la fractura.

7.2.1. Estadística descriptiva según localización

7.2.1.1. Localización *cd* (ménsula derecha)

Tal y como se observa en la tabla 3 y el en gráfico 2, las prótesis del grupo MA obtuvieron los valores más altos de resistencia a las cargas en la localización *cd*, duplicando los valores registrados para el grupo CA, los cuales duplicaban a su vez los valores del grupo CC.

Grupo	Obs	N	Media	DE	Me	Iqr	Min	Max
MA	5	5	1364,9	256,2	1445,1	399,4	1038,9	1629,2
CA	5	5	655,4	262,9	590,0	132,1	372,1	1080,0
CC	5	5	331,8	73,1	334,8	64,7	245,1	438,9
Total <i>cd</i>	15	5	784,1	489,4	590	803,4	245,1	1629,2

Tabla 3. Resultados de la resistencia a la fractura (N) de los tres grupos ensayados en la localización *cd*.

Obs: número de observaciones. N: número de muestras. DE: desviación estándar. Me: mediana.

Iqr: rango intercuartil. Min: valor mínimo. Max: valor máximo.

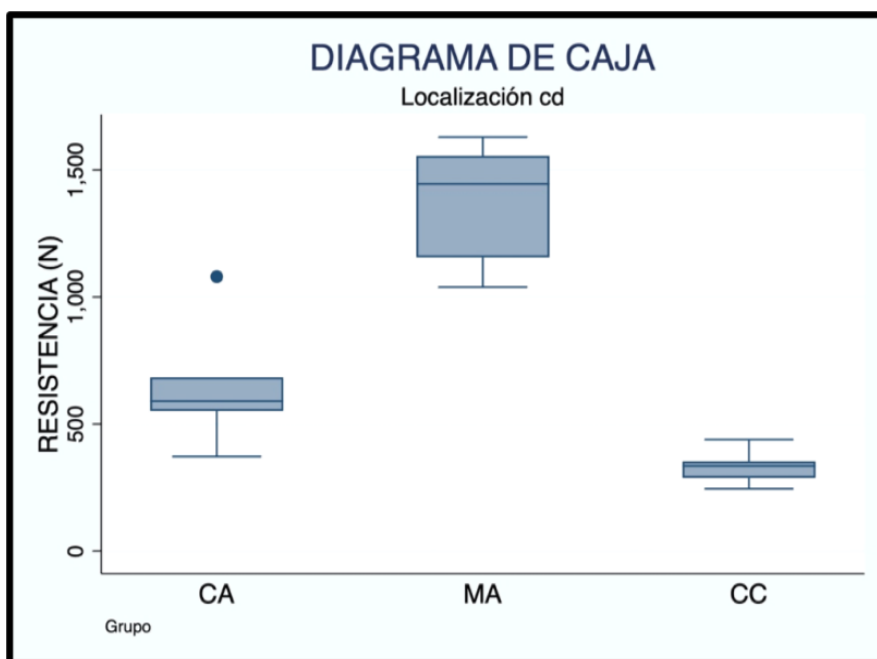


Gráfico 2. Diagrama de caja de resistencia a la fractura (N) de los tres grupos de prótesis ensayados en *cd*.

7.2.1.2. Localización *ci* (ménsula izquierda)

Como podemos visualizar en la tabla 4 y en el gráfico 3, en la localización *ci* las prótesis del grupo MA presentaron valores de resistencia a la fractura superiores a las prótesis del grupo CA, las cuales a su vez duplicaban los valores de resistencia a la fractura del grupo CC.

Grupo	Obs	N	Media	DE	Me	Iqr	Min	Max
MA	5	5	1603,6	137,3	1650	170	1440	1778
CA	5	5	1546,8	57,9	1540	34	1470	1630
CC	5	5	799,4	93	840	130	674	893
Total <i>ci</i>	15	5	1316,6	390,8	1490	770	674	1778

Tabla 4. Resultados de la resistencia a la fractura (N) de los tres grupos ensayados en la localización *ci*.
Obs: número de observaciones. N: número de muestras. DE: desviación estándar. Me: mediana.
Iqr: rango intercuartil. Min: valor mínimo. Max: valor máximo.

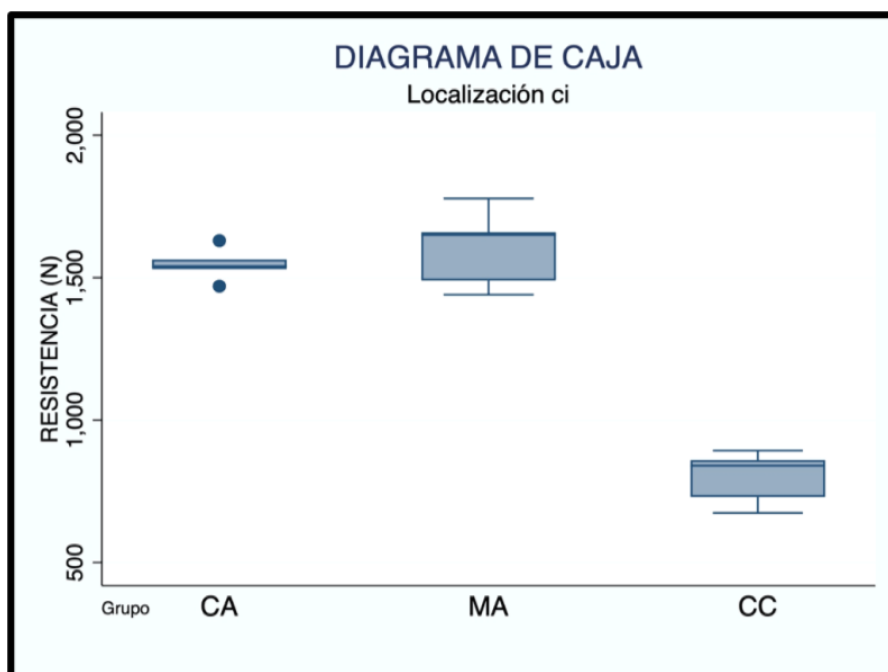


Gráfico 3. Diagrama de cajas de resistencia a la fractura (N) de los tres grupos en la localización *ci*.

7.2.1.3. Localización *sa* (zona anterior)

Los resultados de la localización *sa* figuran en la tabla 5 y en el gráfico 4. Las prótesis del grupo MA presentaron valores de resistencia más elevados, seguido del grupo CA. Por su parte, las prótesis del grupo CC, presentaron los valores más bajos de resistencia a la fractura.

Grupo	Obs	N	Media	DE	Me	Iqr	Min	Max
MA	5	5	2148	154,2	2180	120	1890	2270
CA	5	5	1462	131,4	1480	120	1290	1640
CC	5	5	922,4	111,9	969	192	801	1040
Total <i>sa</i>	15	5	1510,8	533,7	1480	1143	801	2270

Tabla 5. Resultados de la resistencia a la fractura (N) de los tres grupos ensayados en la localización *sa*.
Obs: número de observaciones. N: número de muestras. DE: desviación estándar. Me: mediana.
Iqr: rango intercuartil. Min: valor mínimo. Max: valor máximo.

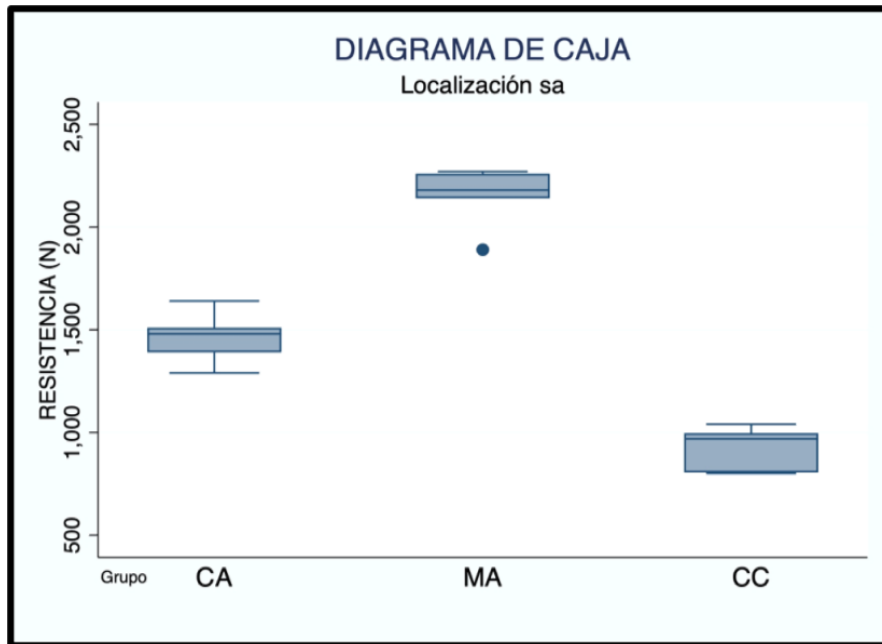


Gráfico 4. Diagrama de caja de resistencia a la fractura (N) de los tres grupos en la localización *sa*.

7.2.2. Estadística inferencial por localización

7.2.2.1. Localización *cd* (ménsula derecha)

Se registraron diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos en la localización *cd* tras el análisis de ANOVA, con una $p < 0,001$. Por lo tanto, podemos rechazar la hipótesis nula “no hay diferencias entre los tres grupos respecto a la resistencia a la fractura que proporcionan”, para un nivel de confianza $NC > 95\%$. El gráfico 5 recoge los valores medios y medianos de los tres grupos estudiados en *cd*. En el gráfico 6 se reflejan las diferencias en la resistencia a la fractura de los tres grupos.

A continuación, el contraste *post hoc* por pares de Bonferroni encontró diferencias estadísticamente significativas entre los grupos MA y CA con una $p = 0,001$. Entre el grupo MA y CC se observaron diferencias significativas con una $p < 0,001$, por

lo que también se puede rechazar la hipótesis nula planteada en este caso. Por último, la comparación entre los grupos CA y CC, arrojó un p -valor = 0,107, es decir $p > 0,05$, por lo que las diferencias registradas entre ambos tipos de material no fueron significativas.

A la luz de estos resultados, podemos concluir que en la localización *cd*, las prótesis del grupo MA presentan una resistencia a la fractura significativamente mayor que las prótesis del grupo CA y que el grupo CC. Sin embargo, aunque en el grupo CA hemos detectado valores de resistencia que duplican los del grupo CC, no podemos afirmar la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre ambos tipos de prótesis híbridas.

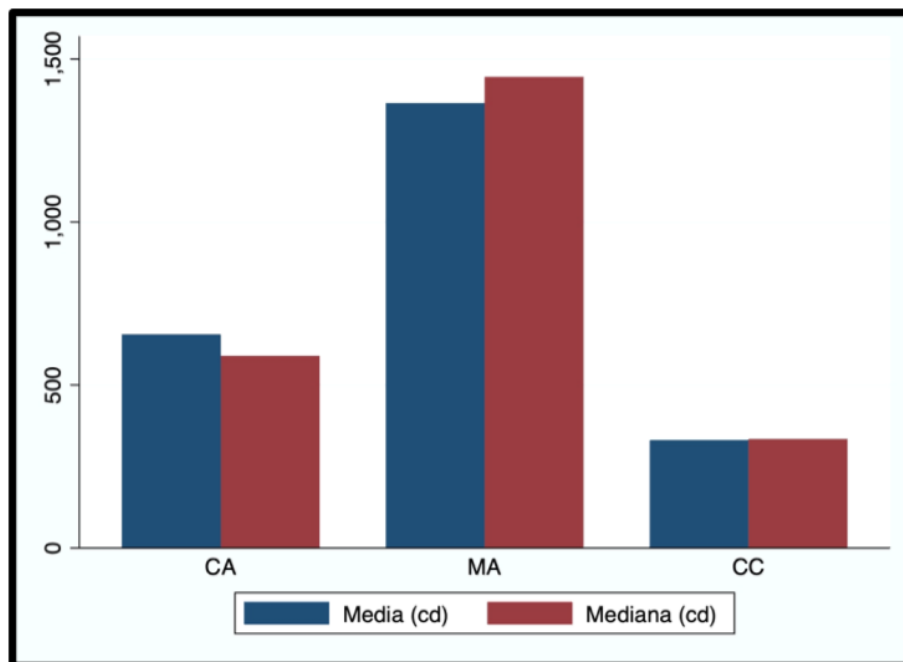


Gráfico 5. Diagrama de barras de los valores medios (azul) y medianos (rojo) de resistencia a la fractura (N) de los tres grupos ensayados en la localización *cd*.

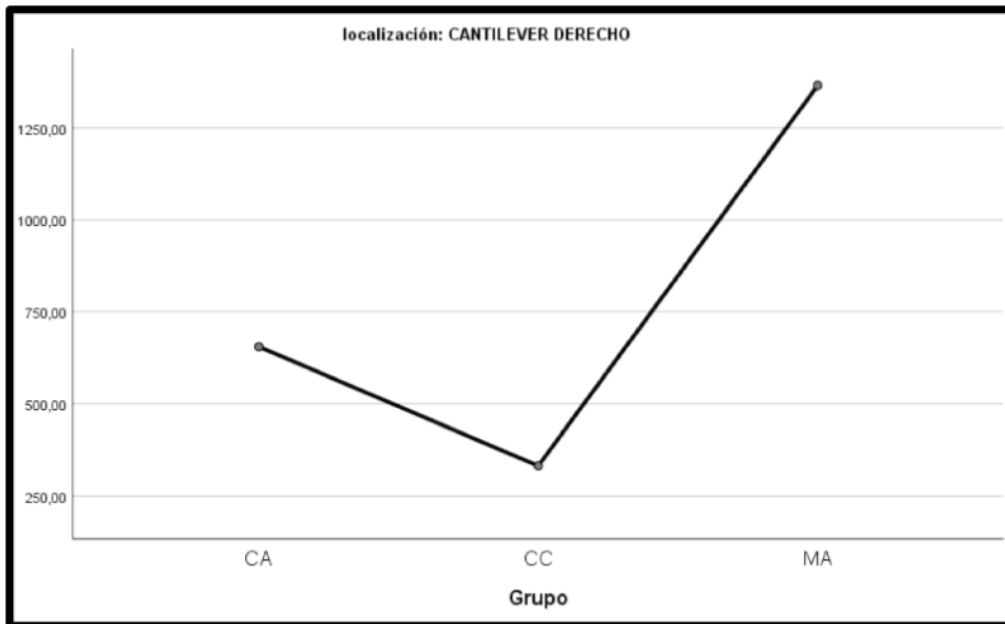


Gráfico 6. Diferencias en la resistencia a la fractura (N) entre los tres grupos testados en la localización *cd*.

7.2.2.2. Localización *ci* (ménsula izquierda)

Tras la prueba ANOVA, se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos con una $p < 0,001$; lo que permite rechazar la hipótesis “no hay diferencias entre los tres grupos respecto a la resistencia a la fractura que proporcionan”, para un nivel de confianza $NC > 95\%$ en la localización *ci*.

Tras el análisis *post hoc* de Bonferroni (dos a dos) se observaron diferencias no significativas entre los grupos MA y CA, con un p -valor de 1. Entre los grupos MA y CC las diferencias fueron estadísticamente significativas con un p -valor menor de 0,001. Por último, entre los grupos CA y CC se identificaron diferencias significativas con un p -valor menor de 0,001.

En función de estos resultados, concluimos que la resistencia a la fractura en la localización *ci* es significativamente mayor en el grupo MA que en el grupo CC, y que el grupo CA presenta mayor resistencia a la fractura que el grupo CC de forma significativa. Sin embargo, la resistencia a la fractura entre los grupos MA y CA es estadísticamente comparable. En el gráfico 7 aparecen los valores medios y medianos de los tres grupos testados. En el gráfico 8 se visualizan las diferencias en la resistencia a la fractura de los tres grupos en la localización *ci*.

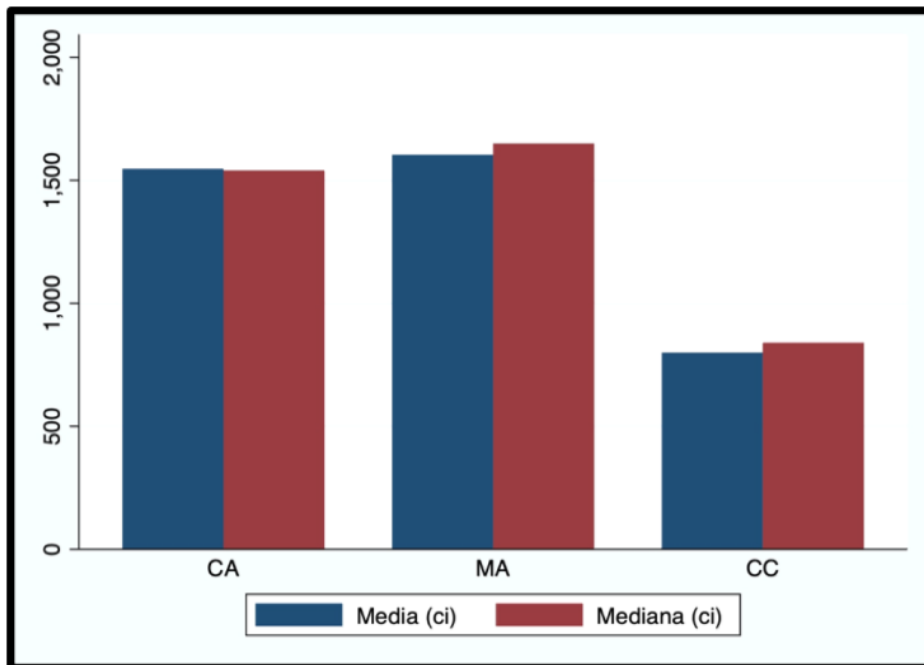


Gráfico 7. Diagrama de barras de los valores medios y medianos de resistencia a la fractura (N) de los tres grupos ensayados en la localización *ci*.

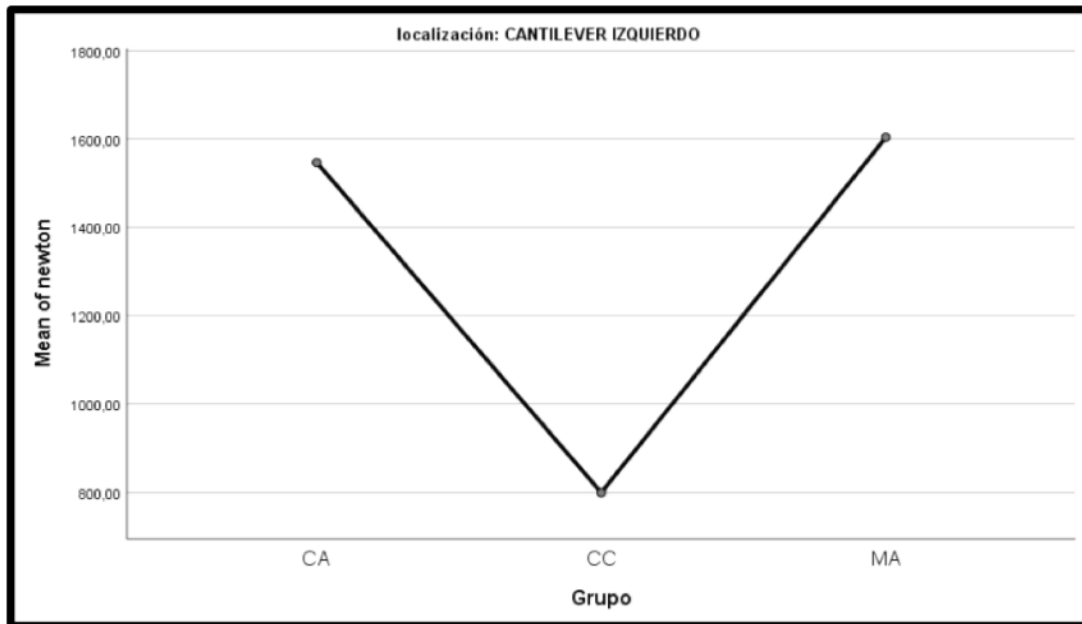


Gráfico 8. Diferencias en la resistencia a la fractura (N) entre los tres grupos testados en la localización *ci*.

7.2.2.3. Localización *sa* (sector anterior)

Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,001$) entre los tres grupos testados por tipo de material respecto a la resistencia a la fractura tras realizar la prueba de ANOVA.

Una vez aplicado el análisis por pares (*post hoc* de Bonferroni), se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos MA y CA con un p -valor de 0,013; entre los grupos MA y CC con un p -valor menor de 0,001; y entre los grupos CA y CC con un p -valor de 0,018 ($p < 0,05$).

Como consecuencia de estos resultados, podemos informar que la resistencia a la fractura en la localización *sa* es significativamente mayor en el grupo MA comparado con el grupo CA y el grupo CC. A su vez, la resistencia a la fractura es

significativamente mayor en el grupo CA que en el grupo CC. Los valores medios y medianos de estos grupos se incluyen en el gráfico 9. En el gráfico 10 se muestran las diferencias en la resistencia a la fractura de los tres grupos.

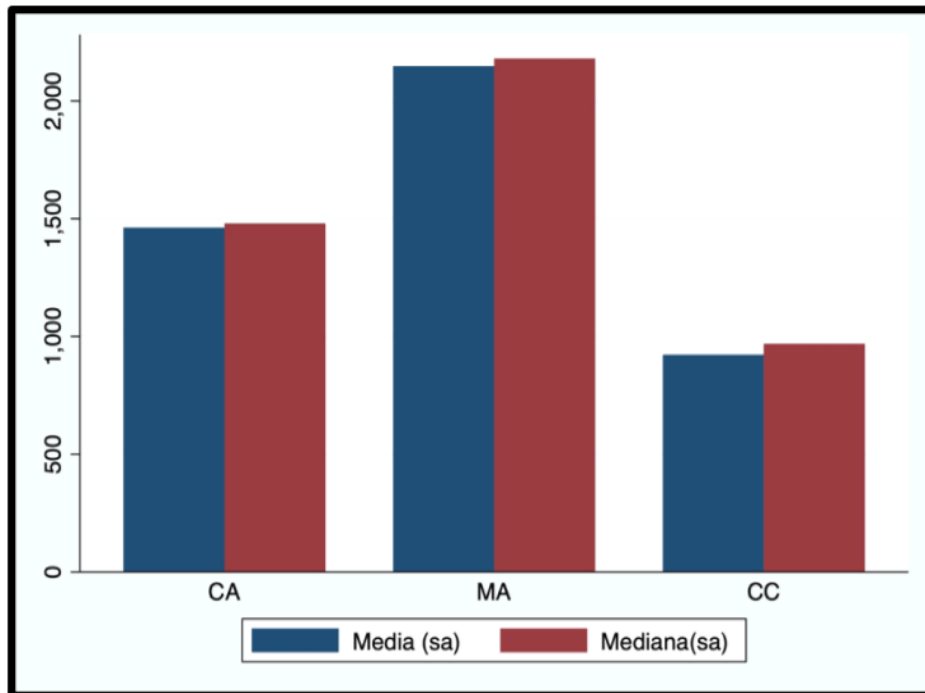


Gráfico 9. Diagrama de barras de los valores medios y medianos de resistencia a la fractura (N) de los grupos ensayados en la localización *sa*.

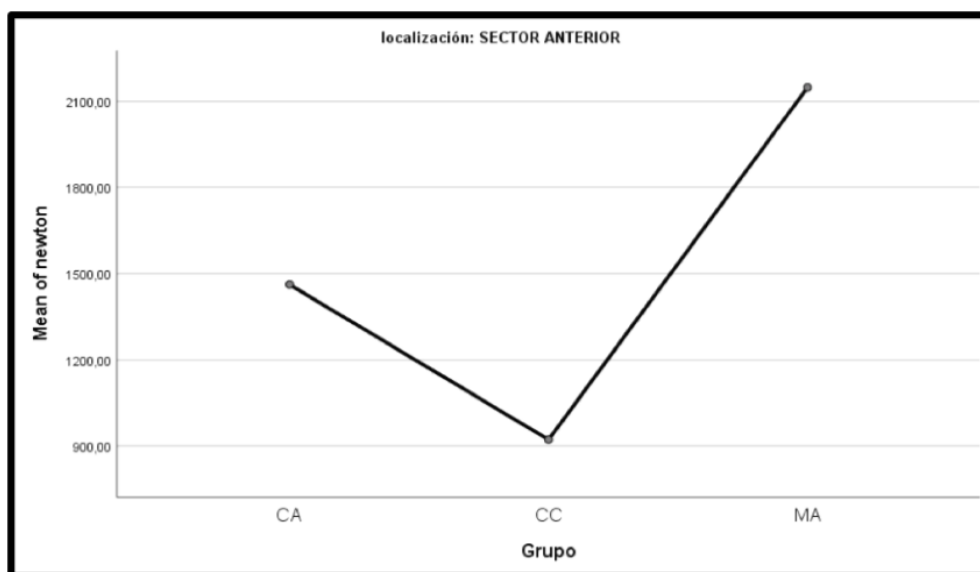


Gráfico 10. Diferencias en la resistencia a la fractura (N) entre los grupos testados en la localización *sa*.

7.2.3. Estadística descriptiva por grupo

7.2.3.1. Todo el conjunto de la muestra por localización

Tal y como se observa en la Tabla 6, en el conjunto de todas las prótesis, la localización *sa* demostró los mayores valores de resistencia a la fractura, seguida de la localización *ci* y, en último lugar, la localización *cd*, que presentó los valores más bajos de este parámetro.

Localización	Obs	Media	DE	Me	Iqr	Min	Max
<i>sa</i>	15	1510,8	533,7	1480	1143	801	2270
<i>cd</i>	15	784,1	489,4	590	803,4	245,1	1629,2
<i>ci</i>	15	1316,6	390,8	1490	770	674	1778

Tabla 6. Resultados de la resistencia a la fractura (N) de las tres localizaciones en el total de la muestra.

Obs: número de observaciones. DE: desviación estándar. Me: mediana. Iqr: rango intercuartil.

Min: valor mínimo. Max: valor máximo.

7.2.3.2. Grupo MA

En el grupo de las prótesis MA, la localización *sa* evidenció los valores más altos de resistencia a la fractura, seguida de la localización *ci*. En último lugar encontramos la localización *cd*. Los resultados de la estadística descriptiva se adjuntan en la tabla 7 y en el gráfico 11.

Localización	Obs	N	Media	DE	Me	Iqr	Min	Max
<i>sa</i>	5	5	2148	154,2	2180	120	1890	2270
<i>cd</i>	5	5	1364,9	256,17	1445,1	399,4	1038,9	1778
<i>ci</i>	5	5	1603,6	137,31	1650	170	1440	1629,2
Total MA	15	5	1705,5	382,1	1650	694,9	1038,9	2270

Tabla 7. Resultados de la resistencia a la fractura (N) de las tres localizaciones en el grupo MA. Obs: número de observaciones. N: número de muestras. DE: desviación estándar. Me: mediana. Iqr: rango intercuartil. Min: valor mínimo. Max: valor máximo.

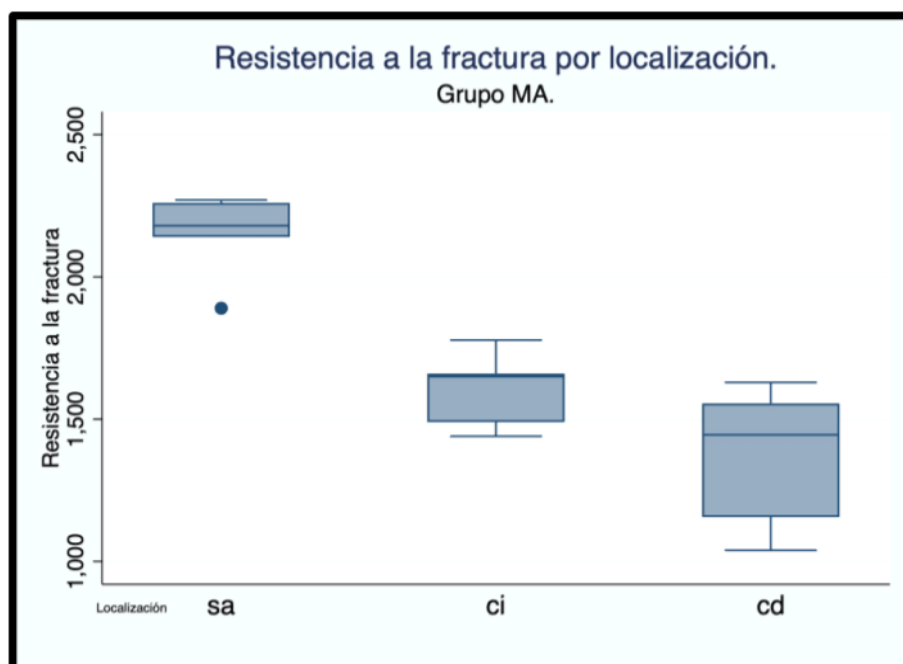


Gráfico 11. Diagrama de caja de los valores de resistencia (N) a la fractura en el grupo MA.

7.2.3.3. Grupo CA

En este grupo la localización *ci* presentó los valores más altos de resistencia a la fractura, seguida de la localización *sa*. Los valores menores de resistencia a la fractura correspondieron a la localización *cd*. Los resultados de la estadística descriptiva se incluyen en la tabla 8 y en el gráfico 12.

Localización	Obs	N	Media	DE	Me	Iqr	Min	Max
<i>sa</i>	5	5	1462	131,4	1480	120	1290	1640
<i>cd</i>	5	5	655,4	262,9	590,1	132,6	372,2	1080,2
<i>ci</i>	5	5	1546,8	57,98	1540	34	1470	1630
Total CA	15	5	1221,4	445,6	1470	865,9	372,1	1640

Tabla 8. Resultados de la resistencia a la fractura (N) de las tres localizaciones en el grupo CA. Obs: número de observaciones. N: número de muestras. DE: desviación estándar. Me: mediana. Iqr: rango intercuartil. Min: valor mínimo. Max: valor máximo.

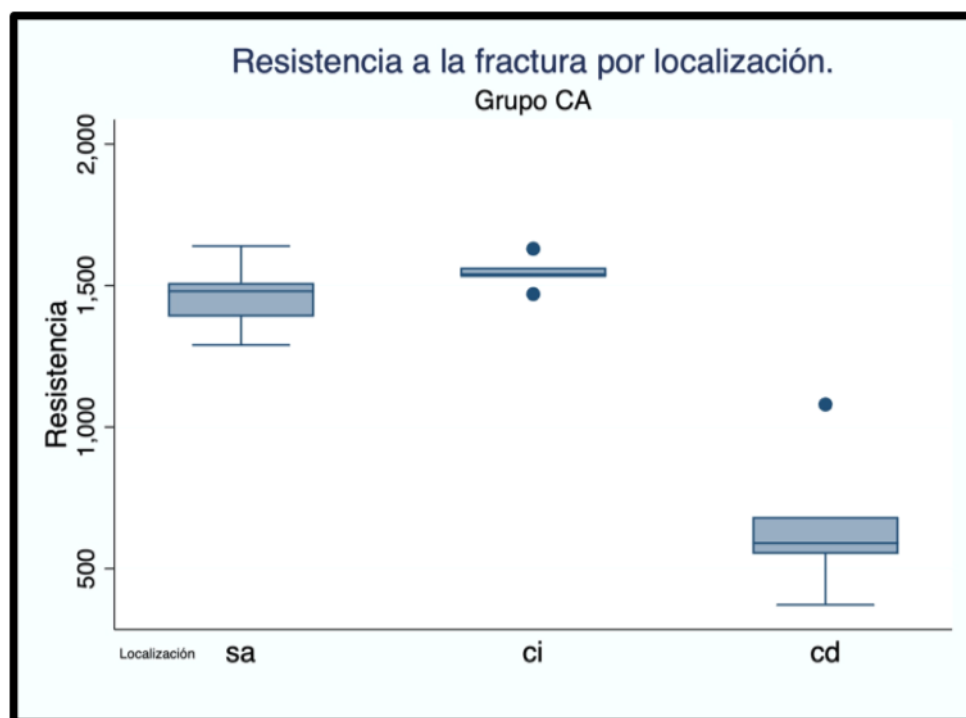


Gráfico 12. Diagrama de caja de los valores de resistencia a la fractura (N) en el grupo CA.

7.2.3.4. Grupo CC

En el grupo CC la zona ensayada que mayor resistencia mostró fue la localización *sa*. En segundo lugar, encontramos la localización *ci* y en última posición, la localización *cd*. Los resultados del ensayo se encuentran reflejados en la tabla 9 y en el gráfico 13.

Localización	Obs	N	Media	DE	Me	Iqr	Min	Max
<i>sa</i>	5	5	922,4	111,9	969	192	801	1040
<i>cd</i>	5	5	331,8	73,1	334,8	64,7	245,1	438,9
<i>ci</i>	5	5	799,4	93,1	840	130	674	893
Total CC	15	5	684,5	277,4	801	540,4	245,1	1040

Tabla 9. Resultados de la resistencia a la fractura (N) de las tres localizaciones en el grupo CC. Obs: número de observaciones. N: número de muestras. DE: desviación estándar. Me: mediana. Iqr: rango intercuartil. Min: valor mínimo. Max: valor máximo.

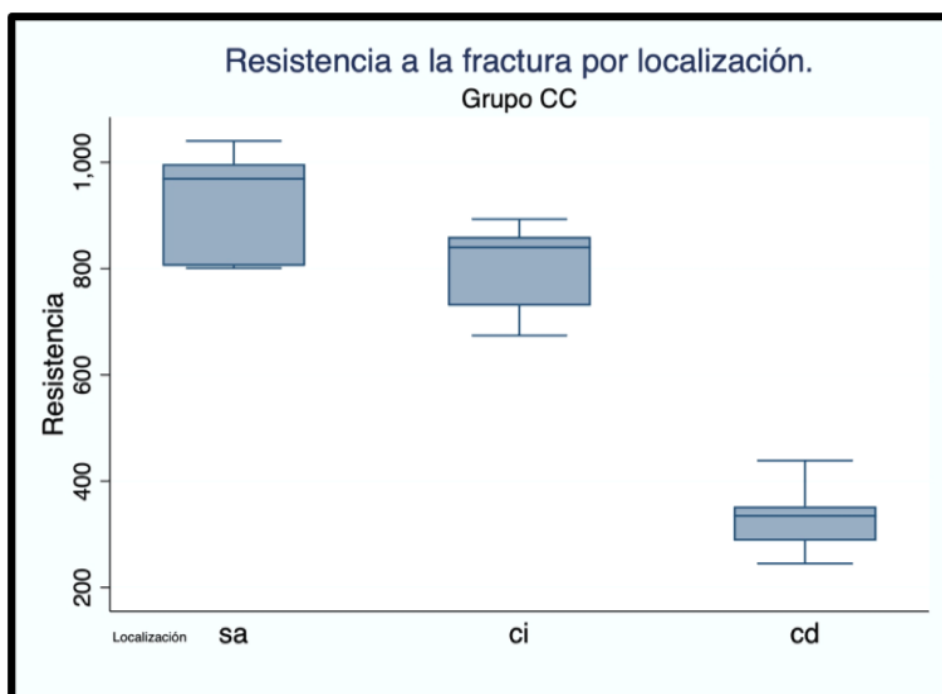


Gráfico 13. Diagrama de caja de los valores de resistencia a la fractura (N) en el grupo CC.

7.2.4. Estadística inferencial por grupo

El test de ANOVA de medidas repetidas (ANOVA MR) reveló la existencia de diferencias estadísticamente significativas en el comportamiento de los tres grupos en las distintas localizaciones estudiadas con un p -valor de Greenhouse-Geisser de 0,003; es decir, $p < 0,05$. Por tanto, podemos rechazar la hipótesis nula “no hay diferencias entre los tres grupos respecto a la resistencia a la fractura que proporcionan”, para un nivel de confianza $NC > 95\%$. El gráfico 14 compila las diferencias halladas. Posteriormente, dentro de cada grupo, se analizaron las diferencias entre las localizaciones ensayadas.

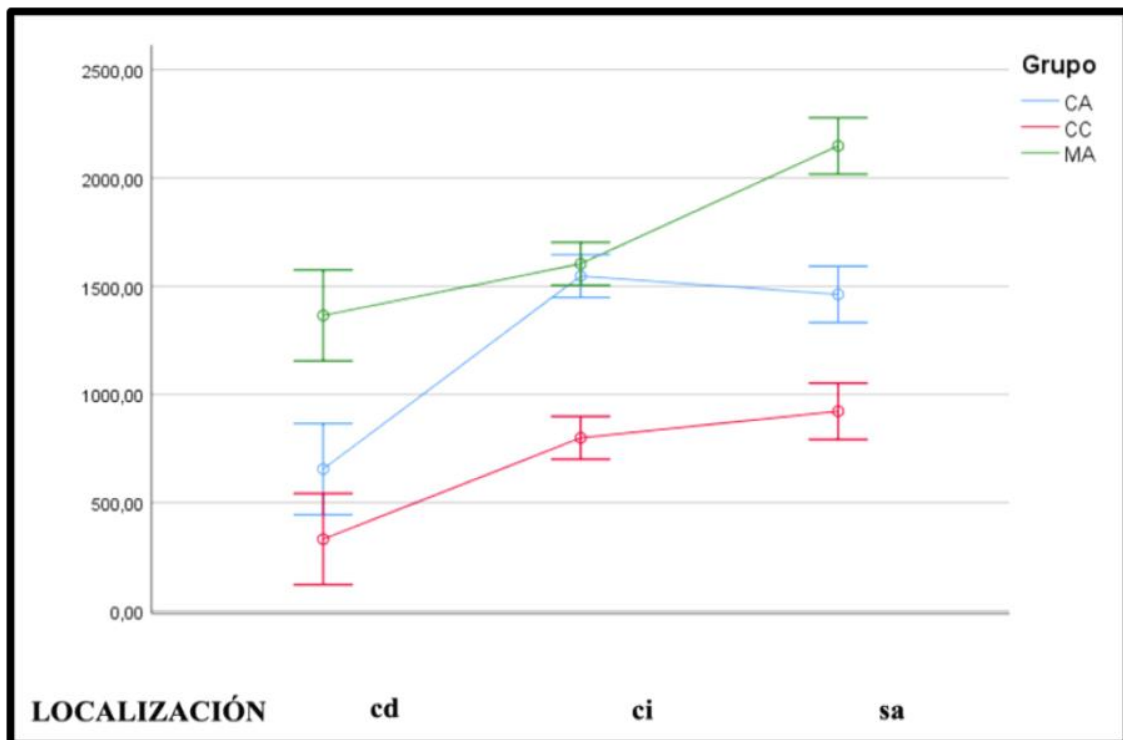


Gráfico 14. Comportamiento de los tres grupos: MA (verde), CA (azul) y CC (rojo), en las tres localizaciones investigadas (*cd*, *ci*, *sa*) representado en un gráfico obtenido tras el ANOVA MR (N).

7.2.4.1. Grupo MA

En el grupo MA, tras el ANOVA MR, se registraron diferencias estadísticamente significativas entre las tres localizaciones ensayadas, con un p -valor del estadístico Greenhouse-Geisser de 0,005.

Una vez efectuado el test *post hoc* de Bonferroni, se observaron diferencias estadísticamente significativas entre las localizaciones *cd* y *sa*, con una $p = 0,017$ y entre las localizaciones *ci* y *sa*, con una $p = 0,002$. Si embargo, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las localizaciones *cd* y *ci* en el grupo MA, con un p -valor de 0,172, es decir, $p > 0,05$.

Por lo tanto, podemos afirmar que la resistencia a la fractura en el grupo MA es significativamente mayor en la localización *sa* que en las localizaciones *ci* y *cd*, las cuales arrojaron valores estadísticamente comparables de resistencia a la fractura.

El gráfico 15 compila los valores medios y medianos de estas tres localizaciones en el grupo MA. En el gráfico 16 se identifican las diferencias descritas en cuanto a la resistencia a la fractura de las tres localizaciones.

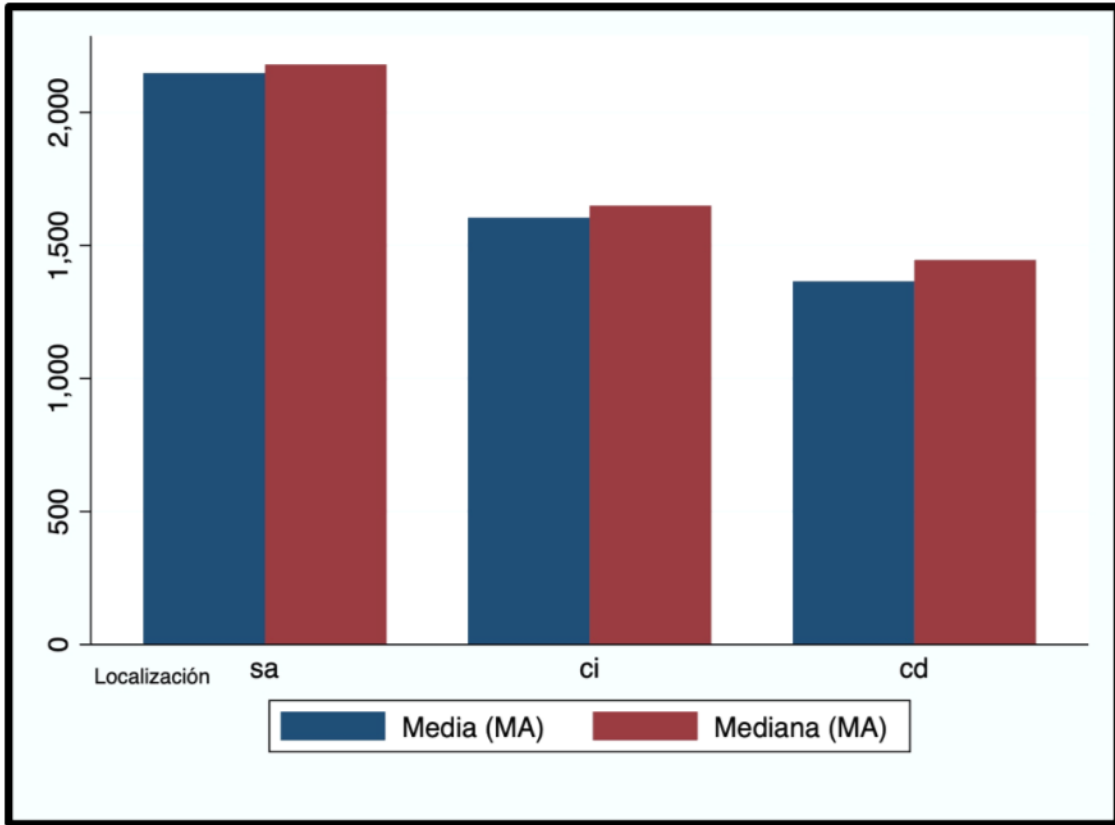


Gráfico 15. Valores medios y medianos de resistencia a la fractura (N) en el grupo MA.

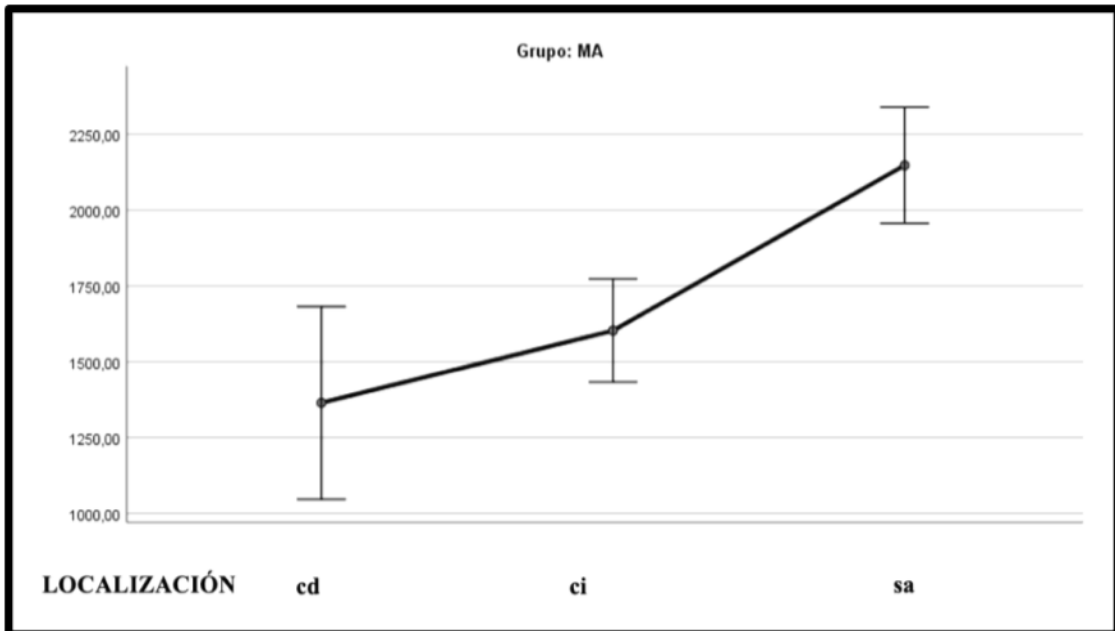


Gráfico 16. Diagrama de las diferencias observadas en los valores de resistencia a la fractura (N) entre las localizaciones ensayadas en el grupo MA.

7.2.4.2. Grupo CA

En el grupo CA, una vez realizado el ANOVA MR, se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre las tres localizaciones ensayadas, con el p -valor de Greenhouse-Geisser igual a 0,002.

Mediante el análisis por pares *post hoc* de Bonferroni, se vieron diferencias estadísticamente significativas entre las localizaciones *cd* y *ci*, con una $p = 0,003$ y entre las localizaciones *cd* y *sa*, con una $p = 0,02$. Por el contrario, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las localizaciones *sa* y *ci* en el grupo CA, atestiguándolo un p -valor de 1.

En síntesis, en el grupo CA, las localizaciones *ci* y *sa* alcanzaron valores de resistencia significativamente mayores que la localización *cd*, con mayor longitud de *cantilever*. No obstante, no se detectaron diferencias significativas entre las localizaciones *ci* y *sa*.

Los valores medios y medianos de las tres localizaciones testadas en el grupo CA se detallan en el gráfico 17. En el gráfico 18 están reflejadas las diferencias en la resistencia a la fractura de las tres localizaciones en el grupo CA.

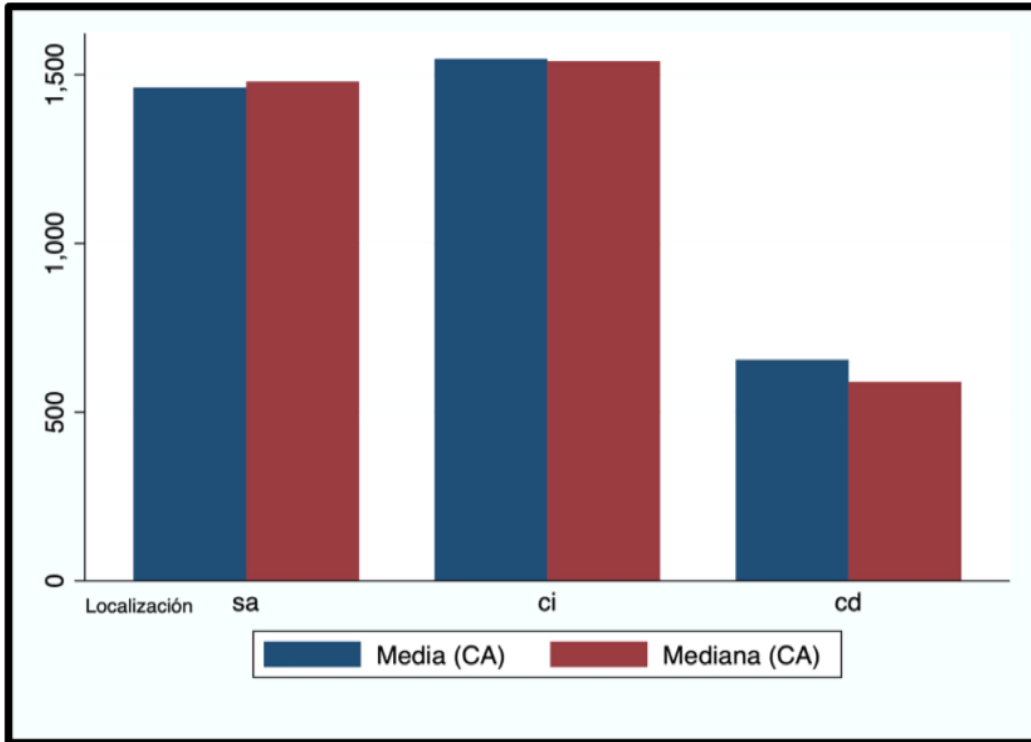


Gráfico 17. Valores medios y medianos de resistencia a la fractura (N) en el grupo CA.

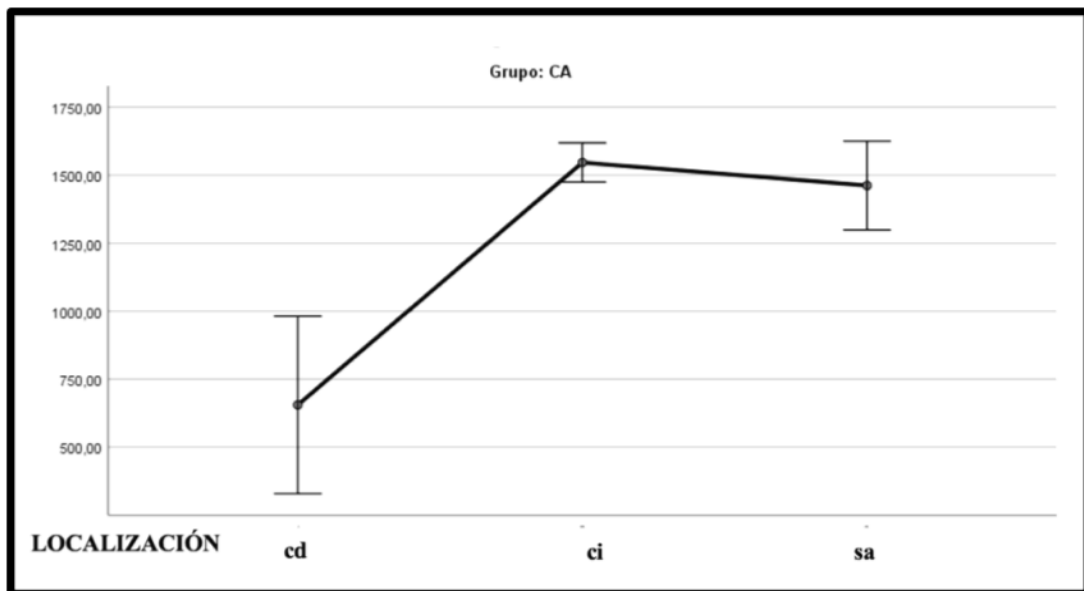


Gráfico 18. Diagrama de las diferencias observadas en los valores de resistencia a la fractura (N) entre las localizaciones ensayadas en el grupo CA.

7.2.4.3. Grupo CC

Para el grupo CC, al análisis ANOVA MR indicó la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre las tres localizaciones de ensayo con un *p-valor* de Greenhouse-Geisser menor que 0,001.

El test *post hoc* de Bonferroni demostró la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre las localizaciones *cd* y *ci*, y entre las localizaciones *cd* y *sa*, en ambos casos con una $p = 0,005$. En cambio, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las localizaciones *sa* y *ci* en el grupo CC, con un *p-valor* de 0,19.

A la luz de estos resultados, podemos concluir que las prótesis del grupo CC alcanzan una resistencia a la fractura significativamente mayor en las localizaciones *sa* y *ci*, respecto a la localización *cd*. Sin embargo, las localizaciones *ci* y *sa* no mostraron diferencias significativas respecto a la *variable resistencia* en el grupo CC. En el gráfico 19 se hallan representados los valores medios y medianos del grupo CC. El gráfico 20 recoge las diferencias en la resistencia a la fractura de las tres localizaciones en dicho grupo.

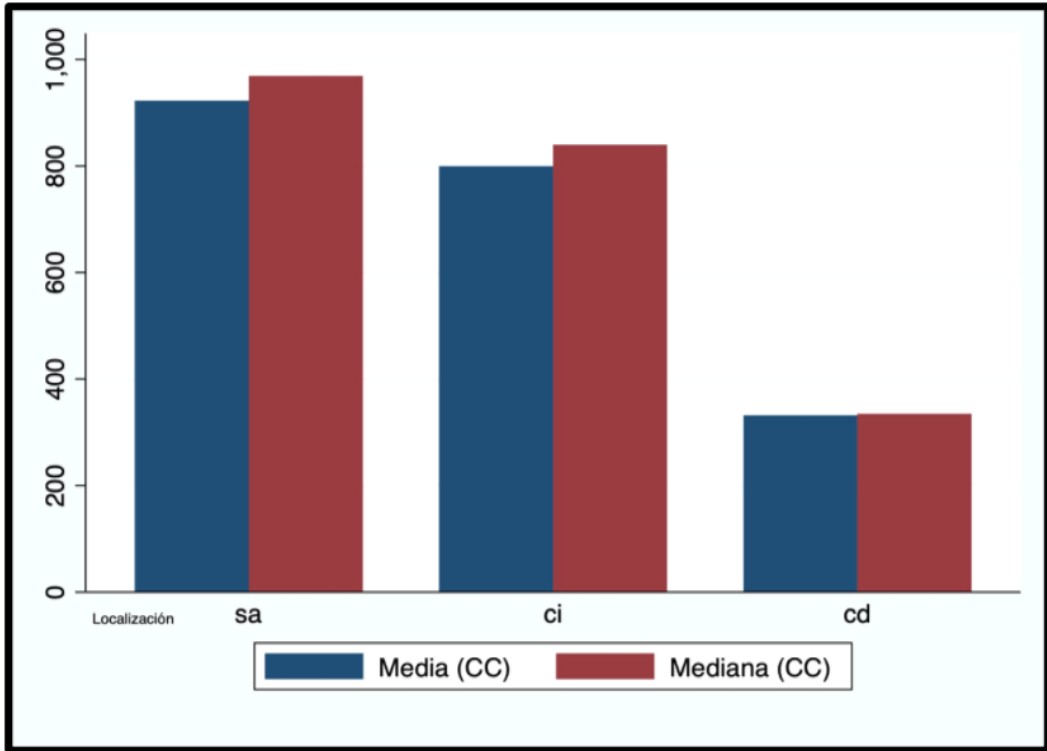


Gráfico 19. Valores medios y medianos de resistencia a la fractura (N) en el grupo CC.

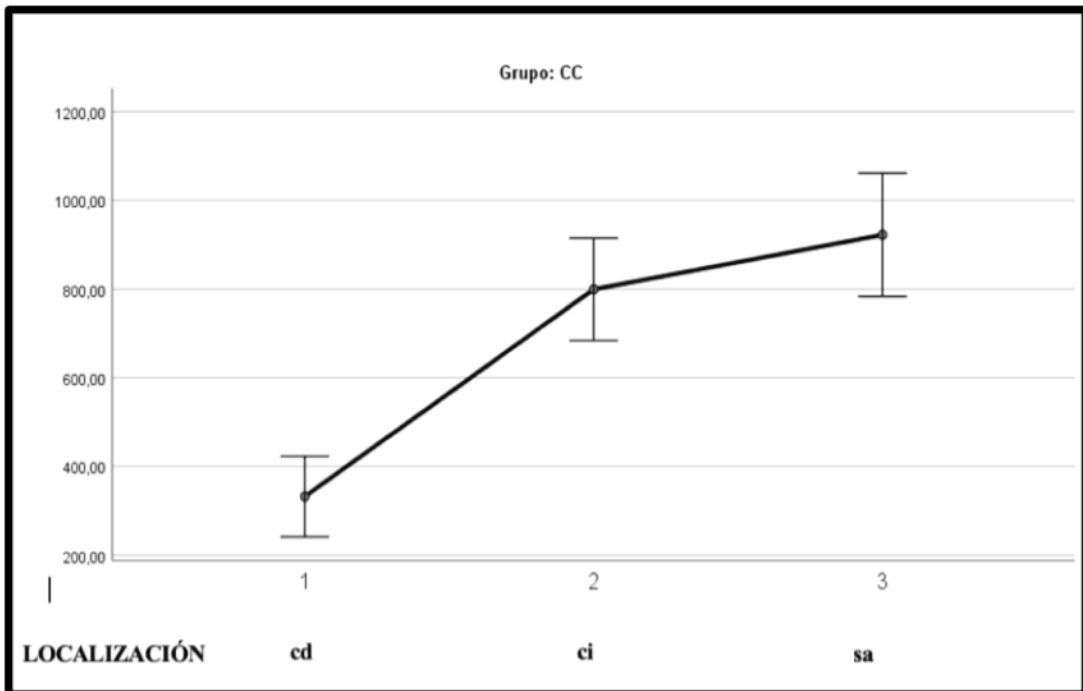


Gráfico 20. Diagrama de las diferencias observadas en los valores de resistencia a la fractura (N) entre las localizaciones ensayadas en el grupo CC.

7.3. Análisis de imagen con microscopio estereoscópico

Para determinar el tipo de fallo producido en las prótesis, las muestras se observaron bajo microscopio estereoscópico a 40×. El fallo de la unión se describió siguiendo la clasificación de Suárez y cols.³⁰¹ Tal y como ha sido descrito previamente, en virtud de esta clasificación, el fallo adhesivo es el que ocurre en la unión entre sustrato y adhesivo. El fallo cohesivo, por otro lado, se produce en el interior del agente adhesivo, debido al fracaso de las fuerzas que mantienen unidas sus moléculas. El fallo mixto refleja una situación intermedia entre las dos anteriores y corresponde a un tipo de fractura débil. Y, en último lugar, el fracaso total supone un fallo en el propio sustrato que acontece antes que, en la adhesión, es decir: se rompe mesoestructura subyacente al recubrimiento.^{297,301}

7.3.1. Fractura en el grupo MA

En uno de los quince ensayos de flexión (6,67%) se produjo una separación del recubrimiento acrílico de la estructura metálica; teniendo lugar en la localización *cd*, con mayor longitud de *cantilever*. Las figuras 38 y 39 muestran la separación de la resina acrílica de la prótesis MA₁, donde se aprecia el desprendimiento como consecuencia del ensayo de flexión. Este fallo es de tipo cohesivo y podríamos denominarlo con mayor precisión “cohesivo intermedio”, por la persistencia de restos de adhesivo tanto en la mesoestructura como en el recubrimiento.

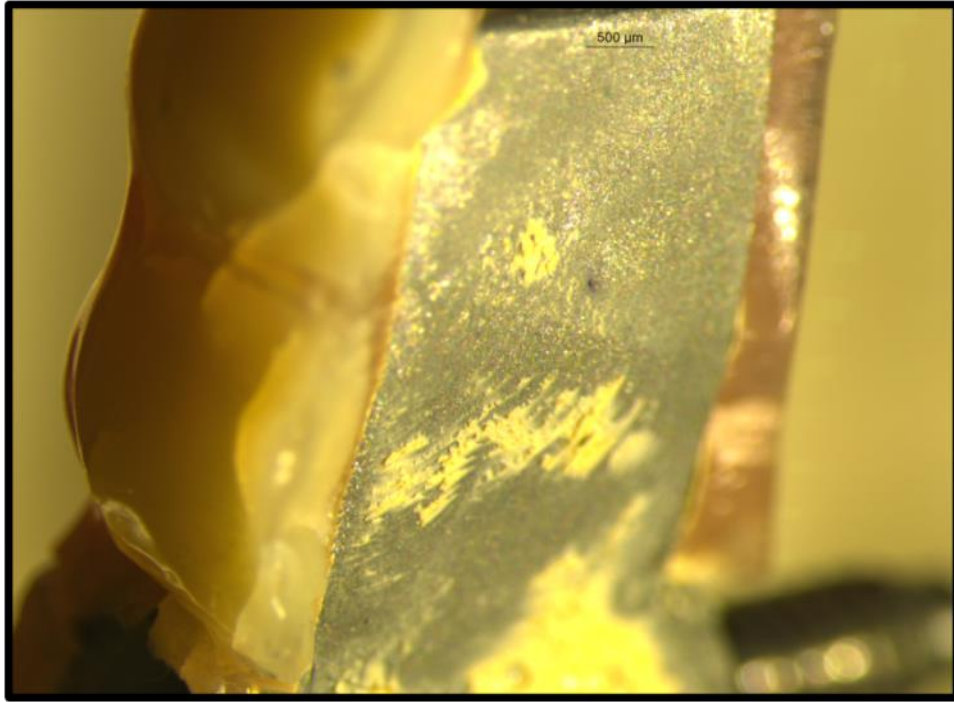


Figura 38. Desprendimiento del recubrimiento acrílico de la mesoestructura de Co-Cr de la probeta MA₁.

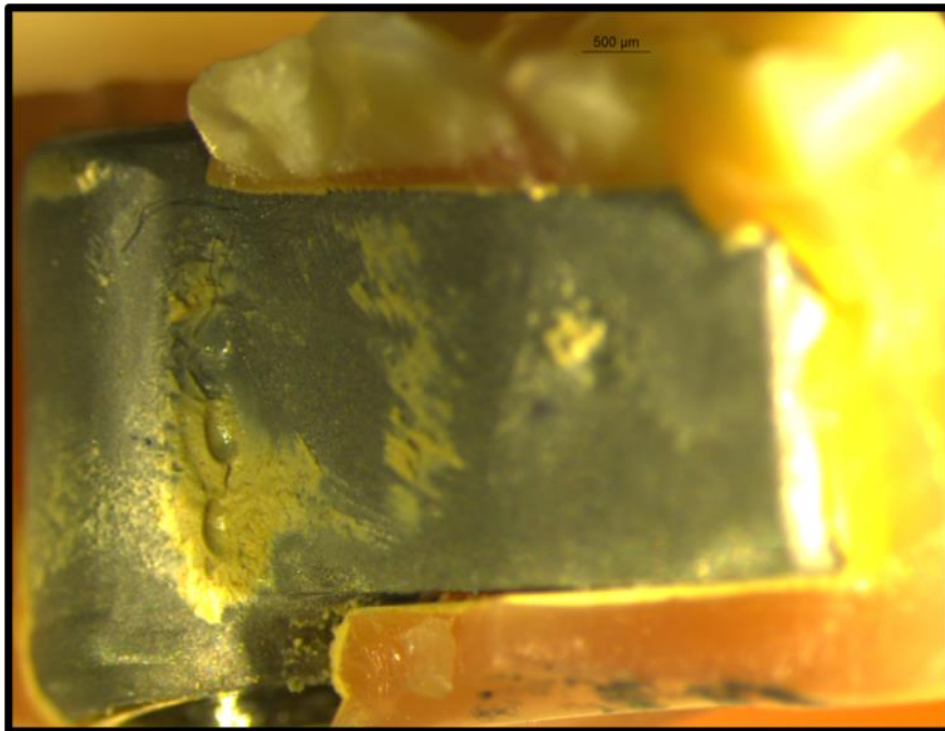


Figura 39. Desprendimiento del recubrimiento acrílico de la mesoestructura de Co-Cr de la probeta MA₁.

En las restantes prótesis del grupo MA no se produjo desprendimiento del recubrimiento acrílico de la mesoestructura metálica. En las prótesis MA₃ (Fig. 40) y MA₄ (Fig. 41), se observó fractura de los dientes artificiales de acrílico y fractura del recubrimiento, sin separación de éstos, mostrando una línea de fisura que se originaba en la emergencia del implante más cercano. La probeta MA₅, mostró una línea de fractura en los dientes artificiales de acrílico (Fig. 42). Todas las fracturas en este grupo se observaron en una localización próxima a las emergencias de los implantes más cercanos al punto del ensayo.

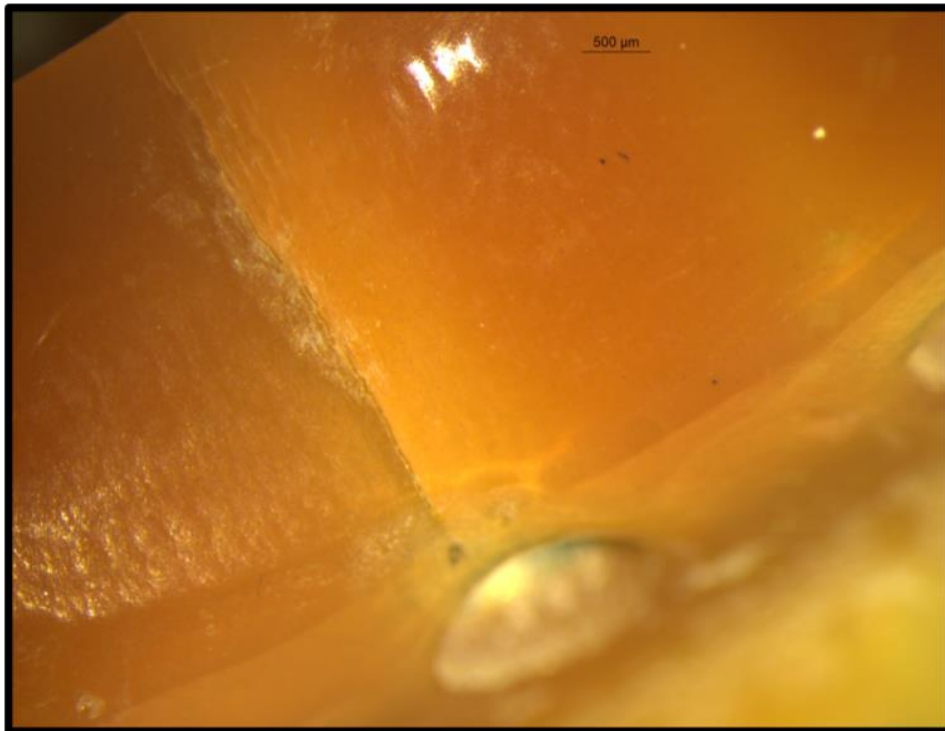


Figura 40. Fisura próxima a la chimenea del implante a la altura del 11 en el espécimen MA₃.

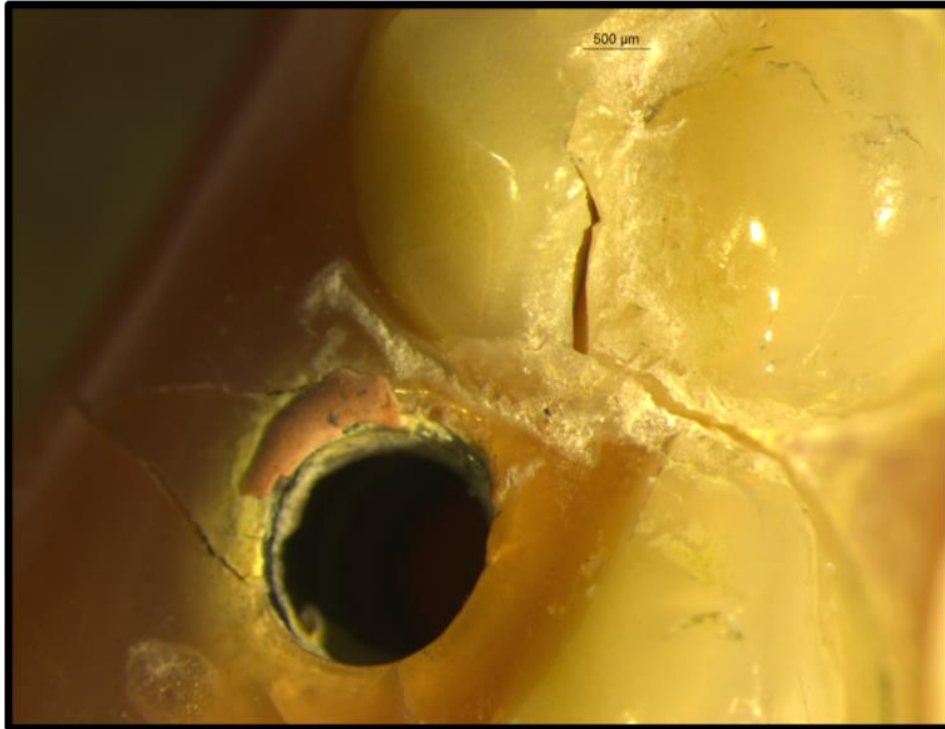


Figura 41. Fractura del diente de acrílico en la localización *ci*, en la probeta MA₄.



Figura 42. Fractura del diente de acrílico en la localización *ci* de la prótesis MA₅.

7.3.2. Fractura en el grupo CA

En uno de los quince ensayos realizados (6,67%) se rompió la pieza artificial de resina, iniciándose una línea de fractura en la emergencia del implante, en la localización *ci*, con *cantilever* más corto que el contralateral (Fig. 43). Los restantes ensayos de flexión en las prótesis provocaron, primero el desprendimiento de la resina acrílica y posteriormente la rotura total de todas las estructuras de fibra de carbono, conduciendo al fracaso total de las prótesis (Figs. 44-46). Todas las fracturas tuvieron lugar a nivel de la unión de la mesoestructura con la interfase.

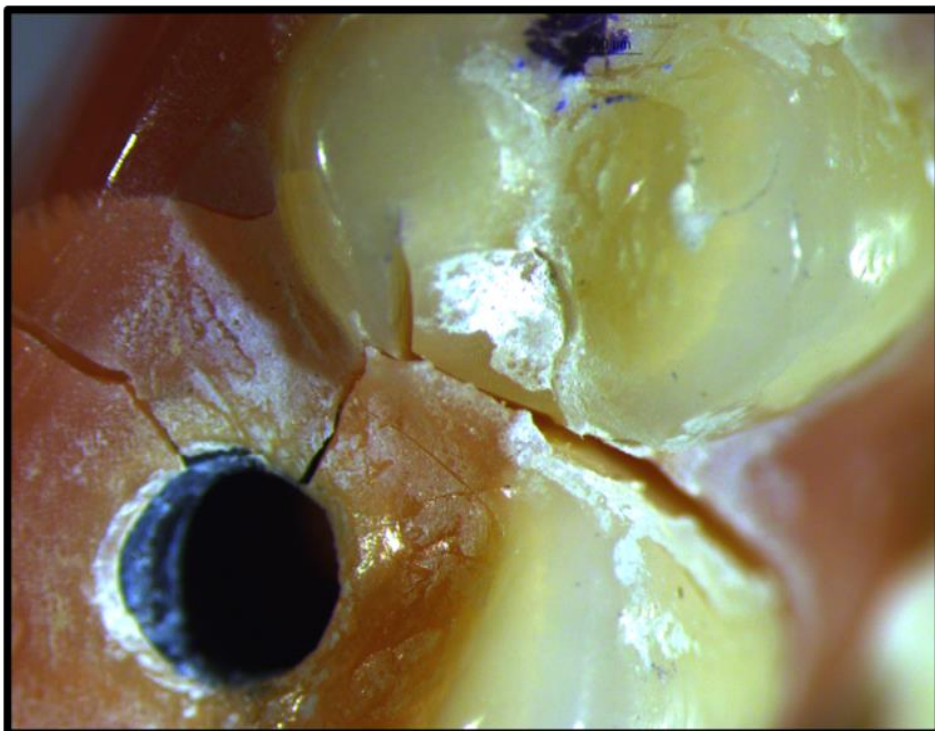


Figura 43. Fractura de los dientes artificiales de resina y recubrimiento acrílico de la probeta CA₃.

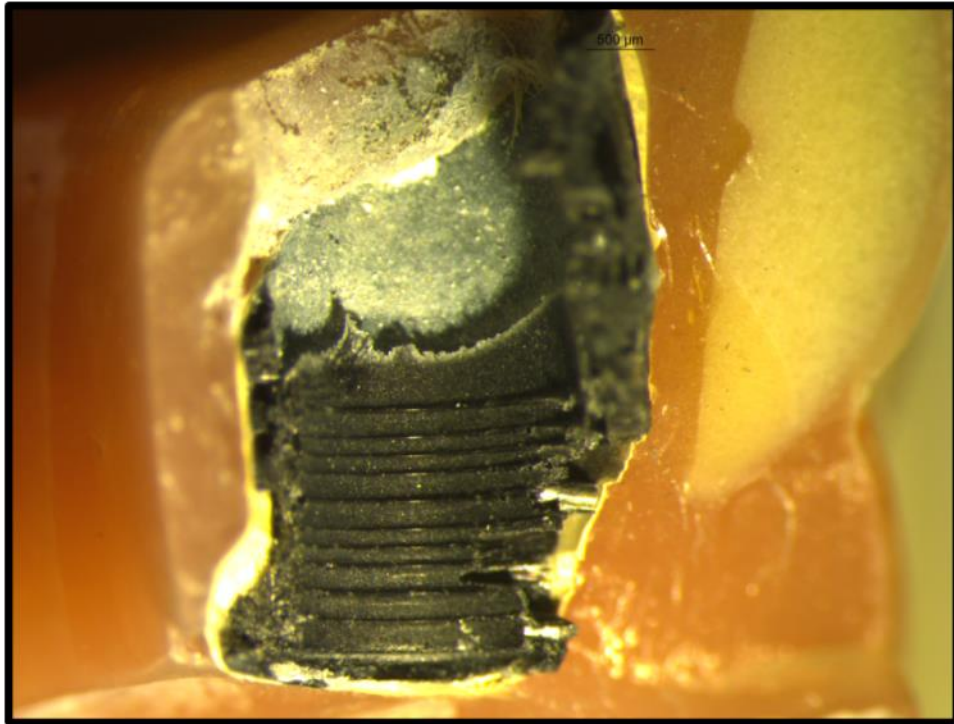


Figura 44. Parte de la mesoestructura de fibra de carbono en el recubrimiento acrílico de la prótesis CA₄.

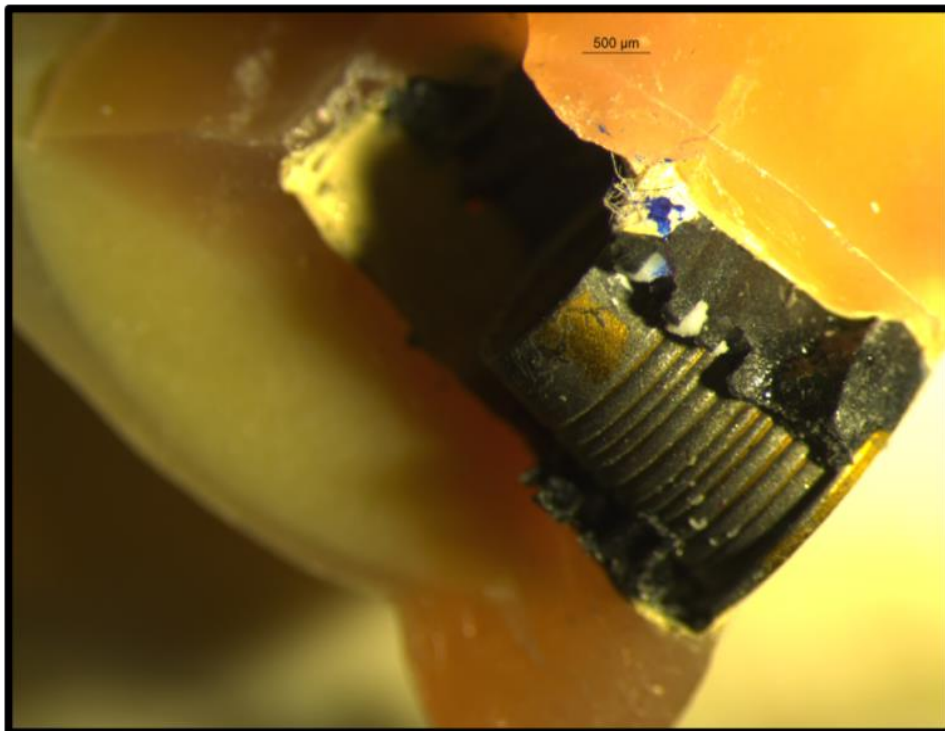


Figura 45. Rotura total de mesoestructura de fibra e interfase con recubrimiento acrílico en la probeta CA₂.

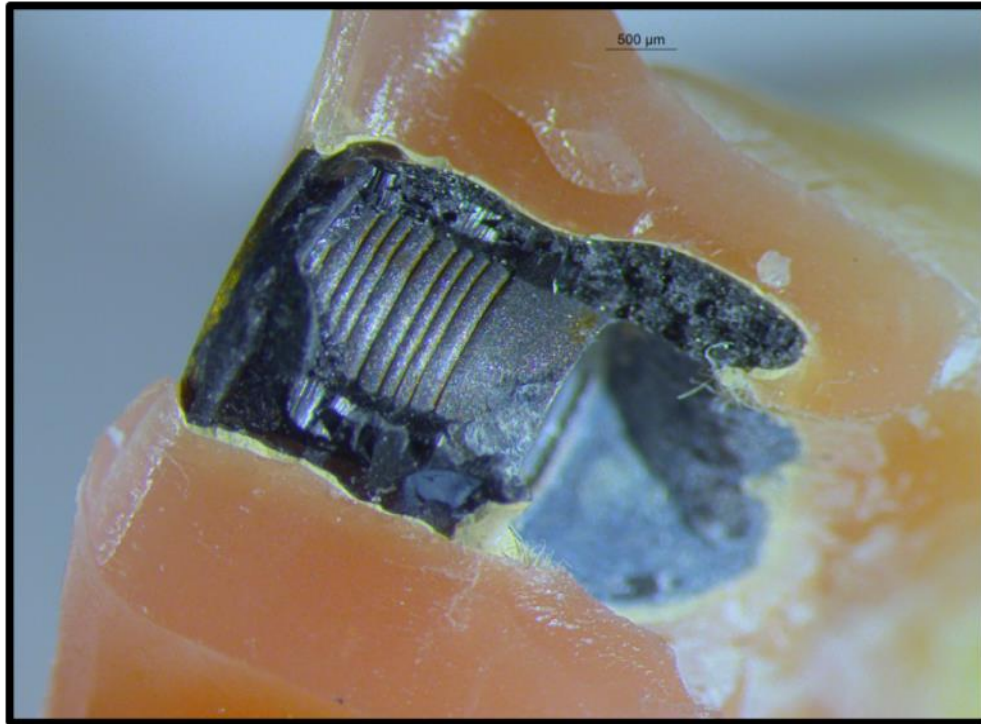


Figura 46. Restos de mesoestructura en la interfase junto con el recubrimiento acrílico de la prótesis CA₄.

7.3.3. Fractura en el grupo CC

En cuanto a las prótesis híbridas del grupo CC, la fractura se desarrolló siguiendo un modelo de fallo adhesivo, en el que el recubrimiento de composite se desprendió de la mesoestructura de fibra de carbono subyacente (Fig. 47). Este modo de fractura se observó sobre todo en los *cantilever*, donde se produjo la separación completa del composite de la mesoestructura, quedándose ésta completamente desprovista de recubrimiento (Fig. 48).

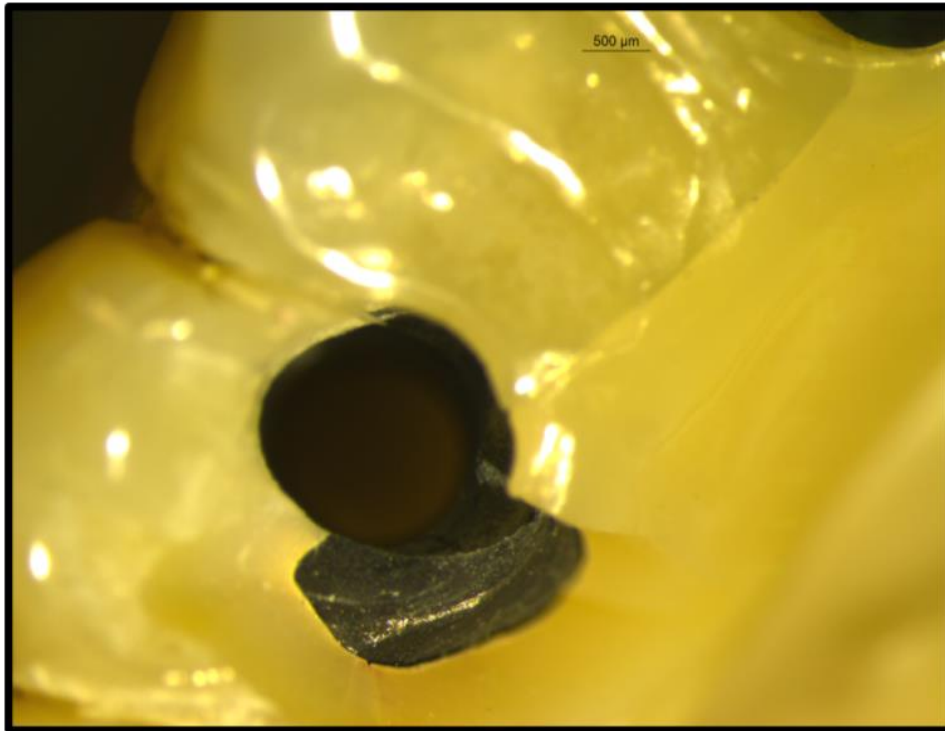


Figura 47. Desprendimiento del recubrimiento de composite de la mesoestructura de fibra de carbono en la localización *sa*, en la prótesis CC₃.

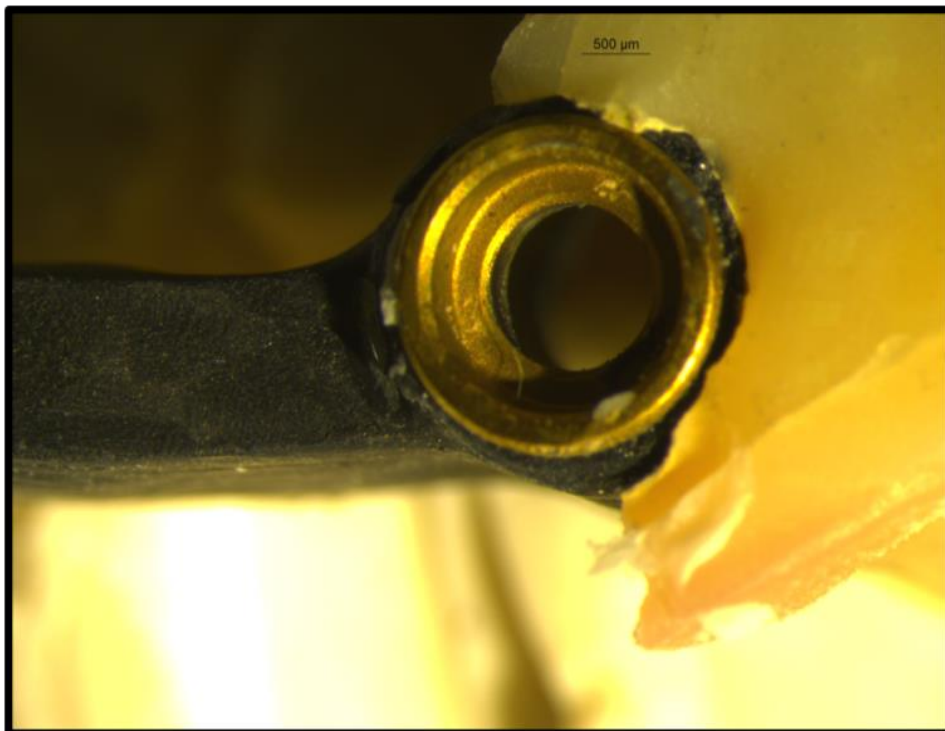


Figura 48. Desprendimiento completo del recubrimiento de composite de la mesoestructura en la probeta CC₁.

En una de las probetas (6,67%), la mesoestructura de fibra de carbono se fracturó, conduciendo al fracaso completo de la prótesis CC₄. La rotura total de la estructura ocurrió de forma similar a lo descrito en el grupo CA, localizándose en la unión de la estructura con el recubrimiento de composite (Fig. 49). En una de las prótesis (6,67%), se detectó una fisura en la mesoestructura a nivel de su unión con la interfase, sin conllevar rotura completa (o fracaso total) de la prótesis CC₂ (Fig. 50).

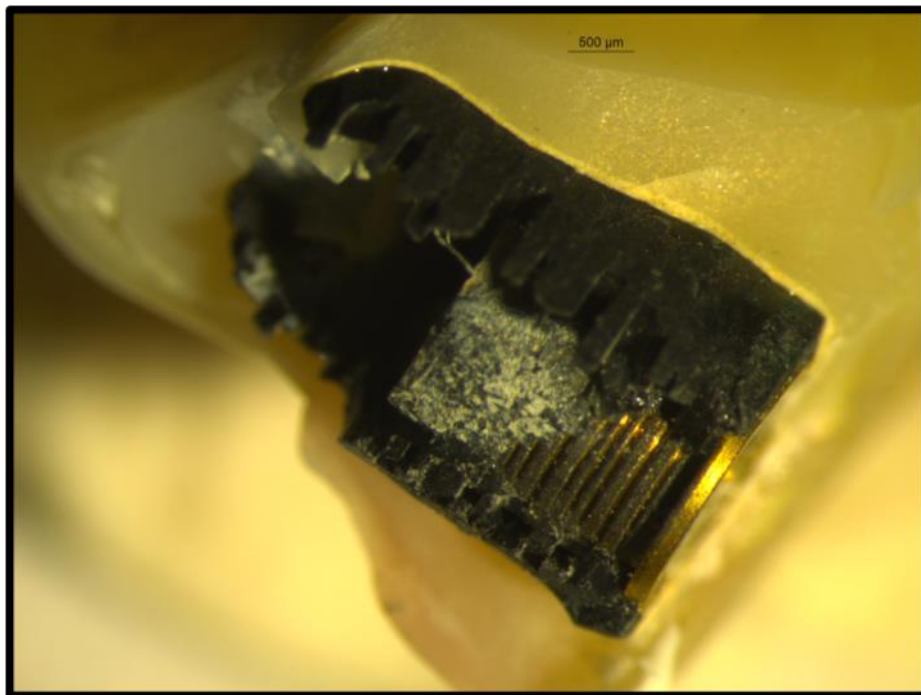


Figura 49. Fractura total de la mesoestructura a nivel de la interfase de la prótesis CC₄.

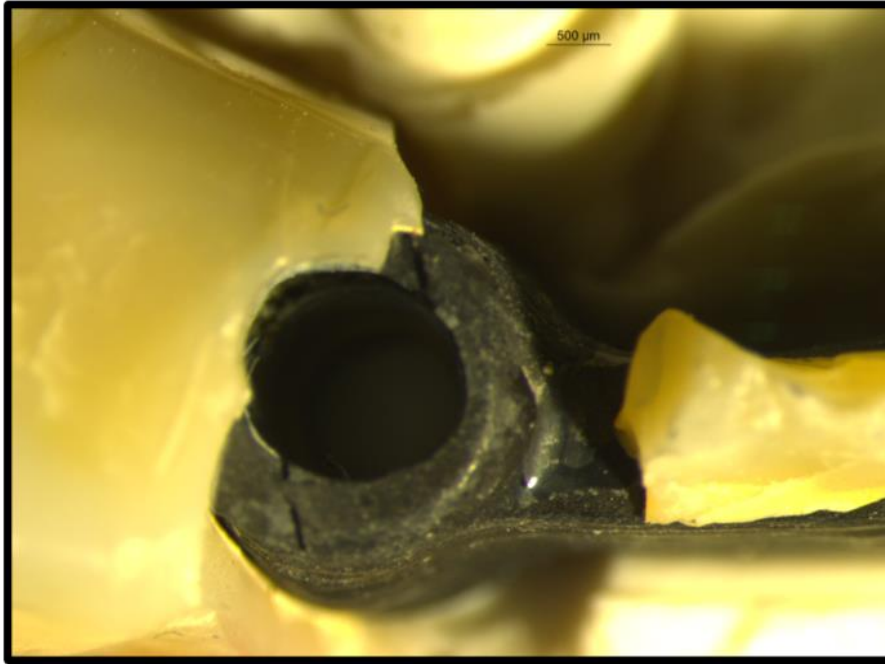


Figura 50. Fisura en la mesoestructura de fibra de carbono a nivel de la interfase de la prótesis CC₂.

7.4. Análisis de imagen con MEB

En los siguientes apartados se muestran imágenes representativas de los fallos y fracasos, tanto de las superficies de recubrimiento como de las mesoestructuras de las prótesis híbridas.

7.4.1 Prótesis del grupo MA

Las prótesis del grupo MA presentaron partículas y superficies irregulares de adhesivo de metal en su superficie tras el desprendimiento como se puede observar en las figuras 51 y 52. Se pueden apreciar las fisuras de la resina acrílica del recubrimiento (Figs. 53 y 54).

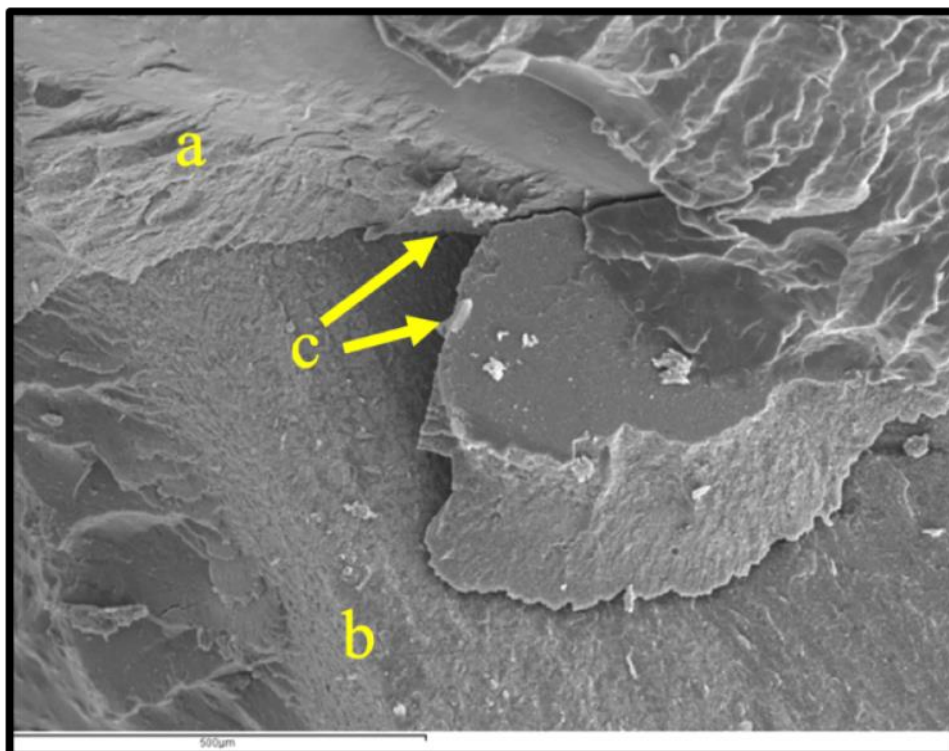


Figura 51. Imagen (MEB, 100×) de una prótesis del grupo MA₁. *a.* Resina acrílica de recubrimiento. *b.* Mesoestructura de Co-Cr. *c.* Espacio debido al fallo adhesivo.

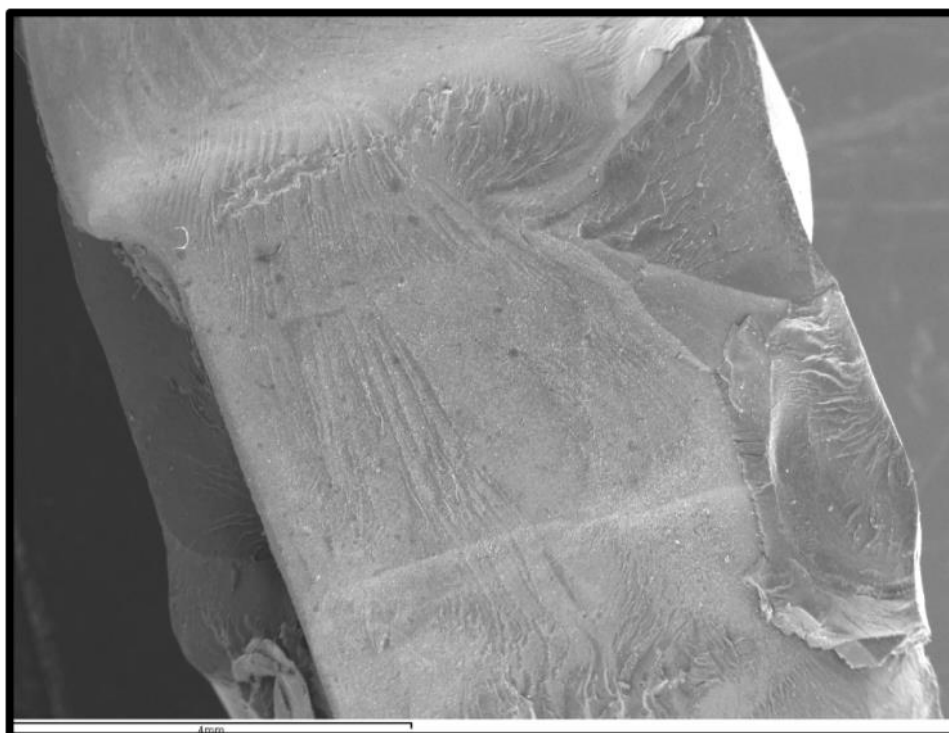


Figura 52. Imagen (MEB, 12×) de la mesoestructura y del recubrimiento acrílico de la probeta MA₂.

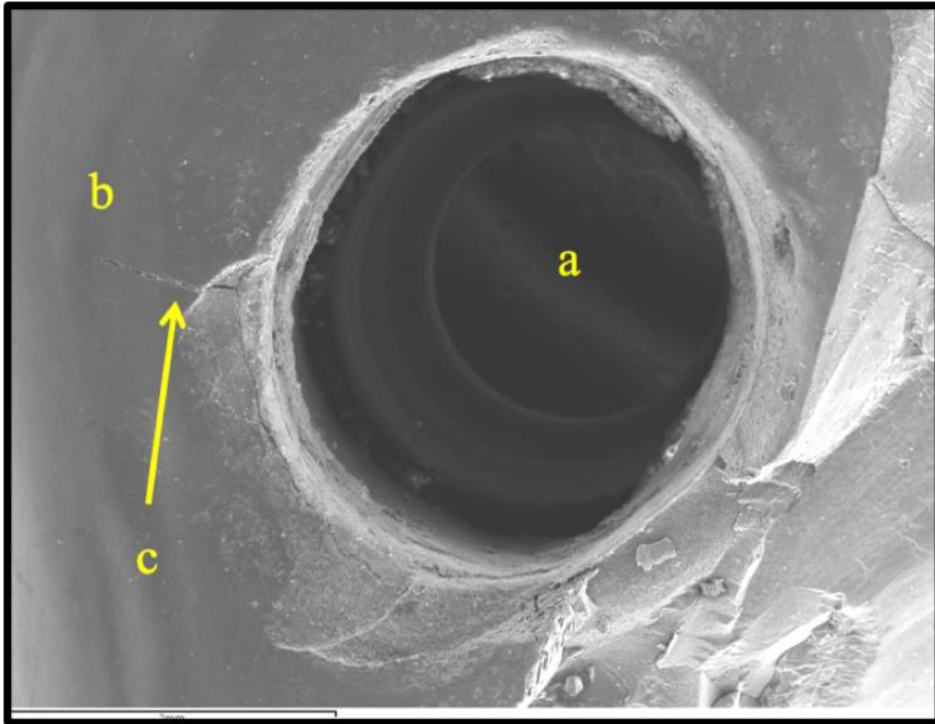


Figura 53. Imagen (MEB, 20×) de una prótesis del grupo MA₃.
a. Chimenea. *b.* Recubrimiento acrílico. *c.* Fisura.

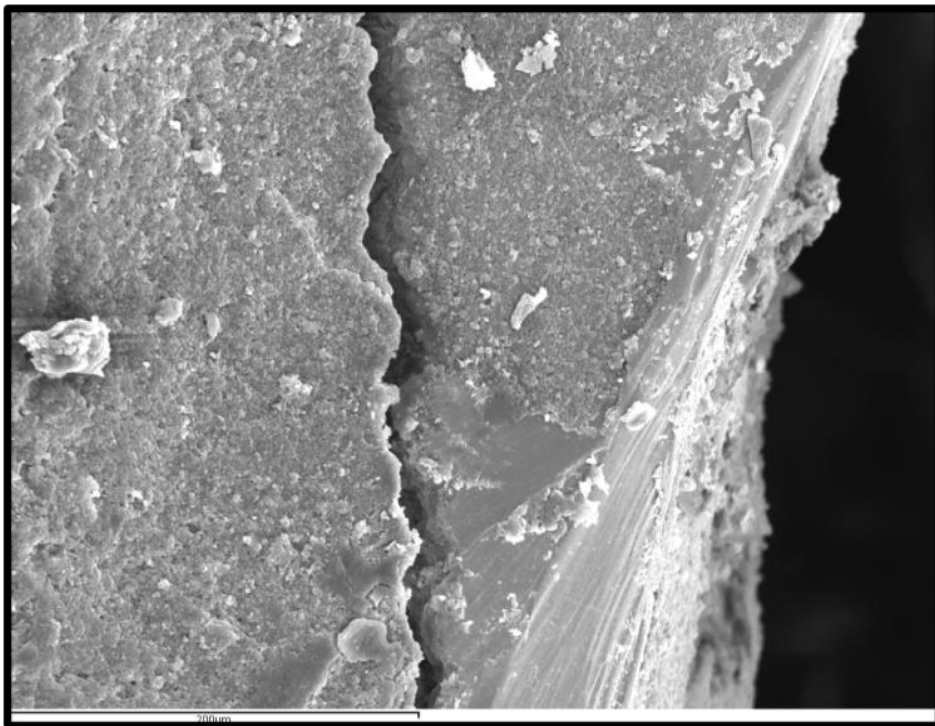


Figura 54. Imagen (MEB, 250×) del recubrimiento acrílico fracturado de la probeta MA₄.

7.4.2 Prótesis del grupo CA

En las prótesis del grupo CA, tras los ensayos de flexión, existe una separación de aproximadamente de $15\ \mu\text{m}$ entre la resina acrílica y la estructura de fibra de carbono (Figs. 55-57). Además, se puede ver la mesoestructura adherida al recubrimiento acrílico en la figura 58.

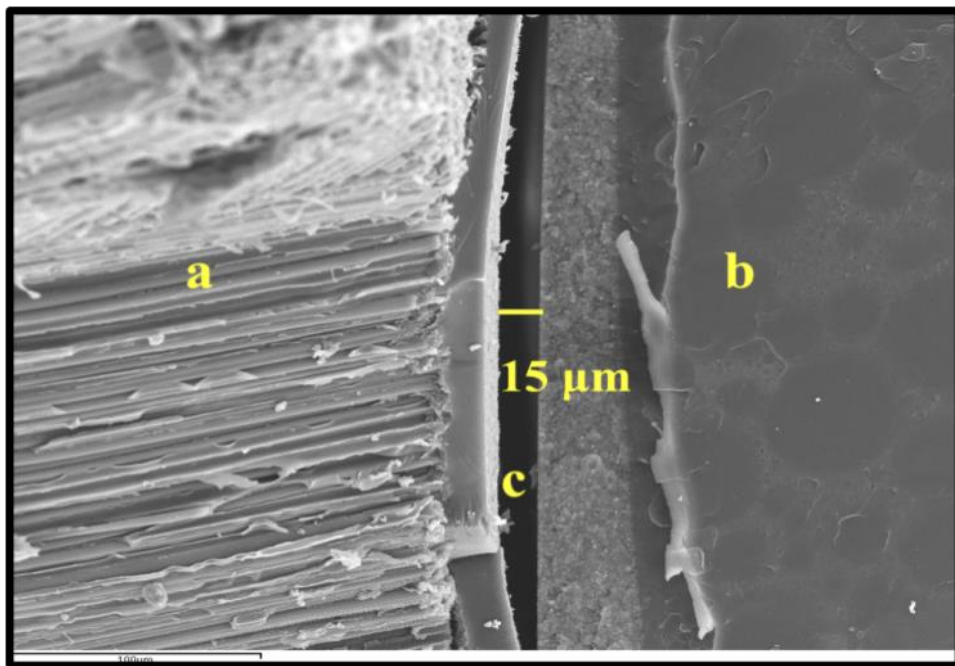


Figura 55. Imagen (MEB, 30×) de la línea de separación (*c*) entre la mesoestructura (*a*) y el recubrimiento acrílico (*b*) de la probeta CA₃.

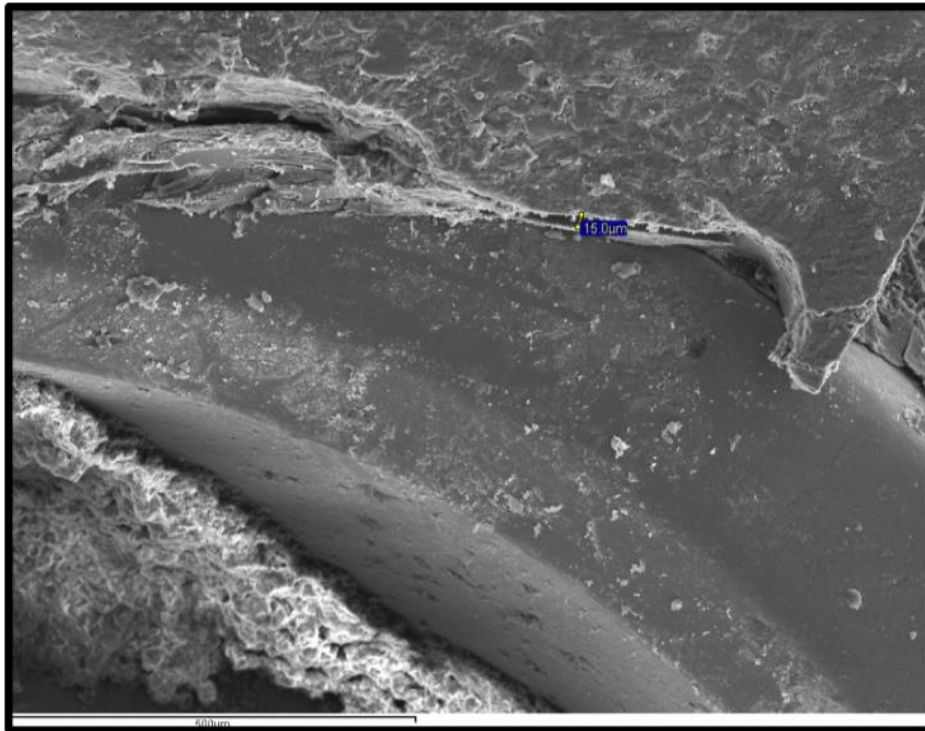


Figura 56. Imagen (MEB, 100×) de la prótesis CA₁, que muestra la separación existente entre el recubrimiento acrílico (a) y la mesoestructura de fibra de carbono (b).

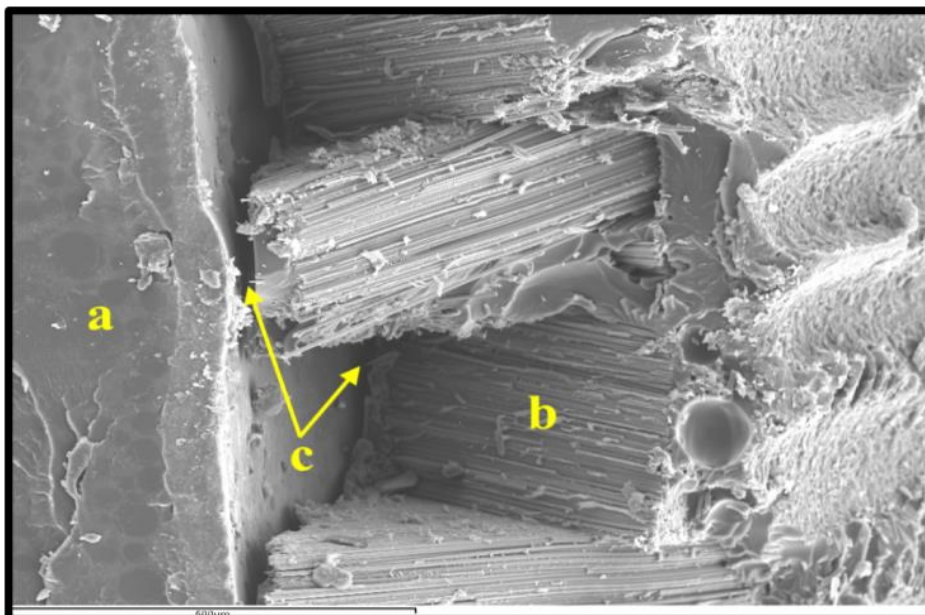


Figura 57. Imagen (MEB, 300×) de la mesoestructura en la unión con la interfase en la probeta CA₂.
a. Resina acrílica de recubrimiento. *b.* Hilos de fibra de carbono.
c. Espacio entre el recubrimiento y las fibras de carbono.

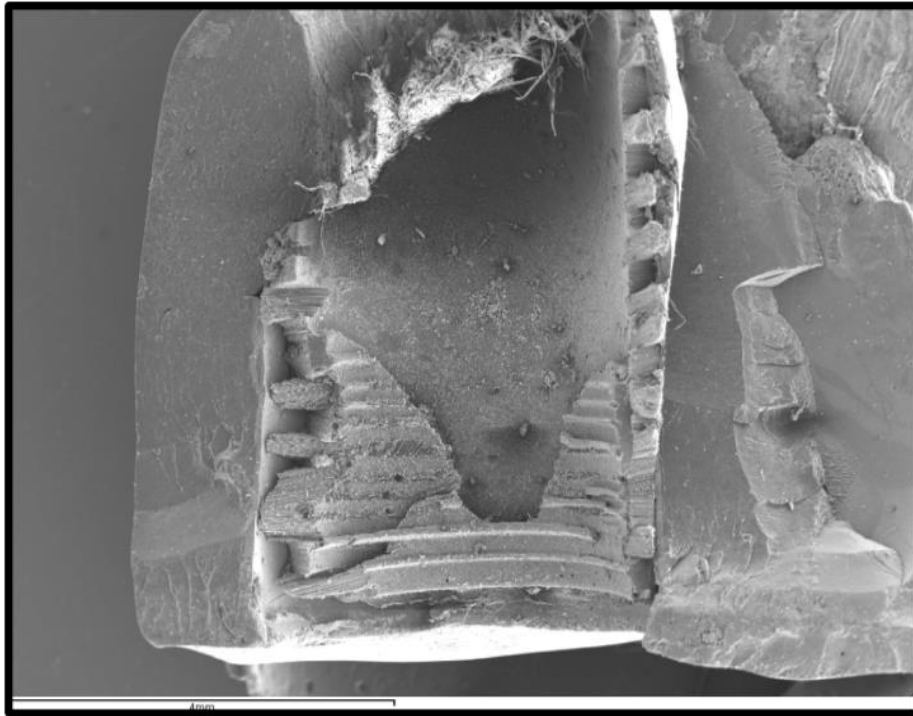


Figura 58. Imagen (MEB, 12×) de los restos de mesoestructura adheridos a la interfase de la prótesis CA₄.

7.4.3 Prótesis del grupo CC

Las prótesis del grupo CC presentaron separación del adhesivo de resina de la superficie de la mesoestructura, tal y como ilustran las figuras 59 y 60. Se puede observar el espacio entre la estructura de fibra de carbono y el recubrimiento de composite.

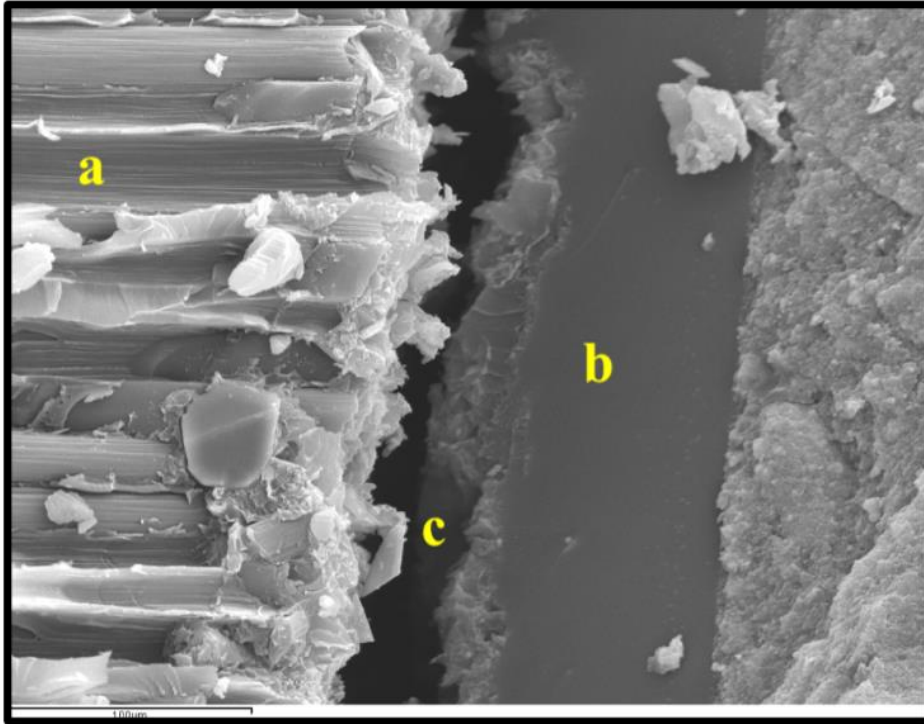


Figura 59. Imagen (MEB, 300×) de la probeta CC₃. *a.* Hilos de fibra de carbono. *b.* Resina compuesta de recubrimiento. *c.* Espacio entre el recubrimiento de composite y las fibras de carbono.

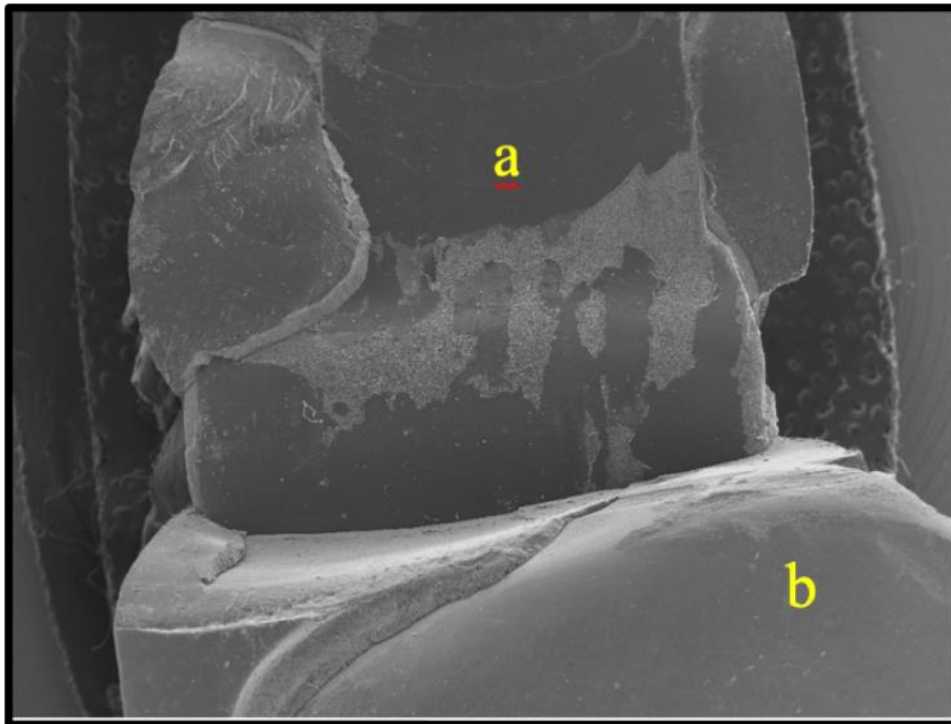


Figura 60. Imagen (MEB, 10×) de la prótesis CC₁.
a. Mesoestructura de fibra carbono. *b.* Dientes artificiales de composite.

8. DISCUSIÓN

8. DISCUSIÓN

Las prótesis híbridas implantosoportadas son una alternativa predecible que ha mostrado altas tasas de éxito y excelente aceptación por parte de los pacientes. Clásicamente, su diseño se basa en una mesoestructura de aleación metálica con recubrimiento y dientes artificiales de resina acrílica.^{14,42,338} La mesoestructura, generalmente confeccionada en una aleación de cobalto-cromo o titanio, aporta rigidez a la prótesis y permite la distribución homogénea de las cargas oclusales a los implantes que la soportan.³³⁹⁻³⁴¹ A su vez, la resina acrílica, ha sido el material de elección para el recubrimiento y los dientes artificiales, debido a su resiliencia³⁴² y su gran capacidad de absorción de impactos,³⁴³⁻³⁴⁵ además de su fácil reparación.³⁴⁶

Pese a la gran popularidad de la que gozan, las prótesis híbridas implantosoportadas requieren frecuentes reparaciones y mantenimiento suplementarios para prolongar su correcto funcionamiento.^{122,215,347} Entre sus principales desventajas destaca la pobre adhesión entre las mesoestructuras metálicas y el recubrimiento acrílico de las prótesis, lo que conduce, inevitablemente, a complicaciones esencialmente mecánicas, como el desprendimiento y fractura del recubrimiento y de los dientes artificiales de resina.^{122,153,218,219,348}

Los materiales utilizados en la confección de las prótesis determinan, de forma incondicional, el éxito y la longevidad del tratamiento restaurador.³⁴⁹ Hoy en día, gracias al desarrollo y evolución de los materiales compuestos reforzados con diferentes

fibras,²⁵⁰ ha sido posible la introducción y la aplicación de estos materiales en el campo de la medicina y la odontología.^{251,261-263} La fibra de carbono ha sido recientemente introducida en la confección de mesoestructuras de prótesis híbridas implantosoportadas.^{236,263} La finalidad de recurrir a este material es tratar de solucionar el problema de la inexistente unión química entre las mesoestructuras metálicas y los recubrimientos poliméricos, procurando una mejor adhesión entre ambos.^{141,235} Por esta razón, es importante profundizar en el conocimiento de la fibra de carbono, cuyo uso es cada vez más popular en restauraciones implantológicas.^{235,236,350}

Por su parte, las resinas compuestas han comenzado a ser utilizadas como nuevo material de recubrimiento, mediante el modelado directo sobre mesoestructuras metálicas y de fibra de carbono.^{235,351} Los composites empleados como recubrimiento y dientes artificiales ofrecen la posibilidad de dar una solución clínica a los desprendimientos y fracturas de los dientes, mediante la reparación de éstos en la consulta dental, sin necesidad de la intervención del técnico de laboratorio.³⁵²

A pesar del éxito de las prótesis híbridas implantosoportadas, hemos detectado cierta carencia de estudios en la literatura sobre la resistencia a la fractura o al desprendimiento de los recubrimientos poliméricos en ménsulas protésicas.¹²⁶ Aún más escasas son las publicaciones científicas centradas en las mesoestructuras confeccionadas con fibra de carbono.¹⁴¹ Por tanto, a la hora de comparar nuestros resultados, hemos tenido en cuenta aspectos como las diferencias en cuanto a la metodología aplicada y los materiales testados; como el ensayo mecánico efectuado, el tipo y velocidad de movimiento del punzón, el tipo de resina compuesta o resina acrílica,

el diseño de las probetas confeccionadas, el número de implantes que soportan la prótesis, el tamaño muestral e incluso el análisis estadístico efectuado, entre otros.

Por ello, el propósito principal del presente estudio fue determinar la resistencia a la fractura de prótesis confeccionadas con estructura de fibra de carbono y recubrimientos de resina acrílica y resina compuesta, haciendo hincapié en las ménsulas de las prótesis híbridas, dada su tendencia a generar complicaciones mecánicas.¹⁷¹ En definitiva, esta investigación pretende determinar si las prótesis con estructura de fibra de carbono pueden presentar propiedades mecánicas adecuadas que permitan reducir la necesidad de reparaciones y mantenimiento adicional.^{158,215}

Además, dada la controversia y la escasez de literatura científica acerca de la influencia de los voladizos protéticos en los problemas mecánicos,³⁴⁸ se ha tratado de aclarar si la existencia y longitud del voladizo influyen en la resistencia a la fractura tras la aplicación de la carga. Las prótesis híbridas con extremos libres han sido asociadas a un mayor número de complicaciones mecánicas,^{169,348} dado que las cargas oclusales crean un brazo de palanca en estas localizaciones,¹⁷⁰ conduciendo a cargas nocivas y eventualmente, a la fractura o desprendimiento del recubrimiento y los dientes de la supraestructura.¹⁶⁴ Para ello, nuestras prótesis han sido ensayadas en tres localizaciones diferentes, un *cantilever* de 13 mm de longitud (localización *cd*), un *cantilever* de 10 mm de longitud (localización *ci*) y un punto en la zona anterior (localización *sa*).

Este es el primer estudio *in vitro* que ha investigado la resistencia a la fractura de prótesis híbridas confeccionadas con mesoestructuras de fibra de carbono donde la

flexión se ejerce en los voladizos, así como tampoco se han encontrado estudios con probetas cuyos extremos libres sean de diferente longitud.

Asimismo, tampoco hemos localizado estudios que analicen y clasifiquen los fallos ocurridos tras la fractura o desprendimiento del recubrimiento. En nuestro trabajo hemos analizado si el fallo ocurrido en las probetas es de naturaleza adhesiva, cohesiva, intermedia o si ha sucedido el fracaso total de la prótesis debido a la rotura de la mesoestructura subyacente. De este modo hemos analizado el patrón de fractura de los recubrimientos.

Además, las prótesis fueron ensayadas tres veces consecutivamente, en la ménsula derecha, en la ménsula izquierda y en último lugar, en el sector anterior, siendo este aspecto un factor que puede influir en los resultados obtenidos; si bien en el análisis estadístico se ha tenido en cuenta, aplicando el test de ANOVA de medidas repetidas.

8.1. Resistencia a la fractura según los materiales de confección

Tras una revisión exhaustiva de la literatura científica, no se han encontrado estudios que analicen la resistencia a la fractura de prótesis híbridas confeccionadas con fibra de carbono y recubrimiento polimérico diseñadas con extremos libres. Del mismo modo, tampoco se han identificado artículos en los que se compare este tipo de rehabilitaciones con prótesis híbridas convencionales de aleación metálica.

Los resultados de nuestra investigación conducen a rechazar la primera hipótesis nula, ya que se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la resistencia a la fractura de las prótesis híbridas en función del material de confección y de la localización de la carga aplicada. Concretamente, en el *cantilever* derecho (*cd*: 13 mm), las prótesis de cobalto-cromo con recubrimiento acrílico (MA) mostraron mayor resistencia a la fractura que las prótesis de fibra de carbono con resina acrílica (CA) y que las prótesis de fibra de carbono con composite (CC) (Tabla 3 y Gráficos 2, 5 y 6). Sin embargo, en dicho *cantilever* derecho (*cd*: 13 mm), los valores de resistencia a la fractura de las prótesis de fibra de carbono con resina acrílica (CA) eran estadísticamente comparables a los de las prótesis de fibra de carbono con composite (CC) (Gráficos 5 y 6).

En el *cantilever* izquierdo (*ci*: 10 mm), las prótesis de cobalto-cromo con acrílico (MA) mostraron mayor resistencia a la fractura que las prótesis de fibra de carbono con composite (CC), y, asimismo, las prótesis de fibra de carbono con acrílico (CA) registraron mayor resistencia a la fractura que las prótesis de fibra de carbono recubiertas de composite (CC) (Tabla 4 y Gráfico 3). No obstante, en esta ménsula izquierda, de menor longitud que la derecha (10 mm vs. 13 mm), no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las prótesis de cobalto-cromo (MA) y las prótesis de fibra de carbono con acrílico (CA) (Gráficos 7 y 8).

A nivel del sector anterior (*sa*), las prótesis de cobalto-cromo con acrílico (MA) demostraron una mayor resistencia a la fractura que las prótesis de fibra de carbono, tanto recubiertas con resina acrílica (CA) como con composite (CC) (Tabla 5 y Gráfico 4). Además, las prótesis de fibra de carbono con resina acrílica arrojaron valores de

resistencia mayores que las prótesis de fibra de carbono con recubrimiento de composite (Gráficos 9 y 10).

En el *cantilever* de mayor longitud (*cd*: 13 mm), las prótesis de fibra de carbono con acrílico han resultado en una menor resistencia a la fractura que las prótesis de cobalto-cromo con acrílico; hallazgo probablemente debido a la falta de adhesión química entre la fibra de carbono de la mesoestructura y la resina acrílica, ya que, en la actualidad, aún son necesarios más estudios y avances al respecto.²³⁵ Además, durante la confección se han aplicado varias capas de *opaquer* con el fin de maquillar y enmascarar el color oscuro de la fibra de carbono subyacente a la supraestructura acrílica, lo que puede interferir en la adhesión de dichos sustratos, reduciendo finalmente su resistencia a la flexión.

Por otro lado, una longitud de ménsula superior a 10 mm parece aumentar el brazo de palanca y el momento de flexión producido por las cargas flexivas del punzón. Estas fuerzas se transfieren a los elementos del sistema protético, pudiendo favorecer la fractura de la mesoestructura, la supraestructura, y/o los tornillos de fijación, afectando a las interfases. Este hecho podría justificar, en parte, que en el *cantilever* de menor longitud (*ci*: 10 mm), se hayan encontrado valores similares de resistencia para las prótesis de cobalto-cromo y de fibra de carbono con recubrimiento acrílico.

Entre las publicaciones consultadas, el estudio que más se asemeja al nuestro es el realizado por Menini y cols.,¹⁴¹ quienes evaluaron la resistencia a la compresión y a la flexión de prótesis híbridas fabricadas con fibra de carbono comparándolas con prótesis confeccionadas en oro, en ambos casos con recubrimiento de resina acrílica. De un

modo similar a nuestro trabajo de investigación, se confeccionan prótesis híbridas con recubrimientos poliméricos simulando una situación real, dado que Menini y cols.,¹⁴¹ utilizan un modelo maestro con análogos pertenecientes a un paciente real.

En este experimento, de manera similar al nuestro, se utiliza un punzón redondeado para llevar a cabo los ensayos de flexión y compresión. Además, se interpone una lámina de plomo en el primer ensayo y láminas de aluminio y cobre en los ensayos restantes. También realizan los *tests* de flexión y compresión en tramos de diferente longitud de una misma prótesis, de forma consecutiva. En primer lugar, los investigadores efectúan un ensayo en el tramo que abarca desde el primer molar superior al incisivo lateral superior derechos, posteriormente repiten el ensayo en el lado izquierdo, y, finalmente, analizan el sector anterior.

Nuestros resultados son similares a los obtenidos por Menini y cols.¹⁴¹ en el sector anterior (Tabla 5 y Gráficos 4, 9 y 10), dado que las prótesis de aleación metálica (en su caso de oro) y resina acrílica presentaron mayor resistencia a la flexión y compresión que las prótesis de fibra de carbono con acrílico. Sin embargo, en este estudio, las cargas no se aplicaron en las ménsulas de las prótesis, si no que se ejercieron en localizaciones intermedias entre dos implantes contiguos. Además, se aplicaron fuerzas de entre 100 y 300 N, tras lo cual, se observó la deformación ocurrida en las superficies protésicas. Los autores llegan a la conclusión de que las prótesis con aleación de oro presentan una mayor resistencia a la compresión y a la flexión, existiendo una menor deformación de las caras oclusales tras la aplicación de las cargas. Los autores atribuyen estos resultados a las características elásticas de cada material.¹⁴¹ A este respecto, las aleaciones de oro pasan de una región elástica a una región plástica para

deformarse, mientras que las fibras de carbono poseen una amplia región plástica, tras la cual, se fracturan.³⁵³

Otra gran diferencia es el método de fabricación de las mesoestructuras en el estudio de Menini y cols.,¹⁴¹ donde los tejidos de fibra de carbono se recortan en varias capas y se moldean bajo una determinada presión y temperatura. Los autores indican que existe una gran disparidad en los resultados debido a la manipulación y confección de estas estructuras por parte del técnico protésico. El proceso de corte, colocación y adaptación de las fibras de carbono a la forma de la arcada, influyen en gran medida en las características mecánicas del material. En nuestro estudio, tanto las mesoestructuras de fibra de carbono como las de cobalto-cromo, fueron diseñadas y fresadas por CAD/CAM, eliminando así la variable de confusión relacionada con el trabajo manual y su posible influencia en las propiedades mecánicas de las prótesis.

En esta línea, Pesce y cols.,²⁶³ afirman que las características finales de las mesoestructuras elaboradas con fibras de carbono dependen en gran medida del porcentaje y orientación de dichas fibras y de la forma geométrica a la que se ajusta la mesoestructura. En su estudio, llegan a la conclusión de que las fibras multidireccionales (IF) reducen la anisotropía de este material y aumentan su resistencia a la flexión, favoreciendo que alcance una rigidez y módulo elástico similares a los de las aleaciones metálicas. No obstante, estos autores advierten que, para su confección, los tejidos de fibra de carbono deben cortarse y adaptarse a los cilindros y emergencias de los implantes, pudiendo verse afectada la rigidez del material. Por el contrario, sugieren que las fibras unidireccionales (UF) no precisan de cortes y ajustes a la forma de la arcada, razón por la cual se verían menos influenciadas por los procedimientos de laboratorio.²⁶³

Otro estudio metodológicamente próximo al nuestro es el de Goldberg y cols.,¹⁴² que confeccionan 30 especímenes, divididos en tres grupos experimentales (resina acrílica sin refuerzo, fibra de vidrio con resina acrílica y titanio con resina acrílica), simulando prótesis híbridas implantosoportadas con extremos libres en ambos lados. Los autores llevan a cabo ensayos de flexión mediante una máquina universal y un punzón redondeado similar al que usamos para testar las localizaciones *ci* y *sa* (5 mm de diámetro) aplicando primero la carga en el *cantilever* derecho y posteriormente en el *cantilever* izquierdo. Nuestros hallazgos para el *cantilever* derecho (13 mm) concuerdan con los de Goldberg y cols.¹⁴² (Tabla 3 y Gráficos 2, 5 y 6), de modo que las prótesis con mesoestructura metálica presentan una mayor resistencia a la fractura que las prótesis con mesoestructura de fibra de vidrio.

Sin embargo, se deben recalcar las principales diferencias entre ambos estudios: Goldberg y cols.,¹⁴² utilizan mesoestructuras de fibra de vidrio en lugar de fibra de carbono, no interponen una lámina de estaño para procurar la homogénea distribución de las cargas de flexión, y prescinden de los dientes artificiales de tablilla, utilizando únicamente el recubrimiento acrílico de las prótesis para acometer el experimento.

Tanto Goldberg y cols.,¹⁴² como Li y cols.,³⁵⁴ sugieren que la presencia de interfases en las prótesis híbridas ha demostrado reducir significativamente la resistencia a la flexión de éstas, favoreciendo la aparición de fracturas entorno a las emergencias de los implantes. Por consiguiente y debido al diseño de las prótesis híbridas, la mesoestructura de fibra de carbono se debe amoldar y ajustar a las emergencias de los implantes y las interfases para dejar espacio a los tornillos protésicos. En estas localizaciones, las estructuras de fibra de carbono pueden alcanzar espesores

insuficientes que no aporten una resistencia adecuada a las cargas oclusales.³⁵⁰ Por tanto, la geometría final puede modular la rigidez de la mesoestructura, derivando en una transmisión ineficaz del estrés oclusal a los implantes³⁴¹ e incluso en la fractura de los componentes protésicos, como ya se ha descrito en los estudios de Menini y cols.,¹⁴¹ y Pesce y cols..²⁶³ En nuestro estudio, encontramos este mismo patrón, donde las interfases y emergencias de los implantes fueron las localizaciones donde se rompieron las mesoestructuras en las prótesis del grupo de CA (Figs. 43-45 y 55-57) y la única prótesis de fibra de carbono con composite (Fig. 49).

Las fracturas descritas previamente fueron observadas de manera similar por Bergendal y cols. en 1995.³⁵⁵ Los autores llevan a cabo un amplio estudio longitudinal multicéntrico analizando prótesis híbridas implantoportadas con estructuras de fibra de carbono. Tras una media de 44 meses de seguimiento, cinco de las veintisiete prótesis confeccionadas se fracturaron a nivel de los cilindros distales que se fijan a los implantes y tuvieron que ser reemplazadas por prótesis con aleación de oro. Los autores achacan estos resultados a una insuficiente cantidad de fibra de carbono alrededor de los cilindros y a una técnica protésica mejorable. Además, afirman que no existe una homogeneidad en el procedimiento, ya que los hilos de fibra de carbono se trenzan manualmente y se revisten con resina acrílica autopolimerizable, lo que conduce a una falta de uniformidad y predictibilidad de las características de las prótesis.

La fibra de carbono fue utilizada por primera vez por Ruyter y cols. en 1986,²⁶¹ con el fin de suplir la falta de una adecuada unión metal-acrítica. Los autores, dada la ausencia de la tecnología actual, plantean el trenzado de los hilos de fibra de carbono alrededor de unos cilindros conectados a los implantes dentales. Esta mesoestructura

enredada queda embebida en la resina acrílica del recubrimiento. Los investigadores proponen esta técnica como una alternativa al empleo de aleaciones metálicas, debido a su fácil confección y menores costes de fabricación.^{261,355-357} Es importante recalcar que estos trabajos fueron los pioneros en la utilización de fibras de carbono como refuerzo de las mesoestructuras. A pesar de que los materiales utilizados y las técnicas de la época no son comparables a las tecnologías de las que disponemos hoy en día, cabe destacar que la búsqueda de la adhesión química entre la mesoestructura y la supraestructura acrílica ha sido objeto de estudio desde entonces.

Como sabemos, el mecanismo de retención del acrílico en las prótesis híbridas se consigue mediante una unión macromecánica a la mesoestructura metálica, gracias a la existencia de elementos retentivos añadidos en el diseño protético de las mesoestructuras, al no ser posible una unión química entre ambos. De hecho, se ha observado una mayor tendencia a la fractura del recubrimiento en aquellas prótesis sin elementos retentivos en su diseño, comparado con aquéllas que sí los incorporaban.³⁵⁵ En este sentido, Davis y cols.²¹⁸ sugieren la implementación de elementos retentivos para los dientes artificiales e, incluso, la creación de una superficie palatina metálica para evitar estas fracturas. Por otro lado, Wismeijer,³⁵⁸ recomienda dotar de postes metálicos a los dientes artificiales de resina y remarca que una ubicación desfavorable del orificio de entrada para el tornillo protésico puede debilitar la estructura y los dientes artificiales, provocando su fractura.

La combinación de materiales de resina acrílica y aleación metálica ha venido siendo utilizada y mejorada en prostodoncia desde hace varias décadas. Con el propósito de lograr una correcta adhesión metal-resina, se han estudiado diferentes métodos y

técnicas para aumentar la retención macromecánica (como el método de la sal perdida) y la retención micromecánica. Incluso se ha introducido el acondicionamiento de la superficie metálica mediante acondicionadores de metal o *metal-primers*. Indudablemente, ante este abanico de posibilidades, es importante establecer y aplicar un protocolo de adhesión estipulado para obtener resultados óptimos y comparables.²³⁵

La fibra de carbono ha sido recientemente propuesta como material de mesoestructura gracias a su unión química con las resinas acrílicas del recubrimiento.¹⁴¹ Esto hace que se reduzca la necesidad de practicar macro y microrretenciones en el diseño de la mesoestructura. Sin embargo, aún no existen directrices ni protocolos de adhesión suficientemente contrastados para conseguir la máxima unión entre la fibra de carbono y la resina acrílica. Menini y cols.¹⁴¹ destacan que los procedimientos de fabricación y manipulación de la fibra de carbono influyen enormemente en sus propiedades mecánicas. Explican la disparidad de sus resultados debido a la ausencia de un protocolo de adhesión universalmente aceptado de la fibra de carbono a los diferentes materiales de revestimiento poliméricos, como las resinas compuestas o las resinas acrílicas, dada su reciente incorporación e investigación en el campo de la odontología. Para Aljehani y cols.,³⁵⁹ el tipo, la concentración del monómero y la marca comercial del adhesivo influyen en la unión de los composites a la fibra de carbono. Esta adhesión desempeña un papel primordial en el desprendimiento y/o fractura del recubrimiento de composite en las prótesis híbridas.³⁶⁰ Por otro lado, Vallitu,³⁶¹ encuentra la existencia de un *gap* con microfiltración entre la fibra de carbono y la resina acrílica, similar al que se observa entre las aleaciones metálicas y los recubrimientos acrílicos debido a la contracción de polimerización del PMMA. Nuestras observaciones coinciden con este último estudio, dado que tras el análisis por MEB, encontramos un *gap* de 15 μm entre

la fibra de carbono de la mesoestructura y el recubrimiento de resina acrílica (Figs. 56-58) así como entre la fibra de carbono y el recubrimiento de composite (Fig. 59).

Entre la literatura científica consultada se deben mencionar a Li y cols.³⁶² y a Pera y cols.,²³⁶ quienes publican estudios comparables con resultados prometedores respecto al uso de la fibra de carbono en prótesis híbridas. Li y cols.,³⁶² a diferencia de nuestras mesoestructuras fresadas, utilizan las fibras de carbono trenzándolas en hebras de tres, alrededor de los cilindros de unión a los implantes, quedándose embebidas en resina acrílica que emula el recubrimiento de las prótesis híbridas. Por otro lado, Pera y cols.,²³⁶ plantean el uso de la fibra de carbono en mesoestructuras para prótesis híbridas de carga inmediata con implantes inclinados hacia distal, aportando resultados esperanzadores. No obstante, estos hallazgos deben ser interpretados con cautela, debido a las diferencias metodológicas. En primer lugar, se trata de un estudio retrospectivo de cohortes, en el que se investiga la supervivencia de los implantes y la reabsorción ósea alrededor de los mismos, tras 22 meses de seguimiento, en 42 prótesis híbridas de fibra de carbono de carga inmediata. Como ya se ha mencionado, la forma de fabricación de la mesoestructura de fibra de carbono es diferente a la nuestra. Los autores, cortan y adaptan tejidos de fibra de carbono a la forma de la arcada de cada paciente,²³⁶ mientras que, en nuestro estudio, la mesoestructura se diseña y se fresa con tecnología CAD/CAM.

Además del estudio comentado,¹⁴¹ el grupo de Menini y cols. también realizó un análisis tridimensional de elementos finitos para determinar la fiabilidad de la fibra de carbono como material alternativo a las aleaciones metálicas.¹³⁴ En dicho trabajo se compararon tres tipos de prótesis híbridas implantosoportadas maxilares sin ménsula

(prótesis de PMMA sin refuerzo, prótesis de fibra de carbono con recubrimiento acrílico y prótesis de titanio con recubrimiento acrílico) evaluando la distribución de las fuerzas oclusales a los implantes y a los componentes protéticos. Salvando las grandes diferencias metodológicas, los resultados obtenidos por estos investigadores convergen con los nuestros, de modo que las mejores propiedades biomecánicas correspondieron al grupo de la aleación metálica, seguido del grupo de la fibra de carbono y ocupando el último lugar el grupo de prótesis de PMMA sin refuerzo.¹³⁴

Manteniendo la misma tendencia, el 88,9% de las complicaciones mecánicas de las prótesis All-on-Four™ testadas por Yong y Moy³⁶³ ocurrieron en las restauraciones de fibra de carbono con recubrimiento acrílico. Tres de catorce rehabilitaciones completas con fibra de carbono se fracturaron por completo tras 26 meses de seguimiento. Sin embargo, los autores no especifican qué tipo de fibra de carbono fue utilizado, ni la orientación de las fibras, ni el método de confección de la mesoestructura, lo cual dificulta una comparación más exhaustiva de los resultados.³⁶³

En nuestro estudio, las prótesis con recubrimiento de composite mostraron los valores más bajos de resistencia a la fractura (Tablas 3-5), más aún en las ménsulas (Gráficos 3, 7 y 8) y muy especialmente en el *cantilever* derecho (Gráficos 2, 5 y 6), el cual era de mayor longitud que el izquierdo (13 mm vs. 10 mm). Estos resultados pueden deberse a la mayor rigidez del composite comparado con la resina acrílica, lo que a su vez favorece la fractura del mismo, desprendiéndose de la mesoestructura de fibra de carbono.³⁶⁴ Este fenómeno es tanto más esperable cuanto más largo sea el voladizo por las mayores tensiones generadas según lo expuesto.

En otro de sus estudios, Menini y cols.,²³⁵ al igual que nosotros, utilizan estructuras de fibra de carbono y adhesivo basado en resinas vegetales de base epóxica, indicado por el fabricante, con dos tipos de recubrimiento: resina acrílica y composite. Nuestros hallazgos coinciden con los de dichos autores, al encontrar una mayor adhesión de la fibra de carbono a la resina acrílica que a los composites. Menini y cols.²³⁵ achacan estos resultados al distinto módulo de elasticidad de ambos materiales, ya que los composites son más rígidos. En cuanto a las principales diferencias entre ambos estudios, Menini y cols.²³⁵ llevan a cabo un ensayo de cizallamiento y no de flexión en un punto *cantilever*. Además, obtuvieron la fibra de carbono a partir de varias capas de tejido de fibra unida al adhesivo del fabricante mediante la manipulación bajo grandes presiones y temperaturas; a diferencia de nuestro caso, donde los discos de fibra de carbono eran manufacturados con el fin de asegurar sus propiedades mecánicas. No obstante, continúa siendo necesario profundizar en la investigación de estos materiales. Como ejemplo, Kallio y cols.,³⁶⁵ tras analizar ocho tipos diferentes de fibra de carbono unida a cuatro tipos de composites mediante un ensayo de resistencia al cizallamiento, concluyeron que los composites de alta viscosidad parecen garantizar una mayor adhesión, lo cual, como en todos los casos mencionados, incluido nuestro trabajo, debería ser corroborado con más estudios antes de extrapolar los hallazgos al campo clínico.

Además, la confección de los dientes artificiales y el recubrimiento de composite requieren una precisa manipulación y polimerización con estratificación por capas. Esta técnica es muy sensible a los errores que se puedan introducir durante el manejo de los composites. En este sentido, Maruo y cols.,³⁶⁶ sugieren que las resinas compuestas reforzadas con hilos de fibra de carbono de diferentes densidades pueden mostrar buenas

propiedades mecánicas y recomiendan su uso en mesoestructuras de fibra de carbono. Pese a sufrir frecuentes fracturas cuando es empleado como material de recubrimiento y dientes artificiales en prótesis híbridas, el composite ofrece la gran ventaja de ser reparable clínicamente; motivo por el cuál continúan realizándose investigaciones para mejorar sus propiedades.

Respecto al modo de fallo de las prótesis, no se encontraron en la literatura estudios que analicen el tipo de fallo o fractura que ocurre en los recubrimientos poliméricos y mesoestructuras protéticas. Como se describió anteriormente, las prótesis de cobalto-cromo con acrílico han presentado principalmente un fallo cohesivo intermedio, en el que se ha observado la persistencia de restos de cemento en la mesoestructura y en la resina acrílica del recubrimiento (Figs. 38-42 y 51-54). Esto podría deberse primordialmente a la falta de adhesión química de las aleaciones metálicas con el material de recubrimiento en las prótesis híbridas, dado que la unión entre ambos sustratos es esencialmente mecánica o retentiva.^{225,226} Asimismo, el grupo de fibra de carbono con recubrimiento acrílico mostró en su mayoría la rotura total de las mesoestructuras (Figs. 44-46, 57 y 56), produciéndose el fracaso completo de las prótesis. Este hallazgo podría estar relacionado con los grosores insuficientes que alcanza la mesoestructura de fibra de carbono a la altura de la emergencia de los implantes. En cuanto a las prótesis de fibra de carbono con recubrimiento de composite, la fractura se evidenció en forma de fallo adhesivo en todos los casos (Figs. 48-50, 59 y 60), lo cual podría atribuirse a la naturaleza frágil de los modernos composites.^{235,364}

8.2. Resistencia a la fractura según la localización de las cargas

Los resultados del estudio nos permiten rechazar parcialmente la segunda hipótesis nula, ya que, en los grupos de fibra de carbono con acrílico y fibra de carbono con composite, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la resistencia a la fractura entre ambos voladizos, asimismo, se han observado diferencias entre el sector anterior y el *cantilever* derecho, habiendo obtenido resultados estadísticamente comparables para el sector anterior y el *cantilever* izquierdo. Finalmente, las ménsulas del grupo cobalto-cromo con acrílico mostraron valores de resistencia estadísticamente similares (Gráfico 14). Estos resultados sugieren que el cobalto-cromo con acrílico es una combinación óptima de materiales para la confección de prótesis híbridas con voladizos de hasta 13 mm de longitud. Desde esta óptica, las prótesis confeccionadas con fibra de carbono con recubrimiento acrílico no resultarían una opción válida para diseños con *cantilever* de 13 mm, sino que, solamente podrían considerarse una alternativa restauradora en diseños con ménsulas de 10 mm.

En nuestro trabajo de investigación, en los grupos fibra de carbono con acrílico y fibra de carbono con composite, la ménsula derecha, ha mostrado valores significativamente más bajos de resistencia a la fractura en comparación con el voladizo izquierdo y el sector anterior (Tablas 8 y 9 y Gráficos 17- 20). Por otro lado, el sector anterior y la ménsula izquierda han demostrado valores de resistencia similares en estos grupos, duplicando los del *cantilever* derecho. Este resultado puede deberse a la mayor longitud del último (13 mm) respecto al *cantilever* izquierdo (10 mm); sabiendo que la longitud del brazo de palanca es uno de los factores biomecánicos más críticos de las prótesis.³⁶⁷

Por un lado, la reducida resistencia de las prótesis de fibra de carbono en el *cantilever* de mayor longitud (*cd*: 13 mm), comparado con las prótesis de cobalto-cromo con acrílico, podría atribuirse, entre otros aspectos, al reducido espesor que la mesoestructura de fibra de carbono alcanza en las localizaciones de las interfases que conectan con los implantes. Este espesor insuficiente de la fibra de carbono no permite asegurar todas sus propiedades mecánicas. Por otro lado, también podría ser determinante la falta de adhesión entre la fibra de carbono de la mesoestructura y las aleaciones metálicas de las que están compuestas las interfases de los implantes. En este sentido, tanto el mecanismo de adhesión como el sustrato adhesivo utilizado para la cementación de las interfases implantarias a la mesoestructura de fibra de carbono, aún no han sido ampliamente estudiados y desarrollados.

Asimismo, la resistencia a la fractura en el sector anterior (*sa*) es clínicamente aceptable en todos los grupos estudiados, incluso en las prótesis de fibra de carbono con composite (las cuales presentaban los valores más bajos de resistencia a la fractura en todas las localizaciones) (Tabla 9 y Gráficos 19 y 20). Dado que en el sector anterior se llevó a cabo un ensayo de flexión en tres puntos, las cargas aplicadas por el punzón se distribuyeron con mayor homogeneidad por los componentes protéticos en comparación con las cargas absorbidas en los brazos voladizos derecho e izquierdo, lo cual puede explicar estos hallazgos en cierta medida.

Actualmente, los autores no han llegado a un consenso sobre la conveniencia y longitud ideal de los voladizos de las prótesis híbridas implantosoportadas. Ventura y cols.,¹⁵⁶ en su estudio, observan las complicaciones mecánicas de 161 prótesis híbridas durante un período de seguimiento de 8 años. Los autores discrepan respecto a nuestros

resultados, afirmando que la presencia o la longitud del *cantilever* no tienen influencia o asociación con la fractura de las prótesis híbridas implantosoportadas. En cualquier caso, deben tenerse en cuenta las diferencias metodológicas, al tratarse de un estudio retrospectivo de cohortes. A su vez, Fischer y Stenberg³⁶⁸ estudiaron las complicaciones de prótesis híbridas maxilares durante un período de seguimiento de 10 años, concluyendo que la presencia y la longitud del *cantilever* no son factores decisivos para la supervivencia de estas rehabilitaciones.

Mientras tanto, otros autores demuestran que la presencia del *cantilever* y su longitud están asociados a una mayor frecuencia de complicaciones mecánicas siendo determinantes en el éxito de las rehabilitaciones protéticas a largo plazo.^{164-167,367} Son numerosos los estudios que apuntan a que las fuerzas de la masticación en las ménsulas se incrementan exponencialmente debido a que los brazos voladizos actúan como un fulcro alrededor del implante más distal de la ménsula. Estas cargas generan fuerzas de compresión en el implante más distal, mientras que las restantes interfases implantoprotéticas reciben cargas tensionales.^{369,370} Por ello, cuanto más largo sea el voladizo, más aumentará la deformación de los componentes protéticos, se observará un mayor estrés transmitido a la unión hueso-implante³⁷¹ y serán más frecuentes las complicaciones mecánicas.¹⁶⁶ Además, Benzing y cols.,³⁷¹ realizaron un estudio de elementos finitos concluyendo que las cargas oclusales aplicadas a voladizos transmiten una energía al conjunto de la prótesis que depende en gran medida de la diferencia del módulo de elasticidad de los materiales que integran la prótesis.

Nuestros resultados coinciden con los obtenidos por Jacques y cols.,³⁷² en cuyo estudio *in vitro* investigaron la influencia de las ménsulas en la distribución de las cargas

oclusales en prótesis híbridas implantosoportadas mandibulares. Los autores llevaron a cabo un ensayo de compresión en voladizos de tres longitudes diferentes: 10, 15 y 20 mm, observando que la ménsula más larga es la que experimentaba una mayor deformación en la interfase de unión implanto-prótesis.³⁷²

Tanto nuestros valores de resistencia como los patrones de fractura que se produjeron en nuestro ensayo son muy similares a los obtenidos por Goldberg y cols.,¹⁴² al comparar mesoestructuras de fibra de vidrio y de titanio. Goldberg y cols.,¹⁴² utilizaron la fibra de vidrio como material de mesoestructuras y prescindieron de los dientes artificiales de resina, confeccionando probetas en forma de arcada sobre cuatro implantes distribuidos simétricamente. Efectuaron los ensayos de flexión en dos localizaciones *cantilever* a 10 mm del implante más distal de cada lado, con medidas repetidas al igual que en nuestro caso. Las similitudes metodológicas (incluso en cuanto a las pruebas estadísticas aplicadas), han permitido establecer una comparativa bastante fiable de los resultados (Figs. 49, 50, 59 y 60, Tablas 6-9 y Gráficos 14-20).

Los materiales protésicos deben aportar rigidez y cumplir unos requisitos mínimos para soportar las cargas masticatorias. En el grupo de las prótesis de cobalto-cromo con recubrimiento acrílico, la resistencia media observada en los voladizos oscila desde $1364,9 \pm 256,2$ N en el *cantilever* derecho (Tablas 3 y 7) hasta $1603,6 \pm 137,31$ N en la ménsula izquierda (Tablas 4 y 7). Además, en este grupo, se produjo la fisura y desprendimiento del recubrimiento acrílico sin rotura de la mesoestructura subyacente (Figs. 38-42) Por lo tanto, las prótesis híbridas con aleación de cobalto-cromo y recubrimiento acrílico continúan siendo una opción de tratamiento predecible, mostrando propiedades clínicamente aceptables desde el punto de vista mecánico.

Mientras tanto, en el voladizo más largo de las prótesis con mesoestructura de fibra de carbono, el grupo revestido con acrílico alcanzó una resistencia media de $655,4 \pm 262,9$ N (Tablas 3 y 8) y el grupo con recubrimiento de composite registró valores promedio de $331,8 \pm 73,1$ N (Tabla 9). Estos valores son inferiores a los máximos esperables por efecto de las fuerzas masticatorias fisiológicas, que se aproximan a 900 N.¹⁹⁴ Por ello, concluimos que, en las prótesis híbridas de fibra de carbono, las ménsulas de mayor longitud (13 mm) no presentan valores de resistencia compatibles con su uso clínico. Unido a ello, las prótesis de fibra de carbono con composite registraron valores de resistencia insuficientes para su recomendación clínica en el *cantilever* de menor longitud (10 mm), con una media de $799,4 \pm 93,1$ N (Tabla 9).

En cambio, en el sector anterior se observaron resultados clínicamente aceptables en los tres grupos testados (Tabla 5). En el grupo de las prótesis de fibra de carbono con acrílico, la región anterior mostró una resistencia media de $1462 \pm 131,4$ N (Tabla 8), mientras que, en el grupo de fibra de carbono con composite, a pesar de registrar valores significativamente menores que el grupo fibra de carbono con acrílico, la resistencia media fue de $922,4 \pm 111,9$ N (Tabla 9). A la vista de estos resultados, los tres grupos evaluados presentan resistencia adecuada en el sector anterior para poder ser utilizados clínicamente.

Continuando con los requisitos indispensables para que un material pueda ser considerado idóneo para la fabricación de una rehabilitación implantosoportada, subrayar que debe ser biocompatible en el medio oral, permitir el ajuste pasivo y preciso sobre los implantes, tener propiedades mecánicas apropiadas, garantizar una correcta estética y poseer un coste reducido.³⁷³ En nuestro estudio, las prótesis de fibra de

carbono cumplen cuatro de los cinco requisitos exigidos. Además, cuentan con la ventaja de una fácil fabricación¹⁴¹ y son más ligeras que las aleaciones metálicas.³⁵⁰ Aunque en principio pueden ser utilizadas en prótesis híbridas, su uso debe limitarse a rehabilitaciones sin *cantilever* y, en dado caso, no emplearlas si los brazos voladizos superan los 10 mm de longitud. Aun así, las propiedades mecánicas son mejorables y deben ser estudiadas en profundidad.

Los valores más altos en la resistencia a la fractura se encontraron en el sector anterior, en el grupo de cobalto-cromo con revestimiento acrílico y en el grupo de fibra de carbono con composite. Esto puede atribuirse al tipo de ensayo de flexión, que en nuestro caso fue de tres puntos en el sector anterior. Sin embargo, en los *cantilever*, al no existir el punto de apoyo distal, los brazos voladizos se convierten en una palanca. En estas localizaciones el implante más próximo al extremo actúa como fulcro, incrementándose el momento de fuerza, lo que conduce a la sobrecarga observada en los brazos voladizos.^{369,370} Si bien algunos autores descartan la existencia de una asociación clínicamente significativa entre la presencia y longitud del *cantilever* con la aparición de complicaciones mecánicas;^{155,156} es muy probable que dichos factores sean determinantes en el éxito de las prótesis a largo plazo, dado que el efecto de la carga oclusal en la ménsula se concentra en el pilar más posterior de la rehabilitación.^{164,307}

En última instancia, se debe concienciar a los pacientes de que el desprendimiento y la fractura del recubrimiento y de los dientes artificiales es un inconveniente, lamentablemente, frecuente. Además de la continuidad de este tipo de investigaciones, una adecuada planificación e individualización del caso, junto a un correcto diseño y selección de materiales y componentes de la meso y supraestructura,

nos permitirá, probablemente, observar una reducción de las complicaciones mecánicas de las prótesis.

8.3. Limitaciones y continuación de la línea de investigación

Como limitaciones más importantes, debemos destacar el tipo de ensayo realizado, dado que, al ser un ensayo de flexión unidireccional, no tiene en cuenta las diferentes cargas a las que están sometidas las prótesis en la boca. Los materiales restauradores sufren un conjunto complejo de fuerzas compresivas, de cizallamiento, de flexión, torsión y tensión, que forman parte de las cargas masticatorias. Por ello, en un futuro tenemos proyectado analizar estos mismos materiales bajo ciclado termomecánico.

Por otro lado, la utilización de sendas máquinas de ensayo: una para la localización *cd* y otra para los puntos *ci* y *sa* en todas las probetas (*al tratarse de una Tesis internacional desarrollada en dos países y con la problemática de la pandemia por Covid-19*), plantea una posible limitación metodológica que debemos exponer. Sin embargo, con el fin de emular las condiciones iniciales del ensayo practicado en *cd* (con un punzón más redondeado), en la localización *ci* (o cantilever izquierdo) y en el punto *sa* (o sector anterior), se interpuso una finísima lámina de estaño (0,2 mm) entre el punzón y la prótesis para evitar picos de fuerza debidos al punzón y permitir así una transmisión más homogénea de las cargas.^{141,324,325} Dicha lámina actuaría como una prolongación del punzón (asemejándolo morfológicamente al que se empleó en *cd*) gracias a sus propiedades mecánicas, no interfiriendo, por tanto, en los valores modulares de resistencia a la fractura. Además, ambas máquinas universales son de alta

precisión, fueron manejadas por técnicos especialistas y habían sido debidamente calibradas de acuerdo con la normativa vigente poco antes de efectuar el experimento. Indudablemente, lo ideal hubiera sido efectuar todos los ensayos en la misma máquina universal. No obstante, teniendo en cuenta el rigor de las condiciones de trabajo, así como el hecho de no ser objeto del presente estudio el análisis comparativo de las curvas de tensión-deformación (sino únicamente los valores absolutos de resistencia a la fractura), estimamos que la tendencia de los datos y la dirección de las comparativas entre los diferentes grupos de materiales y localizaciones de carga no han de verse sustancialmente afectadas por el cambio de máquina universal.

Tal y como se ha detallado previamente, nuestros hallazgos para los distintos materiales y localizaciones concuerdan con los de otros estudios relacionados, siendo además coherentes con las propiedades conocidas (en ocasiones empíricamente) de las combinaciones de materiales testadas. En cualquier caso, nuestros resultados, al igual que sucede en toda investigación, deberán ser interpretados con cautela y ser corroborados por otros estudios con muestras más amplias y, en una segunda fase, por estudios clínicos prospectivos.

Se debe destacar que, si bien en ambos brazos voladizos, el grupo de cobalto-cromo con recubrimiento acrílico fue el que mejores propiedades mecánicas evidenció, sin duda son necesarios más estudios *in vitro e in vivo* con un tamaño muestral mayor para poder demostrar científicamente si la fibra de carbono es una alternativa predecible y fiable.

Como futuras investigaciones y líneas de estudio, se plantea la necesidad de desarrollar y mejorar la adhesión química entre los materiales compuestos de la mesoestructura y la supraestructura protética. Además, es pertinente establecer un protocolo sistematizado de adhesión para estos composites reforzados con fibras, dado que la ausencia de homogeneidad en los pasos adhesivos podría conducir a resultados indeseables. No es menos importante la estandarización de las técnicas de laboratorio para el manejo de los materiales reforzados con fibras en prostodoncia, lo que repercutiría en resultados más predecibles y comparables. Basándonos en los resultados de la investigación, sería de gran ayuda elaborar guías clínicas con indicaciones específicas para realizar prótesis con estructuras de fibra de carbono recubiertas por composites reforzados con fibra de carbono.

9. CONCLUSIONES

EN ESPAÑOL

9. CONCLUSIONES EN ESPAÑOL

Dentro de las limitaciones del presente estudio, y a la luz de los resultados obtenidos, podemos enunciar las siguientes conclusiones:

1. Las prótesis híbridas implantológicas de arco completo con estructura de cobalto-cromo y recubrimiento acrílico mostraron los valores más altos de resistencia a la fractura del estudio y superaron los valores de resistencia considerados clínicamente aceptables (900 N) en todas las localizaciones testadas. Las prótesis de fibra de carbono con acrílico presentaron valores de resistencia significativamente menores que las prótesis de cobalto-cromo con acrílico en el sector anterior y en el *cantilever* de mayor longitud (13 mm), siendo inferiores a los clínicamente aceptables en esta última localización, mientras que en el *cantilever* de 10 mm no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos. Las prótesis de fibra de carbono con composite registraron los valores más bajos de resistencia a la flexión en todos los puntos evaluados, obteniendo una resistencia clínicamente aceptable únicamente en el sector anterior.

2. La combinación de cobalto-cromo con acrílico es óptima para una prótesis híbrida sobre implantes con voladizos de hasta 13 mm de longitud. La combinación de fibra de carbono con acrílico podría recomendarse para aquellas prótesis híbridas con voladizos de hasta 10 mm. Aunque son necesarios más estudios al respecto, la combinación de fibra de carbono con acrílico podría resultar adecuada únicamente en el caso de prótesis híbridas sin ménsulas.

3. En prótesis híbridas sobre implantes, la presencia de un brazo *cantilever* a extremo libre y su longitud, están asociados a una menor resistencia a la fractura, demostrando el *cantilever* más largo un peor comportamiento biomecánico en todos los grupos de estudio.

4. Las prótesis híbridas implantológicas de cobalto-cromo recubiertas con acrílico presentaron un fallo predominantemente cohesivo intermedio y, por tanto, sin rotura de la mesoestructura. Las prótesis de fibra de carbono con acrílico sufrieron fracaso total con rotura completa de la mesoestructura en las emergencias de los implantes más próximos al *cantilever* de mayor longitud (13 mm). Las prótesis de fibra de carbono con composite presentaron un fallo cohesivo, y tan sólo una única probeta de este grupo registró la rotura completa de la mesoestructura, la cual ocurrió en el *cantilever* más largo.

10. CONCLUSIONES EN INGLÉS

(CONCLUSIONS)

10. CONCLUSIONES EN INGLÉS (CONCLUSIONS)

In light of our results and within the limitations of this *in vitro* study, the following conclusions may be drawn:

- 1.** The hybrid implant-supported prostheses with acrylic-coated cobalt-chromium frameworks showed the highest fracture load values and exceeded the minimum clinically acceptable resistance values (900 N) in all of the tested locations. The acrylic-coated carbon fiber prostheses presented significantly lower fracture load values than did the acrylic-coated cobalt-chromium restorations in the longest cantilever (13 mm), such values being lower than the clinically acceptable ones in that location. The carbon fiber prostheses veneered with composite registered the lowest fracture load values in all of the tested locations, thus obtaining a clinically acceptable resistance only in the anterior sector.

- 2.** The combination of cobalt-chromium with acrylic may be the optimal for full-arch hybrid implant-supported prostheses with cantilevers up to 13 mm in length. The combination of carbon fiber with acrylic may be recommended for full-arch implant-supported hybrid prostheses with cantilevers up to 10 mm. Even though more studies are needed in this regard, the combination of carbon fiber with acrylic would only seem suitable in the case of hybrid implant-supported prostheses without cantilevers.

3. In hybrid implant-supported prostheses, the presence of a cantilever and its length are directly associated with lower fracture resistance values, so that the longest cantilever showed a worse biomechanical behavior in all of the study groups.

4. The failure mode of the acrylic-veneered cobalt-chromium hybrid implant-supported prostheses was predominantly cohesive and, therefore, the mesostructure remained unbroken. In the group of acrylic-coated carbon fiber hybrid restorations, a complete break of the mesostructure occurred at the emergency of the implant adjacent to the longest cantilever (13 mm). Most of the carbon-fiber-with-composite hybrid prostheses exhibited cohesive failures, so that only one specimen in this group showed a complete break of the mesostructure, which was located at the longest cantilever.

11. BIBLIOGRAFÍA

11. BIBLIOGRAFÍA

1. Academy of Prosthodontics. The Glossary of Prosthodontic Terms: 9th Edition. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5S): e1-105. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.001>.
2. Nordenram G, Davidson T, Gynther G, Helgesson G, Hultin M, Jemt T, *et al.* Qualitative studies of patients' perceptions of loss of teeth, the edentulous state and prosthetic rehabilitation: a systematic review with meta-synthesis. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(3-4):937-51. <https://doi.org/10.3109/00016357.2012.734421>.
3. Toman MTS, Saracoglu A, Cura C, Hatipoglu A. Masticatory performance and mandibular movement patterns of patients with natural dentitions, complete dentures, and implant-supported overdentures. *Int J Prosthodont.* 2012;25(2):135-7.
4. AlZarea BK. Management of denture-related traumatic ulcers using ozone. *J Prosthet Dent.* 2019;121(1):76-82. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.03.015>.
5. Brantes M-F, Azevedo RS, Rozza de Menezes RE, Póvoa H C, Tucci R, Gouvêa AF, *et al.* Analysis of risk factors for maxillary denture-related oral mucosal lesions: A cross-sectional study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2019;24(3):e305-13.
6. Gendreau L, Loewy ZG. Epidemiology and etiology of denture stomatitis. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2011;20(4):251-60.
7. Yarborough A, Cooper L, Duqum I, Mendonça G, McGraw K, Stoner L. Evidence Regarding the Treatment of Denture Stomatitis. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2016;25(4):288-301.
8. Bilhan H, Geckili O, Ergin S, Erdogan O, Ates G. Evaluation of satisfaction and complications in patients with existing complete dentures. *J Oral Sci.* 2013;55(1):29-37. <https://doi.org/10.2334/josnusd.55.29>.

9. Misch LS, Misch CE. Denture satisfaction--a patient perspective. *Int J Oral Implantol.* 1991;7(2):43-8.
10. Preciado A, Del Río J, Lynch CD, Castillo-Oyagüe R. Impact of various screwed implant prostheses on oral health-related quality of life as measured with the QoLIP-10 and OHIP-14 scales: a cross-sectional study. *J Dent.* 2013;41(12):1196-207. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.08.026>.
11. Dakhilalian M, Rismanchian M, Fazel A, Basiri K, Azadeh H, Mahmoodi M, *et al.* Conventional *versus* implant-retained overlay dentures: a pilot study of masseter and anterior temporalis electromyography. *J Oral Implantol.* 2014;40(4):418-24.
12. Preciado A, Del Río J, Lynch CD, Castillo-Oyagüe R. A new, short, specific questionnaire (QoLIP-10) for evaluating the oral health-related quality of life of implant-retained overdenture and hybrid prosthesis wearers. *J Dent.* 2013;41(9):753-63. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.06.014>.
13. Branemark I, Zarb G, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses. Chicago: Quintessence; 1985. 51-70, 117-128 p.
14. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155-70. <https://doi.org/10.3109/17453678108991776>
15. Palmquist A. A multiscale analytical approach to evaluate osseointegration. *J Mater Sci Mater Med.* 2018;29(5):60. <https://doi.org/10.1007/s10856-018-6068-y>.
16. Parithimarkalaignan S, Padmanabhan TV. Osseointegration: an update. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013;13(1):2-6. <https://doi.org/10.1007/s13191-013-0252-z>.
17. Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):832-7. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90359-1](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90359-1).

18. Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J.* 2014; 8:50-5. <https://doi.org/10.2174/1874210601408010050>.
19. Neoh KG, Hu X, Zheng D, Kang ET. Balancing osteoblast functions and bacterial adhesion on functionalized titanium surfaces. *Biomaterials.* 2012;33(10):2813-22. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2012.01.018>.
20. Shiu HT, Goss B, Lutton C, Crawford R, Xiao Y. Formation of blood clot on biomaterial implants influences bone healing. *Tissue Eng Part B Rev.* 2014;20(6):697-712. <https://doi.org/10.1089/ten.TEB.2013.0709>.
21. Eriksson C, Ohlson K, Richter K, Billerdahl N, Johansson M, Nygren H. Callus formation and remodeling at titanium implants. *J Biomed Mater Res A.* 2007;83(4):1062-9. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.31433>.
22. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):391-401.
23. Martínez-González JM, Cano Sánchez J, Campo Trapero J, Martínez-González MJS, García-Sabán F. Diseño de los implantes dentales: Estado actual. *Av Periodon Implantol.* 2002;14(3):129-36.
24. Albrektsson T, Wennerberg A. On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21 Suppl 1:4-7. <https://doi.org/10.1111/cid.12742>.
25. De Bruyn H, Christiaens V, Doornewaard R, Jacobsson M, Cosyn J, Jacquet W, *et al.* Implant surface roughness and patient factors on long-term peri-implant bone loss. *Periodontol 2000.* 2017;73(1):218-27. <https://doi.org/10.1111/prd.12177>.

26. Yeo IL. Modifications of Dental Implant Surfaces at the Micro- and Nano-Level for Enhanced Osseointegration. *Mater Basel Switz.* 2019;13(1) 89. <https://doi.org/10.3390/ma13010089>.
27. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21(2):213-20. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01823.x>.
28. Ogle OE. Implant surface material, design, and osseointegration. *Dent Clin North Am.* 2015;59(2):505-20. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2014.12.003>.
29. Alshehri M, Alshehri F. Influence of Implant Shape (Tapered vs Cylindrical) on the Survival of Dental Implants Placed in the Posterior Maxilla: A Systematic Review. *Implant Dent.* 2016;25(6):855-60. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000490>.
30. Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang NH. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(4):495-503.
31. Romanos GE, Basha-Hijazi A, Gupta B, Ren YF, Malmstrom H. Role of clinician's experience and implant design on implant stability. An ex vivo study in artificial soft bones. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(2):166-71. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2012.00470.x>.
32. Schiegnitz E, Al-Nawas B, Tegner A, Sagheb K, Berres M, Kämmerer PW, et al. Clinical and Radiological Long-Term Outcome of a Tapered Implant System with Special Emphasis on the Influence of Augmentation Procedures. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(4):810-20. <https://doi.org/10.1111/cid.12338>.

33. Wilson TG, Miller RJ, Trushkowsky R, Dard M. Tapered Implants in Dentistry: Revitalizing Concepts with Technology: A Review. *Adv Dent Res.* 2016;28(1):4-9. <https://doi.org/10.1177/0022034516628868>.
34. Alves CC, Neves M. Tapered implants: from indications to advantages. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2009;29(2):161-7.
35. Garber DA, Salama H, Salama MA. Two-stage versus one-stage--is there really a controversy? *J Periodontol.* 2001;72(3):417-21. <https://doi.org/10.1902/jop.2001.72.3.417>.
36. Lima de Andrade C, Carvalho MA, Bordin D, da Silva WJ, Del Bel Cury AA, Sotto-Maior BS. Biomechanical Behavior of the Dental Implant Macrodesign. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(2):264-70. <https://doi.org/10.11607/jomi.4797>.
37. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang H-L. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(2):129-36. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01800.x>.
38. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):474-80. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01041.x>.
39. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(4):279-87. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2008.00124.x>.
40. Papaspyridakos P, De Souza A, Vazouras K, Gholami H, Pagni S, Weber H-P. Survival rates of short dental implants (≤ 6 mm) compared with implants longer than 6 mm in posterior jaw areas: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16:8-20. <https://doi.org/10.1111/clr.13289>.

41. Alrabiah M. Comparison of survival rate and crestal bone loss of narrow diameter dental implants versus regular dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J Investig Clin Dent*. 2019;10(1):e12367. <https://doi.org/10.1111/jicd.12367>.
42. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, *et al*. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.
43. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10(6):387-416. [https://doi.org/10.1016/s0300-9785\(81\)80077-4](https://doi.org/10.1016/s0300-9785(81)80077-4)
44. Galli F, Capelli M, Zuffetti F, Testori T, Esposito M. Immediate non-occlusal vs. early loading of dental implants in partially edentulous patients: a multicentre randomized clinical trial. Peri-implant bone and soft-tissue levels. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(6):546-52. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01530.x>.
45. Cannizzaro G, Leone M, Torchio C, Viola P, Esposito M. Immediate versus early loading of 7-mm-long flapless-placed single implants: a split-mouth randomised controlled clinical trial. *Eur J Oral Implantol*. 2008;1(4):277-92.
46. Strub JR, Jurdzik BA, Tuna T. Prognosis of immediately loaded implants and their restorations: a systematic literature review. *J Oral Rehabil*. 2012;39(9):704-17. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2012.02315.x>.
47. De Bruyn H, Raes S, Ostman PO, Cosyn J. Immediate loading in partially and completely edentulous jaws: a review of the literature with clinical guidelines. *Periodontol 2000*. 2014;66(1):153-87. <https://doi.org/10.1111/prd.12040>.
48. Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. *J Oral Implantol*. 1990;16(2):96-105.

49. Aparicio C, Rangert B, Sennerby L. Immediate/early loading of dental implants: a report from the Sociedad Española de Implantes World Congress consensus meeting in Barcelona, Spain, 2002. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5(1):57-60. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00183.x>.
50. Ostman PO. Immediate/early loading of dental implants. Clinical documentation and presentation of a treatment concept. *Periodontol 2000.* 2008;47:90-112. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.2007.00244.x>.
51. Ganeles J, Wismeijer D. Early and immediately restored and loaded dental implants for single-tooth and partial-arch applications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:92-102.
52. Cochran DL, Morton D, Weber H-P. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:109-13.
53. Nkenke E, Fenner M. Indications for immediate loading of implants and implant success. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17 Suppl 2:19-34. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01348.x>.
54. Lazarov A. Immediate Functional Loading: Results for the Concept of the Strategic Implant®. *Ann Maxillofac Surg.* 2019;9(1):78-88. https://doi.org/10.4103/ams.ams_250_18.
55. Vogl S, Stopper M, Hof M, Theisen K, Wegscheider WA, Lorenzoni M. Immediate occlusal vs nonocclusal loading of implants: A randomized prospective clinical pilot study and patient centered outcome after 36 months. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21(4):766-74. <https://doi.org/10.1111/cid.12770>.
56. Del Fabbro M, Testori T, Kekovic V, Goker F, Tumedei M, Wang HL. A Systematic Review of Survival Rates of Osseointegrated Implants in Fully and Partially

Edentulous Patients Following Immediate Loading. *J Clin Med.* 2019;8(12).
<https://doi.org/10.3390/jcm8122142>.

57. Weber H-P, Morton D, Gallucci GO, Rocuzzo M, Cordaro L, Grutter L. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:180-3.

58. Cannizzaro G, Leone M, Consolo U, Ferri V, Esposito M. Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery *versus* conventional implants in partially edentulous patients: a 3-year randomized controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(5):867-75.

59. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(3):227-32. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2003.140207.x>.

60. Lorenzoni M, Pertl C, Zhang K, Wimmer G, Wegscheider WA. Immediate loading of single-tooth implants in the anterior maxilla. Preliminary results after one year. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(2):180-7. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2003.140207.x>.

61. Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(1):1-7. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1999.100101.x>.

62. Bergkvist G, Koh KJ, Sahlholm S, Klintström E, Lindh C. Bone density at implant sites and its relationship to assessment of bone quality and treatment outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(2):321-8.

63. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation.

Interv Med Appl Sci. 2013;5(4):162-7. <https://doi.org/10.1556/IMAS.5.2013.4.3>.

64. Alghamdi H, Anand PS, Anil S. Undersized implant site preparation to enhance primary implant stability in poor bone density: a prospective clinical study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69(12):e506-12. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2011.08.007>.

65. Al-Marshood MM, Junker R, Al-Rasheed A, Al Farraj Aldosari A, Jansen JA, Anil S. Study of the osseointegration of dental implants placed with an adapted surgical technique. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(7):753-9. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02055.x>.

66. Stocchero M, Toia M, Cecchinato D, Becktor JP, Coelho PG, Jimbo R. Biomechanical, Biologic, and Clinical Outcomes of Undersized Implant Surgical Preparation: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(6):1247-63. <https://doi.org/10.11607/jomi.5340>.

67. Lachmann S, Laval JY, Axmann D, Weber H. Influence of implant geometry on primary insertion stability and simulated peri-implant bone loss: an in vitro study using resonance frequency analysis and damping capacity assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(2):347-55.

68. Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011;13(3):215-23. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00202.x>.

69. Möhlhenrich SC, Heussen N, Elvers D, Steiner T, Hölzle F, Modabber A. Compensating for poor primary implant stability in different bone densities by varying implant geometry: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44(12):1514-20. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2015.08.985>.

70. Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C, Ozbek EN. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and

resonance frequency values at dental implant placement. *J Oral Rehabil.* 2006;33(12):881-8. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01692.x>.

71. Al-Ekrish AA, Widmann G, Alfadda SA. Revised, Computed Tomography-Based Lekholm and Zarb Jawbone Quality Classification. *Int J Prosthodont.* 2018;31(4):342-5. <https://doi.org/10.11607/ijp.5714>.

72. Misch CM. Maxillary autogenous bone grafting. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2011;23(2):229-38. <https://doi.org/10.1016/j.coms.2011.01.003>.

73. Tealdo T, Bevilacqua M, Menini M, Pera F, Ravera G, Drago C, *et al.* Immediate versus delayed loading of dental implants in edentulous maxillae: a 36-month prospective study. *Int J Prosthodont.* 2011;24(4):294-302.

74. Cannizzaro G, Leone M, Esposito M. Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery in the edentulous maxilla: 1-year follow-up of a single cohort study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(1):87-95.

75. Huynh-Ba G, Oates TW, Williams MAH. Immediate loading vs. early/conventional loading of immediately placed implants in partially edentulous patients from the patients' perspective: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16:255-69. <https://doi.org/10.1111/clr.13278>.

76. Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Brånemark System implants with enhanced initial stability: a prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:10-20. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00011.x>.

77. Tettamanti L, Andrisani C, Bassi MA, Vinci R, Silvestre-Rangil J, Tagliabue A. Immediate loading implants: review of the critical aspects. *Oral Implantol.* 2017;10(2):129-39. <https://doi.org/10.11138/orl/2017.10.2.129>.

78. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading

and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res.* 1998;43(2): 192-203. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4636\(199822\)43:2<192::aid-jbm14>3.0.co;2-k](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4636(199822)43:2<192::aid-jbm14>3.0.co;2-k).

79. Baj A, Lo Muzio L, Lauritano D, Candotto V, Mancini GE, Gianni AB. Success of immediate versus standard loaded implants: a short literature review. *J Biol Regul Homeost Agents.* 2016;30(2 Suppl 1):183-8.

80. Glauser R, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle CH, Schärer P. Immediate occlusal loading of Brånemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3(4):204-13. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2001.tb00142.x>.

81. Tolstunov L, Hamrick JFE, Broumand V, Shilo D, Rachmiel A. Bone Augmentation Techniques for Horizontal and Vertical Alveolar Ridge Deficiency in Oral Implantology. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2019;31(2):163-91. <https://doi.org/10.1016/j.coms.2019.01.005>.

82. Esposito M, Grusovin MG, Kwan S, Worthington HV, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth: bone augmentation techniques for dental implant treatment. *Cochrane Database Syst Rev.* 2008;(3):CD003607. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD003607.pub3>.

83. Jensen OT. Alveolar Segmental “Sandwich” Osteotomies for Posterior Edentulous Mandibular Sites for Dental Implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64(3):471-5. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2005.11.030>.

84. Chiapasco M, Zaniboni M, Boisco M. Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17 Suppl 2:136-59. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01357.x>.

85. Brignardello-Petersen R. Vertical ridge augmentation in the atrophic mandible

may result in bone augmentation and implant survival and success. *J Am Dent Assoc.* 2017;148(11):e174. <https://doi.org/10.1016/j.adaj.2017.08.016>.

86. Bernardi S, Gatto R, Severino M, Botticelli G, Caruso S, Rastelli C, *et al.* Short *versus* longer implants in mandibular alveolar ridge augmented using osteogenic distraction: one-year follow-up of a randomized split-mouth trial. *J Oral Implantol.* 2018;44(3):184-91. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-16-00216>.

87. Clementini M, Morlupi A, Agrestini C, Barlattani A. Immediate *versus* delayed positioning of dental implants in guided bone regeneration or onlay graft regenerated areas: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42(5):643-50. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2013.01.018>.

88. Carreño Carreño J, Aguilar-Salvatierra A, Gómez-Moreno G, García Carreño EM, Menéndez López-Mateos ML, Perrotti V, *et al.* Update of Surgical Techniques for Maxillary Sinus Augmentation: A Systematic Literature Review. *Implant Dent.* 2016;25(6):839-44. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000467>.

89. Tatum H. Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent Clin North Am.* 1986;30(2):207-29.

90. Zijderveld SA, van den Bergh JPA, Schulten EAJM, ten Bruggenkate CM. Anatomical and Surgical Findings and Complications in 100 Consecutive Maxillary Sinus Floor Elevation Procedures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66(7):1426-38. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2008.01.027>.

91. Okada T, Kawana H. Two-Step Procedure for the Treatment of a Maxillary Sinus with Complex Sinus Septa: A Highly Predictive Method for Sinus Floor Augmentation After Perforation of the Maxillary Sinus Membrane. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2019;39(5):e175-80. <https://doi.org/10.11607/prd.3888>.

92. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome

technique. *Compendium*. 1994;15(2):152, 154-6, 158 passim; quiz 162.

93. Tan WC, Lang NP, Zwahlen M, Pjetursson BE. A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. Part II: transalveolar technique. *J Clin Periodontol*. 2008;35(8 Suppl):241-54. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2008.01273.x>.

94. Pjetursson BE, Lang NP. Sinus floor elevation utilizing the transalveolar approach. *Periodontol 2000*. 2014;66(1):59-71. <https://doi.org/10.1111/prd.12043>.

95. Baldi D, Menini M, Pera F, Ravera G, Pera P. Sinus floor elevation using osteotomes or piezoelectric surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2011;40(5):497-503. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2011.01.006>.

96. Suguimoto RM, Trindade IK, Carvalho RM. The use of negative pressure for the sinus lift procedure: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(3):455-8.

97. Ucer C. Nasal suction technique for maxillary sinus floor elevation: a report of 24 consecutive patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(6):1138-43.

98. López-Quiles J, Melero-Alarcón C, Cano-Durán JA, Sánchez-Martínez-Sauceda EI, Ortega R. Maxillary sinus balloon lifting and deferred implantation of 50 osseointegrated implants: a prospective, observational, non-controlled study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2018;47(10):1343-9. <https://doi.org/10.11607/jomi.3075>.

99. Rao GS, Reddy SK. Antral balloon sinus elevation and grafting prior to dental implant placement: review of 34 cases. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(2):414-8. <https://doi.org/10.11607/jomi.3075>.

100. Soto-Penaloza D, Zaragoz-Alonso R, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Diago M. The all-on-four treatment concept: Systematic review. *J Clin Exp Dent*. 2017;9(3):e474-88. <https://doi.org/10.4317/jced.53613>.

101. Goiato MC, Ribeiro PDP, Garcia AR, dos Santos DM. Complete denture

masticatory efficiency: a literature review. J Calif Dent Assoc. 2008;36(9):683-6.

102. Roumanas ED. The social solution-denture esthetics, phonetics, and function. J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont. 2009;18(2):112-5. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00440.x>.

103. Newton JT, Fiske J, Foote O, Frances C, Loh IM, Radford DR. Preliminary study of the impact of loss of part of the face and its prosthetic restoration. J Prosthet Dent. 1999;82(5):585-90. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(99\)70058-2](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(99)70058-2).

104. Sheiham A, Steele JG, Marcenes W, Tsakos G, Finch S, Walls AW. Prevalence of impacts of dental and oral disorders and their effects on eating among older people; a national survey in Great Britain. Community Dent Oral Epidemiol. 2001;29(3):195-203. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0528.2001.290305.x>.

105. Chochlidakis K, Einarsdottir E, Tsigarida A, Papaspyridakos P, Romeo D, Barmak AB, Ercoli C. Survival rates and prosthetic complications of implant fixed complete dental prostheses: An up to 5-year retrospective study. J Prosthet Dent. 2020;124(5):539-46. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.11.022>.

106. Priest G, Smith J, Wilson MG. Implant survival and prosthetic complications of mandibular metal-acrylic resin implant complete fixed dental prostheses. J Prosthet Dent. 2014;111(6):466-75. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.07.027>.

107. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants *ad modum* Brånemark in full edentulism. Clin Oral Implants Res. 1995;6(4):227-31. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1995.060405.x>.

108. Appleton RS, Nummikoski PV, Pigno MA, Cronin RJ, Chung KH. A radiographic assessment of progressive loading on bone around single osseointegrated implants in the posterior maxilla. Clin Oral Implants Res. 2005;16(2):161-7. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01089.x>.

109. Perea C, Del Río J, Preciado A, Lynch CD, Celemín A, Castillo-Oyagüe R. Validation of the 'Quality of Life with Implant Prostheses (QoLIP-10)' questionnaire for wearers of cement-retained implant-supported restorations. *J Dent.* 2015;43(8):1021-31. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.03.014>.
110. García-Minguillán G, Del Río J, Preciado A, Lynch CD, Castillo-Oyagüe R. Impact of the retention system of implant fixed dental restorations on the peri-implant health, state of the prosthesis, and patients' oral health-related quality of life. *J Dent.* 2020; 94:103298. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2020.103298>.
111. Barão VR, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible--a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech.* 2013;46(7):1312-20. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.02.008>.
112. Misch C. *Dental Implant Prosthetics*. San Luis: Elsevier-Mosby; 2005. 32-42 p.
113. Gowd MS, Shankar T, Ranjan R, Singh A. Prosthetic Consideration in Implant-supported Prosthesis: A Review of Literature. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2017;7(Suppl 1): S1-7. https://doi.org/10.4103/jispcd.JISPCD_149_17.
114. Real-Osuna J, Almendros-Marqués 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. <https://doi.org/10.4317/medoral.17099>.
115. Jain AR, Nallaswamy D, Ariga P, Philip JM. Full mouth rehabilitation of a patient with mandibular implant screw retained Fp-3 prosthesis opposing maxillary acrylic removable over-denture. *Contemp Clin Dent.* 2013;4(2):231-5. <https://doi.org/10.4103/0976-237X.114862>.

116. Takanashi K, Alfarsi H, Chee WWL, Moshaverinia A. CAD-CAM acrylic resin prosthesis superstructure: A technique for fabricating an implant-supported fixed complete denture. *J Prosthet Dent.* 2019;121(3):378-80. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.06.013>.
117. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Bozkaya S. Implant-supported hybrid prosthesis: Conventional treatment method for borderline cases. *Eur J Dent.* 2015;9(3):442-8. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.163324>
118. Shah K, Yilmaz B, McGlumphy E. Fabrication of a Mandibular Implant-Supported Overdenture with a New Attachment System: A Review of Current Attachment Systems. *Int J Prosthodont.* 2017;30(3):245-7. <https://doi.org/10.11607/ijp.5068>.
119. Alqutaibi AY, Elawady DMA. Implant splinting in mandibular overdentures: a systematic review with meta-analysis of randomized clinical trials. *Quintessence Int.* 2020;51(4):294-302. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a44144>.
120. Preciado A, Del Río J, Suárez-García M-J, Montero J, Lynch CD, Castillo-Oyagüe R. Differences in impact of patient and prosthetic characteristics on oral health-related quality of life among implant-retained overdenture wearers. *J Dent.* 2012;40(10):857-65. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.07.006>.
121. Rivero González MA, del Río Highsmith J, Martínez Vázquez de Parga JA, Celemín Viñuela A. Preguntas y respuestas en implantoprótesis. Madrid: Pues; 2009.
122. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. *Int J Prosthodont.* 2004;17(4):417-24.
123. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2(2):91-100. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1997.080605.x>.

124. Makkonen TA, Holmberg S, Niemi L, Olsson C, Tammissalo T, Peltola J. A 5-year prospective clinical study of Astra Tech dental implants supporting fixed bridges or overdentures in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(6):469-75. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1997.080605.x>.
125. 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. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(90\)90153-4](https://doi.org/10.1016/0022-3913(90)90153-4).
126. Drago C. Ratios of Cantilever Lengths and Anterior-Posterior Spreads of Definitive Hybrid Full-Arch, Screw-Retained Prostheses: Results of a Clinical Study: Full-Arch Prostheses Cantilever Lengths Ratio, AP Spreads. *Journal of Prosthodontics.* 2018;27(5):402-8. <https://doi.org/10.1111/jopr.12519>.
127. Suedam V, Capello Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. *Clinical Oral Implants Research.* 2009;20(2):196-200. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01609.x>.
128. Drago C. Cantilever Lengths and Anterior-Posterior Spreads of Interim, Acrylic Resin, Full-Arch Screw-Retained Prostheses and Their Relationship to Prosthetic Complications. *J Prosthodont.* 2017;26(6):502-7. <http://doi.org/10.1111/jopr.12426>.
129. Gonzalez J. The evolution of dental materials for hybrid prosthesis. *Open Dent J.* 2014;8:85-94. <https://doi.org/10.2174/1874210601408010085>.
130. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *J Prosthet Dent.* 1997;78(1):28-33. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(97\)70084-2](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(97)70084-2).
131. Carlsson GE, Omar R. The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. *J Oral Rehabil.* 2010;37(2):143-56. <https://doi.org/10.1111/j.1365->

2842.2009.02039.x.

132. Verhaeghe TV, Wyatt CC, Mostafa NZ. The effect of overnight storage conditions on complete denture colonization by *Candida albicans* and dimensional stability: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2020;124(2):176-82. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.07.014>.

133. Mirizadeh A, Atai M, Ebrahimi S. Fabrication of denture base materials with antimicrobial properties. *J Prosthet Dent.* 2018;119(2):292-8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.03.011>.

134. 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. <https://doi.org/10.11607/ijp.4345>.

135. Lee KS, Shin SW, Lee SP, Kim JE, Kim JH, Lee JY. Comparative evaluation of a four-implant-supported polyetherketoneketone framework prosthesis: a three-dimensional finite element analysis based on cone beam computed tomography and computer-aided design. *Int J Prosthodont.* 2017;30(6):581-5. <https://doi.org/10.11607/ijp.5369>.

136. Staab GH, Stewart RB. Theoretical assessment of cross sections for cantilevered implant-supported prostheses. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 1994;3(1):23-30. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849x.1994.tb00121.x>.

137. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mat Sci Eng C.* 2016;69:715-25. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.07.059>.

138. Örtorp A, Jemt T. CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 10-year comparative clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.*

2012;14(1):88-99. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00232.x>.

139. Svanborg P, Eliasson A, Stenport V. Additively manufactured titanium and cobalt-chromium implant frameworks: fit and effect of ceramic veneering. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(3):590-6. <https://doi.org/10.11607/jomi.6028>.

140. Hjalmarsson L. On cobalt-chrome frameworks in implant dentistry. *Swed Dent J Suppl*. 2009;(201):3-83.

141. 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. *Mat Sci Eng C-Mater Biol Appl*. 2017;70(Pt 1):646-55. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.09.047>.

142. Goldberg J, Ronaghi G, Phark JH, Jivraj S, Chee W. Force-to-failure of a simulated implant-supported complete fixed dental prosthesis reinforced with glass fiber. *J Prosthet Dent*. 2017;118(2):172-6. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.11.010>.

143. Morton D, Gallucci G, Lin W-S, Pjetursson B, Polido W, Roehling S, *et al*. Group 2 ITI consensus report: prosthodontics and implant dentistry. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29 Suppl 16:215-23. <https://doi.org/10.1111/clr.13298>.

144. Sagat G, Yalcin S, Gultekin BA, Mijiritsky E. Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. *Implant Dent*. 2010;19(6):498-508. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3181fa4267>.

145. Misch CE. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dent Today*. 2002;21(9):76-81.

146. de Luna Gomes JM, Lemos CAA, Santiago Junior JF, de Moraes SLD, Goiato MC, Pellizzer EP. Optimal number of implants for complete-arch implant-supported prostheses with a follow-up of at least 5 years: A systematic review and meta-analysis. *J*

Prosthet Dent. 2019;121(5):766-74.e3. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.06.001>.

147. Daudt Polido W, Aghaloo T, Emmett TW, Taylor TD, Morton D. Number of implants placed for complete-arch fixed prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16:154-83. <https://doi.org/10.1111/clr.13312>.

148. Bedrossian E, Bedrossian EA. Implant-Supported Vs. Tissue-Supported Prosthesis: Biomechanical Principles for Fixed Full-Arch Restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2019;40(8):524-9.

149. Heydecke G, Zwahlen M, Nicol A, Nisand D, Payer M, Renouard F, *et al.* What is the optimal number of implants for fixed reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:217-28. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02548.x>.

150. Casar-Espinosa JC, Castillo-Oyagüe R, Serrera-Figallo MA, Garrido-Serrano R, Lynch CD, Menéndez-Collar M, *et al.* Combination of straight and tilted implants for supporting screw-retained dental prostheses in atrophic posterior maxillae: A 2-year prospective study. *J Dent.* 2017; 63:85-93. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.05.022>.

151. Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(3):244-50. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01201.x>.

152. Papaspyridakos P, Mokti M, Chen C-J, Benic GI, Gallucci GO, Chronopoulos V. Implant and prosthodontic survival rates with implant fixed complete dental prostheses in the edentulous mandible after at least 5 years: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(5):705-17. <https://doi.org/10.1111/cid.12036>.

153. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark 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.

154. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent*. 1992;68(6):949-56. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(92\)90557-q](https://doi.org/10.1016/0022-3913(92)90557-q).

155. 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.

156. Ventura J, Jiménez-Castellanos E, Romero J, Enrile F. Tooth Fractures in Fixed Full-Arch Implant-Supported Acrylic Resin Prostheses: A Retrospective Clinical Study. *Int J Prosthodont*. 2016;29(2):161-5. <https://doi.org/10.11607/ijp.4400>.

157. Hansen CA, DeBoer J, Woolsey GD. Esthetic and biomechanical considerations in reconstructions using dental implants. *Dent Clin North Am*. 1992;36(3):713-41.

158. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int*. (Berlin, Germany: 1985), 1989;20(7):473-80.

159. Taylor TD. Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(3):329-37.

160. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(3):241-7.

161. Watson RM, Davis DM, Forman GH, Coward T. Considerations in design and fabrication of maxillary implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*. 1991;4(3):232-9.

162. Rasmussen EJ. Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1987;57(2):198-204. <https://doi.org/10.1016/0022->

3913(87)90147-8.

163. Freitas da Silva EV, Dos Santos DM, Sonogo MV, de Luna Gomes JM, Pellizzer EP, Goiato MC. Does the Presence of a Cantilever Influence the Survival and Success of Partial Implant-Supported Dental Prostheses? Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(4):815-23. <https://doi.org/10.11607/jomi.6413>.

164. de Medeiros RA, Goiato MC, Pesqueira AA, Vechiato Filho AJ, Bonatto L da R, Dos Santos DM. Stress Distribution in an Implant-Supported Mandibular Complete Denture Using Different Cantilever Lengths and Occlusal Coating Materials. *Implant Dent*. 2017;26(1):106-11. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000534>.

165. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent*. 1996;76(2):165-9. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(96\)90301-7](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(96)90301-7).

166. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent*. 1994;71(1):23-6. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(94\)90250-x](https://doi.org/10.1016/0022-3913(94)90250-x).

167. Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS. Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature, Part 2. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 1994;3(2):114-8. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849x.1994.tb00138.x>.

168. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(3):326-34.

169. McGlumphy EA. Keeping implant screws tight: the solution. *J Dent Symp* 1993;1:20-3.

170. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(1):19-31.

171. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 1994;71(5):493-9. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(94\)90189-9](https://doi.org/10.1016/0022-3913(94)90189-9).
172. Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):976-84.
173. Sheridan RA, Decker AM, Plonka AB, Wang HL. The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review. *Implant Dent.* 2016;25(6):829-38. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000488>.
174. Jung RE, Al-Nawas B, Araujo M, Avila-Ortiz G, Barter S, Brodala N, *et al.* Group 1 ITI Consensus Report: The influence of implant length and design and medications on clinical and patient-reported outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16:69-77. <https://doi.org/10.1111/clr.13342>
175. Valera-Jiménez JF, Burgueño-Barris G, Gómez-González S, López-López J, Valmaseda-Castellón E, Fernández-Aguado E. Finite element analysis of narrow dental implants. *Dent Mater.* 2020;36(7):927-35. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.04.013>.
176. Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini-implants: a comparative laboratory study. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(6):553-9. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01395.x>.
177. English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: a comprehensive overview. *Implant Dent.* 1992;1(4):273-82. <https://doi.org/10.1097/00008505-199200140-00009>.
178. Takayama H. Biomechanical considerations in osseointegrated implants. En: Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and occlusal rehabilitation.* 4^a Ed. Tokyo: Quintessence Publ; 1996. 265-80 p.

179. Lin WS, Eckert SE. Clinical performance of intentionally tilted implants *versus* axially positioned implants: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16:78-105. <https://doi.org/10.1111/clr.13294>.
180. Menéndez-Collar M, Serrera-Figallo M-A, Hita-Iglesias P, Castillo-Oyagüe R, Casar-Espinosa J-C, Gutiérrez-Corrales A, *et al.* Straight and tilted implants for supporting screw-retained full-arch dental prostheses in atrophic maxillae: A 2-year prospective study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2018;23(6):e733-41. <https://doi.org/10.4317/medoral.22459>.
181. Apaza Alccayhuaman KA, Soto-Peñaloza D, Nakajima Y, Papageorgiou SN, Botticelli D, Lang NP. Biological and technical complications of tilted implants in comparison with straight implants supporting fixed dental prostheses. A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 18:295-308. <https://doi.org/10.1111/clr.13279>.
182. Mazaro JVQ, da Silva CR, Filho HG, Zavanelli AC, de Mello CC, Lemos CAA, *et al.* Stress Analysis of Axial and Tilted Implants in Full-arch Fixed Dentures Under Different Abutment Conditions. *J Craniofac Surg.* 2016;27(3): e249-52. <https://doi.org/10.1097/SCS.0000000000002455>.
183. McAlarney ME, Stavropoulos DN. Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(3):331-9.
184. Luraschi J, Schimmel M, Bernard JP, Gallucci GO, Belser U, Müller F. Mechanosensation and maximum bite force in edentulous patients rehabilitated with bimaxillary implant-supported fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(5):577-83. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2017.02.010>.
185. Piacino MG, Isola G, Cannavale R, Cutroneo G, Vermiglio G, Bracco P, *et al.*

From periodontal mechanoreceptors to chewing motor control: A systematic review. *Arch Oral Biol.* 2017;78:109-21. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2017.02.010>.

186. Jacobs R, van Steenberghe D. Role of periodontal ligament receptors in the tactile function of teeth: a review. *J Periodontal Res.* 1994;29(3):153-67. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0765.1994.tb01208.x>.

187. Klineberg I, Murray G. Osseoperception: sensory function and proprioception. *Adv Dent Res.* 1999;13:120-9. <https://doi.org/10.1177/08959374990130010101>.

188. Jacobs R, Van Steenberghe D. From osseoperception to implant-mediated sensory-motor interactions and related clinical implications. *J Oral Rehabil.* 2006;33(4):282-92.

189. Mishra SK, Chowdhary R, Chrcanovic BR, Brånemark P-I. Osseoperception in Dental Implants: A Systematic Review. *J Prosthodont.* 2016;25(3):185-95. <https://doi.org/10.1111/jopr.12310>.

190. Proske U, Schaible HG, Schmidt RF. Joint receptors and kinaesthesia. *Exp Brain Res.* 1988;72(2):219-24. <https://doi.org/10.1007/BF00250245>.

191. Corpas LDS, Lambrichts I, Quirynen M, Collaert B, Politis C, Vrielinck L, *et al.* Peri-implant bone innervation: histological findings in humans. *Eur J Oral Implantol.* 2014;7(3):283-92.

192. Proske U. The Golgi tendon organ. Properties of the receptor and reflex action of impulses arising from tendon organs. *Int Rev Physiol.* 1981;25:127-71.

193. Grieznis L, Apse P, Blumfelds L. Passive tactile sensibility of teeth and osseointegrated dental implants in the maxilla. *Stomatologija.* 2010;12(3):80-6.

194. Ferrario VF, Sforza C, Colombo A, Ciusa V. An electromyographic investigation of masticatory muscles symmetry in normo-occlusion subjects. *J Oral Rehabil.* 2000;27(1):33-40. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2000.00490.x>.

195. Gartner JL, Mushimoto K, Weber HP, Nishimura I. Effect of osseointegrated implants on the coordination of masticatory muscles: a pilot study. *J Prosthet Dent.* 2000;84(2):185-93. <https://doi.org/10.1067/mpr.2000.108067>.
196. Bakshi PV, Thakur S, Kulkarni S. Perception by Osseointegrated Dental Implants Supporting a Fixed Prosthesis: A Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(6):1346-50. <https://doi.org/10.11607/jomi.4515>.
197. Higaki N, Goto T, Ishida Y, Watanabe M, Tomotake Y, Ichikawa T. Do sensation differences exist between dental implants and natural teeth?: a meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(11):1307-10. <https://doi.org/10.1111/clr.12271>
198. López-Higuera MA, del Río Highsmith J. La propiocepción en implantoprótesis. *JADA.* 2006;1(1):60-70.
199. Hämmerle CH, Wagner D, Brägger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, *et al.* Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(2):83-90. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1995.060203.x>
200. Misch CE. Consideration of biomechanical stress in treatment with dental implants. *Dent Today.* 2006;25(5):80, 82, 84-5; quiz 85.
201. Schulte W. Implants and the periodontium. *Int Dent J.* 1995;45(1):16-26.
202. Buser D, Janner SFM, Wittneben JG, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE. 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(6):839-51. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2012.00456.x>.
203. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):26-35. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x>.

204. Torrecillas-Martínez L, Monje A, Lin G-H, Suarez F, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, *et al.* Effect of cantilevers for implant-supported prostheses on marginal bone loss and prosthetic complications: systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(6):1315-21. <https://doi.org/10.11607/jomi.3660>.
205. Fu J-H, Hsu Y-T, Wang H-L. 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.
206. Gross MD. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aust Dent J.* 2008;53 Suppl 1:S60-68. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2008.00043.x>.
207. Rilo B, da Silva JL, Mora MJ, Santana U. Guidelines for occlusion strategy in implant-borne prostheses. A review. *Int Dent J.* 2008;58(3):139-45. <https://doi.org/10.1111/j.1875-595x.2008.tb00189.x>.
208. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(3):360-70.
209. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004;91(2):144-50. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.10.018>
210. Lobbezoo F, Brouwers JEIG, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. *J Oral Rehabil.* 2006;33(2):152-9. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01542.x>.
211. Zhou Y, Gao J, Luo L, Wang Y. Does Bruxism Contribute to Dental Implant Failure? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.*

2016;18(2):410-20.<https://doi.org/10.1111/cid.12300>.

212. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and dental implant treatment complications: a retrospective comparative study of 98 bruxer patients and a matched group. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(7):e1-9. <https://doi.org/10.1111/clr.12844>.

213. Papaspyridakos P, Bordin TB, Kim Y-J, El-Rafie K, Pagni SE, Natto ZS, *et al.* Technical Complications and Prosthesis Survival Rates with Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses: A Retrospective Study with 1- to 12-Year Follow-Up. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2020;29(1):3-11. <https://doi.org/10.1111/jopr.13119>.

214. Papaspyridakos P, Bordin TB, Natto ZS, Kim Y-J, El-Rafie K, Tsigarida A, *et al.* Double Full-Arch Fixed Implant-Supported Prostheses: Outcomes and Complications after a Mean Follow-Up of 5 Years. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2019;28(4):387-97. <https://doi.org/10.1111/jopr.13040>.

215. Johansson G, Palmqvist S. Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont.* 1990;3(1):89-92.

216. Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil.* 1995;22(8):557-64. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1995.tb01049.x>.

217. Göthberg C, Bergendal T, Magnusson T. Complications after treatment with implant-supported fixed prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodont.* 2003;16(2):201-7.

218. Davis DM, Packer ME, Watson RM. Maintenance requirements of implant-

supported fixed prostheses opposed by implant-supported fixed prostheses, natural teeth, or complete dentures: a 5-year retrospective study. *Int J Prosthodont.* 2003;16(5):521-3.

219. Hemmings KW, Schmitt A, Zarb GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(2):191-6.

220. 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.

221. Revilla-León M, Ceballos L, Martínez-Klemm I, Özcan M. Discrepancy of complete-arch titanium frameworks manufactured using selective laser melting and electron beam melting additive manufacturing technologies. *J Prosthet Dent.* 2018;120(6):942-7. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.02.010>.

222. Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthetic frameworks. *Int J Prosthodont.* 2007;20(2):125-31.

223. Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):475-80.

224. Tiozzi R, Gomes ÉA, Faria ACL, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Biomechanical behavior of titanium and zirconia frameworks for implant-supported full-arch fixed dental prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017;19(5):860-6. <https://doi.org/10.1111/cid.12525>.

225. Bulbul M, Kesim B. The effect of primers on shear bond strength of acrylic resins to different types of metals. *J Prosthet Dent.* 2010;103(5):303-8. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60063-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60063-7).

226. McConnell RJ. Metal-resin bonding. *J Calif Dent Assoc.* 1993;21(6):38-42.
227. Vechiato-Filho AJ, da Silva Vieira Marques I, Dos Santos DM, Matos AO, Rangel EC, da Cruz NC, *et al.* Effect of nonthermal plasma treatment on surface chemistry of commercially-pure titanium and shear bond strength to autopolymerizing acrylic resin. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2016;60:37-44. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2015.11.008>.
228. Pey F, Escuin TJ. La unión metal-resina en prostodoncia. Una revisión bibliográfica. Parte I: la retención mecánica. *Arch. Odontostomatol.* 1993;9:942-6.
229. Fayyad MA. Resistencia a la tensión de las aleaciones grabadas electroquímicamente y adheridas al esmalte con resinas. Quintessence (ed. esp.) 1991;4:213-6.
230. Doukoudakis A, Cohen B, Tsoutsos A. A new chemical method for etching metal frameworks of the acid-etched prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1987;58(4):421-3. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(87\)90267-8](https://doi.org/10.1016/0022-3913(87)90267-8).
231. Shimizu H, Kurtz KS, Tachii Y, Takahashi Y. Use of metal conditioners to improve bond strengths of autopolymerizing denture base resin to cast Ti-6Al-7Nb and Co-Cr. *J Dent.* 2006;34(2):117-22. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2005.05.002>.
232. Banerjee S, Engelmeier RL, O'Keefe KL, Powers JM. *In vitro* tensile bond strength of denture repair acrylic resins to primed base metal alloys using two different processing techniques. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2009;18(8):676-83. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00499.x>.
233. Jones RM, Moore BK, Goodacre CJ, Munoz-Viveros CA. Microleakage and shear bond strength of resin and porcelain veneers bonded to cast alloys. *J Prosthet Dent.* 1991;65(2):221-8. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90165-s](https://doi.org/10.1016/0022-3913(91)90165-s).
234. Strygler H, Nicholls JI, Townsend JD. Microleakage at the resin-alloy interface

of chemically retained composite resins for cast restorations. *J Prosthet Dent.* 1991;65(6):733-9. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(05\)80003-4](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(05)80003-4).

235. Menini M, Pera F, Barberis F, Rosenberg G, Bagnasco F, Pesce P. Evaluation of Adhesion Between Carbon Fiber Frameworks and Esthetic Veneering Materials. *Int J Prosthodont.* 2018;31(5):453-5. <https://doi.org/10.11607/ijp.5786>.

236. 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. <https://doi.org/10.1111/joor.12493>

237. Vasiliev VV, Morozov EV. Introduction. En: *Advanced Mechanics of Composite Materials* [Internet]. Elsevier; 2013 [Consultado 19 Mar 2021]. p. 1-27. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780080982311000017>.

<https://doi.org/10.1016/B978-0-08-098231-1.00001-7>.

238. Miravete A, Larrodé E. *Materiales compuestos. Tomo I.* Barcelona: Revreté; 2007. 172-3 p.

239. Rahman M, Ramakrishna S, Prakash JRS, Tan DCG. Machinability study of carbon fiber reinforced composite. *J Mater Process Technol.* 1999;89-90:292-7. [https://doi.org/10.1016/S0924-0136\(99\)00040-0](https://doi.org/10.1016/S0924-0136(99)00040-0).

240. Morgan P. *Carbon fibers and their composites.* Boca Raton, FL: Taylor & Francis; 2005. 501-43 p.

241. Yang Y, Boom R, Irion B, van Heerden D-J, Kuiper P, de Wit H. Recycling of composite materials. *Chem Eng Process.* 2012; 51:53-68. <https://doi.org/10.1016/j.cep.2011.09.007>.

242. Mortensen A. *Concise encyclopedia of composite materials.* 2nd ed. Boston: Elsevier; 2007. 1019 p.

243. Asim M, Saba N, Jawaid M, Nasir M. Potential of natural fiber/biomass filler-

- reinforced polymer composites in aerospace applications. En: Sustainable Composites for Aerospace Applications [Internet]. Elsevier; 2018 [Consultado 19 Mar 2021]. p. 253-68. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102131-6.00012-8>. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780081021316000128>.
244. Arhant M, Davies P. Thermoplastic matrix composites for marine applications. En: Marine Composites [Internet]. Elsevier; 2019 [Consultado 19 Mar 2021]. p. 31-53. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780081022641000029>.
245. Marques AT. Fibrous materials reinforced composites production techniques. En: Fibrous and Composite Materials for Civil Engineering Applications [Internet]. Elsevier; 2011 [Consultado 19 Mar 2021]. p. 191-215. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9781845695583500077>.
246. Daniel IM, Ishai O. Engineering mechanics of composite materials. 2nd ed. New York: Oxford University Press; 2006. 24-5 p.
247. Mortazavian S, Fatemi A. Effects of fiber orientation and anisotropy on tensile strength and elastic modulus of short fiber reinforced polymer composites. Composites. Part B: Engineering 2015;72:116-29. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2014.11.041>.
248. Bacon R, Moses CT. Carbon Fibers, from Light Bulbs to Outer Space. En: Seymour RB, Kirshenbaum GS, editores. High Performance Polymers: Their Origin and Development [Internet]. Dordrecht: Springer Netherlands; 1986 [Consultado 19 Mar 2021]. p. 341-53. Disponible en: http://link.springer.com/10.1007/978-94-011-7073-4_33.
249. Rodríguez Gude M. Adhesivos nanorreforzados de base epoxi para la unión de laminados de fibra de carbono. [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Rey Juan Carlos; 2011.
250. Muñoz Sánchez R. Mechanical Behavior of Hybrid 3D Woven Composites.

[Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Carlos III de Madrid; 2014.

251. Nayar S, Ganesh R, Santhosh S. Fiber reinforced composites in prosthodontics - A systematic review. *J Pharm Bioallied Sci.* 2015;7(Suppl 1): S220-222. <https://doi.org/10.4103/0975-7406.155914>.
252. Schreiber CK. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. *Br Dent J.* 1971;130(1):29-30. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4802623>.
253. Schreiber CK. The clinical application of carbon fibre/polymer denture bases. *Br Dent J.* 1974;137(1):21-2. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4803230>.
254. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent.* 1985;54(4):543-7. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(85\)90431-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(85)90431-7).
255. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 1996;5(4):270-6. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849x.1996.tb00511.x>.
256. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent.* 1999;81(3):318-26. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(99\)70276-3](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(99)70276-3).
257. Narva KK, Lassila LV, Vallittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2005;21(5):421-8. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.07.007>.
258. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil.* 1999;26(3):185-94. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1999.00375.x>.
259. Bowman AJ, Manley TR. The elimination of breakages in upper dentures by reinforcement with carbon fibre. *Br Dent J.* 1984;156(3):87-9. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4805275>.

260. 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. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(84\)80117-1](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(84)80117-1).
261. Ruyter IE, Ekstrand K, Bjork N. Development of carbon/graphite fiber reinforced poly (methyl methacrylate) suitable for implant-fixed dental bridges. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 1986;2(1):6-9. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1995.060408.x>.
262. Björk N, Ekstrand K, Ruyter IE. Implant-fixed, dental bridges from carbon/graphite fibre reinforced poly(methyl methacrylate). *Biomaterials.* 1986;7(1):73-5. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(86\)90093-1](https://doi.org/10.1016/0142-9612(86)90093-1).
263. Pesce P, Lagazzo A, Barberis F, Repetto L, Pera F, Baldi D, *et al.* Mechanical characterisation of multi vs. uni-directional carbon fiber frameworks for dental implant applications. *Mat Sci Eng C-Mater Biol Appl.* 2019;102:186-91. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.04.036>.
264. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):325-7. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(92\)90239-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(92)90239-7).
265. Ernst C-P, Canbek K, Euler T, Willershausen B. *In vivo* validation of the historical *in vitro* thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig.* 2004;8(3):130-8. <https://doi.org/10.1007/s00784-004-0267-2>.
266. Crim GA, Garcia-Godoy F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *J Prosthet Dent.* 1987;57(5):574-6. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(87\)90339-8](https://doi.org/10.1016/0022-3913(87)90339-8).
267. Crim GA, Swartz ML, Phillips RW. Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent.* 1985;53(1):50-3. <https://doi.org/10.1016/0022->

3913(85)90064-2.

268. Nelsen RJ, Wolcott RB, Paffenbarger GC. Fluid exchange at the margins of dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1952;44(3):288-95. [https://doi.org/10.1016/s0002-8177\(52\)43006-8](https://doi.org/10.1016/s0002-8177(52)43006-8).

269. Amaral FLB, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Assessment of *in vitro* methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(6):340-53. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2007.00134.x>.

270. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, *et al.* Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;29:295-308. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.09.013>.

271. Cenci MS, Pereira-Cenci T, Donassollo TA, Sommer L, Strapasson A, Demarco FF. Influence of thermal stress on marginal integrity of restorative materials. *J Appl Oral Sci Rev FOB.* 2008;16(2):106-10. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572008000200005>.

272. Kim Y-H, Shin D-H. Effect of chlorhexidine application on the bond strength of resin core to axial dentin in endodontic cavity. *Restor Dent Endod.* 2012;37(4):207. <https://doi.org/10.5395/rde.2012.37.4.207>.

273. Kimyai S, Mohammadi N, Oskoe PA, Chaharom MEE, Bahari M, Sadr A, *et al.* Effects of surface treatments of conventional glass-ionomer on shear bond strength to giomer. *Dent Res J.* 2012;9(6):700-5.

274. Singla R, Bogra P, Singal B. Comparative evaluation of traditional and self-priming hydrophilic resin. *J Conserv Dent.* 2012;15(3):233-6. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.97944>.

275. Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Ferrari M, Osorio R. Effect of thermal cycling on the bond strength of self-adhesive cements to fiber posts. *Clin Oral Investig.*

- 2012;16(3):909-15. <https://doi.org/10.1007/s00784-011-0576-1>.
276. Moreau JL, Weir MD, Giuseppetti AA, Chow LC, Antonucci JM, Xu HHK. Long-term mechanical durability of dental nanocomposites containing amorphous calcium phosphate nanoparticles. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2012;100(5):1264-73. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.32691>.
277. Schmid-Schwap M, Graf A, Preinerstorfer A, Watts DC, Piehslinger E, Schedle A. Microleakage after thermocycling of cemented crowns--a meta-analysis. *Dent Mater*. 2011;27(9):855-69. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.05.002>.
278. Giampaolo ET, Jorge JH, Machado AL, Pavarina AC, Vergani CE. Effect of thermal cycling on microleakage between hard chairside relines and denture base acrylic resins. *Gerodontology*. 2011;28(2):121-6. <https://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2009.00332.x>.
279. Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM. The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials. *J Dent*. 2010;38(5):437-42. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.02.003>.
280. Bayne SC. Correlation of clinical performance with «*in vitro* tests» of restorative dental materials that use polymer-based matrices. *Dent Mater*. 2012;28(1):52-71. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.08.594>.
281. Archadian N, Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Flexural strength of rebased denture polymers. *J Oral Rehabil*. 2000;27(8):690-6. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2000.00552.x>.
282. Hargreaves AS. The effects of cyclic stress on dental polymethylmethacrylate. I. Thermal and environmental fluctuation. *J Oral Rehabil*. 1983;10(1):75-85. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1983.tb00102.x>.
283. Macchi RL. *Materiales dentales*. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2007. 13-

39 p.

284. Hodgkinson JM, editor. Mechanical testing of advanced fibre composites. Boca Raton, FL: Woodhead Publishing Ltd and CRC Press; 2000. 4-35 p.

285. Mahato KK, Dutta K, Ray BC. Emerging advancement of fiber-reinforced polymer composites in structural applications. En: New Materials in Civil Engineering [Internet]. Elsevier; 2020 [Consultado 19 Mar 2021]. p. 221-71. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780128189610000065>.

286. Fischer H, Rentzsch W, Marx R. R-curve behavior of dental ceramic materials. J Dent Res. 2002;81(8):547-51. <https://doi.org/10.1177/154405910208100809>.

287. Chung YW. Introduction to Materials Science and Engineering [Internet]. CRC Press; 2006. [Consultado 19 Mar 2021]. p. 89-116. Disponible en: <https://www.taylorfrancis.com/books/9781420009057>.

288. Roeder RK. Chapter 3: Mechanical Characterization of Biomaterials. En: Bandhyopadhyaya A, Bose S. Characterization of Biomaterials. Amsterdam: Elsevier; 2013. 51-62 p.

289. Smith WF, Hashemi J. Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales. 5ª ed. México: McGraw-Hill; 2014. 204-8 p.

290. Shackelford JM. Introduction to Materials Science for Engineers. 8th ed. Boston: Pearson Education; 2007. 152-74 p.

291. Grote KH, Antonsson EK. Springer Handbook of Mechanical Engineering Nueva York: Springer; 2009. 73-222 p.

292. McKeen LW. Fatigue and tribological properties of plastics and elastomers. 3rd ed. Oxford: Elsevier; 2016. 1-3 p.

293. Moebis W, Ling SJ, Sanny J. University Physics. Volume 1. Houston, Texas: OpenStax; 2016. 12-4 p.

294. Smallman RE, Ngan AHW. Plastic Deformation and Dislocation Behaviour. En: Modern Physical Metallurgy [Internet]. Elsevier; 2014 [Consultado 19 Mar 2021]. p. 357-414. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-098204-5.00009-2>. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780080982045000092>.
295. Callister WD. Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales. Barcelona: Reverté; 2000. 492-508 p.
296. Hibbeler RC, Cera Alonso J de la, González Pozo V. Mecánica de materiales. México: Pearson educación; 2006. 91-2 p.
297. Bermejo López R. Análisis del comportamiento a fatiga de uniones adhesivas de acero recubierto. [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid; 2016.
298. Conesa Guillén J. Evaluación mecánica de uniones adhesivas de materiales compuestos en la construcción naval [TFG]. Universidad Politécnica de Cartagena; 2008.
299. Ebnesajjad S. Theories of Adhesion. En: Surface Treatment of Materials for Adhesive Bonding [Internet]. Elsevier; 2014 [Consultado 19 Mar 2021]. p. 77-91. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780323264358000058>.
300. Ebnesajjad S, Landrock AH. Introduction and Adhesion Theories. En: Adhesives Technology Handbook [Internet]. Elsevier; 2015 [Consultado 19 Mar 2021]. p. 1-18. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780323355957000012>.
301. Suárez Bermejo JC, López Martín, F, Martín Martínez JM. Uniones adhesivas estructurales. Alicante: Red CYTED VIII.D; 2000.
302. Caramês J, Marques D, Malta Barbosa J, Moreira A, Crispim P, Chen A. Full-arch implant-supported rehabilitations: A prospective study comparing porcelain-veneered zirconia frameworks to monolithic zirconia. Clin Oral Implants Res. 2019;30(1):68-78. <https://doi.org/10.1111/clr.13393>.

303. Sharp B, Morton D, Clark AE. Effectiveness of metal surface treatments in controlling microleakage of the acrylic resin-metal framework interface. *J Prosthet Dent.* 2000;84(6):617-22. <https://doi.org/10.1067/mpr.2000.111497>.
304. Osswald MA, Owen CP. Fracture resistance of acrylic resin and metal-reinforced acrylic resin distal extension cantilevers of fixed implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont.* 2008;21(5):413-4.
305. Enkling N, Utz KH, Bayer S, Stern RM. Osseoperception: active tactile sensibility of osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(6):1159-67.
306. El-Haddad H, Judge RB, Abduo J, Palamara J. Laboratory Evaluation of Novel Implant Metal-Acrylic Prosthesis Design: Influence of Monolithic Acrylic Veneer. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2020;35(1):100-6. <https://doi.org/10.11607/jomi.7545>.
307. Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, *et al.* Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an *in vitro* study. *Int J Prosthodont.* 2010;23(6):566-73.
308. Haroyan E, Del Río Highsmith J, Antonaya Martin JL. Análisis *in vitro* de la resistencia a la fractura de estructuras de fibra de carbono termocicladas. *Cient. Dent.* 2016;13(2):155-60.
309. Papaspyridakos P, Bordin TB, Kim Y-J, El-Rafie K, Pagni SE, Natto ZS, *et al.* Technical Complications and Prosthesis Survival Rates with Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses: A Retrospective Study with 1- to 12-Year Follow-Up. *J Prosthodont.* 2020;29(1):3-11. <https://doi.org/10.1111/jopr.13119>.
310. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent.* 2004;32(6):451-7.

<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.02.009>.

311. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *J Oral Implantol*. 2011;37(4):431-45. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00133>.

312. Chiapasco M, Zaniboni M, Boisco M. Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17 Suppl 2:136-59. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01357.x>.

313. Bartee BK. Extraction site reconstruction for alveolar ridge preservation. Part 1: rationale and materials selection. *J Oral Implantol*. 2001;27(4):187-93. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(2001\)027<0187:ESRFAR>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(2001)027<0187:ESRFAR>2.3.CO;2).

314. Abdulghani AS, Elhag SB. Shortened dental arch as a solution for maxillary sinus proximity in dental implant restoration. *Clin Case Rep*. 2017;5(6):782-6. <https://doi.org/10.1002/ccr3.923>.

315. Gerritsen AE, Witter DJ, Creugers NHJ. Long-term follow-up indicates unimpaired oral health-related quality of life for people having shortened dental arches. *J Dent*. 2017;65:41-4. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.06.011>.

316. Reissmann DR, Dard M, Lamprecht R, Struppek J, Heydecke G. Oral health-related quality of life in subjects with implant-supported prostheses: A systematic review. *J Dent*. 2017;65:22-40.

317. Cañada L. Estudio experimental de los diseños de estructuras metálicas soportadas por implantes dentales osteointegrados en relación con las cargas oclusales [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 1994.

318. Blázquez J. Estudio experimental de los diseños empleados en estructuras metálicas implantosoportadas [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 1999.

319. Mizumoto RM, Yilmaz B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2018;120(3):343-52. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.10.029>.
320. Coto Coiradas S. Estudio clínico experimental del desgaste y estabilidad cromática de dientes de composite nanohíbrido (NHC). [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2017.
321. Díez Quijano C. Estudio clínico experimental sobre el comportamiento de prótesis implantosoportadas mecanizadas de polimetacrilato y polioximetileno en el sector posterior. [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2016.
322. MTS® Systems corporations. MTS®. Insight electromechanical testing systems. [Internet]. [Consultado 19 Mar 2021]. Disponible en: www.mts.com.
323. Zwick/Roell®. Máquinas de ensayo universales. [Internet]. [Consultado 19 Mar 2021]. Disponible en: www.zwickroell.com.
324. Albrecht T, Kirsten A, Kappert HF, Fischer H. Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. *Dent Mater.* 2011;27(3):298-303. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.11.005>.
325. Rosentritt M, Raab P, Hahnel S, Stöckle M, Preis V. *In-vitro* performance of CAD/CAM-fabricated implant-supported temporary crowns. *Clin Oral Investig.* 2017;21(8):2581-7. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2057-7>.
326. Leica-Microsystems®. Microscopios estereoscópicos de rutina. Leica M50-M60-M80 User Manual; 2019. [Internet]. [Consultado 19 Mar 2021]. Disponible en: <https://www.leica-microsystems.com/es/productos/microscopios-y-macroscopios-estereoscopicos/>
327. Höflinger G. Leica Microsystems®. Brief Introduction to Coating Technology for Electron Microscopy; 2013. [Internet]. [Consultado 19 Mar 2021]. Disponible en:

<https://webcdn.leica-microsystems.com/fileadmin/academy/Coating3.pdf>.

328. Keskin S. Comparison of Several Univariate Normality Tests Regarding Type I Error Rate and Power of the Test in Simulation Based Small Samples. *Res J Appl Sci.* 2006;2(5):296-300.
329. Saculinggan M, Balase EA. Empirical Power Comparison Of Goodness of Fit Tests for Normality In The Presence of Outliers. *J Phys Conf Ser.* 2013;435:012041. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/435/1/012041>.
330. Shapiro SS, Wilk MB. An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika* 1965;52(3-4):591-61. <https://doi.org/10.1093/biomet/52.3-4.591>.
331. Doménech Massons JM, Granero R. *Fundamentos de diseño y estadística. Vol.1.* Barcelona: Signo; 2012. 51-70 p.
332. Nuzzo RL. The Box Plots Alternative for Visualizing Quantitative Data. *PM&R.* 2016;8(3):268-72. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2016.02.001>.
333. Simpson RJ, Johnson TA, Amara IA. The box-plot: An exploratory analysis graph for biomedical publications. *Am Heart J.* 1988;116(6):1663-5. [https://doi.org/10.1016/0002-8703\(88\)90791-0](https://doi.org/10.1016/0002-8703(88)90791-0).
334. Sawyer SF. Analysis of Variance: The Fundamental Concepts. *J Man Manip Ther.* 2009; 17:2, 27E-38E. <https://doi.org/10.1179/jmt.2009.17.2.27E>.
335. Park E, Cho M, Ki CS. Correct use of repeated measures analysis of variance. *Korean J Lab Med.* 2009;29(1):1-9. <https://doi.org/10.3343/kjlm.2009.29.1.1>.
336. Bathke AC, Schabenberger O, Tobias RD, Madden LV. Greenhouse—Geisser Adjustment and the ANOVA-Type Statistic: Cousins or Twins? *Amer Statist.* 2009;63(3):239-46.
337. Armstrong RA. When to use the Bonferroni correction. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2014;34(5): 502-8 <https://doi.org/10.1111/opo.12131>.

338. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):347-59.
339. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater*. 1992;10(3):153-201. [https://doi.org/10.1016/0267-6605\(92\)90049-y](https://doi.org/10.1016/0267-6605(92)90049-y).
340. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int*. 1990;21(7):563-70.
341. Murphy WM, Williams KR, Gregory MC. Stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Rehabil*. 1995;22(12):897-903. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1995.tb00238.x>.
342. Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C-Mater Biol Appl*. 2014;35:92-9. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2013.10.022>.
343. Tiozzi R, Lin L, Conrad HJ, Rodrigues RCS, Heo YC, de Mattos M da GC, *et al*. Digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. *J Prosthodont Res*. 2012;56(1):25-31. <https://doi.org/10.1016/j.jprior.2011.05.003>.
344. Menini M, Conserva E, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Signori A, *et al*. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an *in vitro* study. *Int J Prosthodont*. 2013;26(6):549-56. <https://doi.org/10.11607/ijp.3241>.
345. Bijjargi S, Chowdhary R. Stress dissipation in the bone through various crown materials of dental implant restoration: a 2-D finite element analysis. *J Investig Clin Dent*. 2013;4(3):172-7. <https://doi.org/10.1111/j.2041-1626.2012.00149.x>.

346. Renne W. Chairside repair of worn or lost denture teeth using nanofilled composite resin bonded to the denture base. *J Prosthet Dent.* 2010;103(2):129-30. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60018-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60018-2).
347. Mertens C, Steveling HG. Implant-supported fixed prostheses in the edentulous maxilla: 8-year prospective results. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(5):464-72. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02028.x>.
348. Gallucci GO, Doughtie CB, Hwang JW, Fiorellini JP, Weber HP. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(6):601-7. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01699.x>.
349. Carr AB. Successful long-term treatment outcomes in the field of osseointegrated implants: prosthodontic determinants. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):502-12.
350. Castorina G. Carbon-Fiber Framework for Full-Arch Implant-Supported Fixed Dental Prostheses Supporting Resin-Based Composite and Lithium Disilicate Ceramic Crowns: Case Report and Description of Features. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2019;39(2):175-84. <https://doi.org/10.11607/prd.2964>.
351. David S, Del Río J, Celemín A, Serrano C. *In vivo* study of the wear of a reinforced composite used to cover implant-supported frameworks. *Int J Prosthodont.* 2009;22(4):358-60.
352. Vergani CE, Giampaolo ET, Cucci ALM. Composite occlusal surfaces for acrylic resin denture teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1997;77(3):328-31. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(97\)70193-8](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(97)70193-8).
353. Nakai M, Narushima T, Niinomi M. *Advances in Metallic Biomaterials: Processing and Applications.* 1st ed. 2015. Heidelberg: Springer; 2015. 251-81 p.
354. Li S, Di P, Zhang Y, Lin Y. Immediate implant and rehabilitation based on All-

on-4 concept in patients with generalized aggressive periodontitis: A medium-term prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017;19(3):559-71. <https://doi.org/10.1111/cid.12483>.

355. Bergendal T, Ekstrand K, Karlsson U. Evaluation of implant-supported carbon/graphite fiber-reinforced poly (methyl methacrylate) prostheses. A longitudinal multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(4):246-53. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1995.060408.x>.

356. 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. <https://doi.org/10.1002/jbm.820210902>.

357. Ruyter IE, Ekstrand K. Implant-fixed dental bridges from carbon/graphite fibre reinforced poly(methyl methacrylate). *J Phys Appl Phys.* 1987;20(3):303-5. <https://doi.org/10.1088/0022-3727/20/3/010>.

358. Wismeijer D. Loading protocols in implant dentistry edentulous patients. Vol. 4. Barcelona: Quintessence; 2010. 197-221 p.

359. AlJehani YA, Baskaradoss JK, Geevarghese A, AlShehry MA, Vallittu PK. Shear Bond Strength between Fiber-Reinforced Composite and Veneering Resin Composites with Various Adhesive Resin Systems. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2016;25(5):392-401. <https://doi.org/10.1111/jopr.12315>.

360. Keski-Nikkola MS, Alander PM, Lassila LVJ, Vallittu PK. Bond strength of Gradia veneering composite to fibre-reinforced composite. *J Oral Rehabil.* 2004;31(12):1178-83. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01342.x>.

361. Vallittu PK. Acrylic resin-fiber composite--Part II: The effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacrylate applied to fiber roving on transverse strength. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):613-7. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(94\)90447-2](https://doi.org/10.1016/0022-3913(94)90447-2).

362. Li BB, Xu JB, Cui HY, Lin Y, Di P. *In vitro* evaluation of the flexural properties of All-on-Four provisional fixed denture base resin partially reinforced with fibers. *Dent Mater J.* 2016;35(2):264-9. <https://doi.org/10.4012/dmj.2015-243>.
363. Yong LT, Moy PK. Complications of computer-aided-design/computer-aided-machining-guided (NobelGuide) surgical implant placement: an evaluation of early clinical results. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(3):123-7. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2007.00082.x>.
364. Singh A, Garg S. Comparative evaluation of flexural strength of provisional crown and bridge materials-an *in vitro* study. *J Clin Diagn Res.* 2016;10(8):ZC72-7. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/19582.8291>.
365. Kallio TT, Lastumäki TM, Vallittu PK. Bonding of restorative and veneering composite resin to some polymeric composites. *Dent Mater.* 2001;17(1):80-6. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(00\)00064-6](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(00)00064-6).
366. Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshihara K, Minagi S. Flexural properties of polyethylene, glass and carbon fiber-reinforced resin composites for prosthetic frameworks. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(8):581-7. <https://doi.org/10.3109/00016357.2014.958875>.
367. Cid RMO, Stanley K, Cordero EB, Benfatti CAM, Bianchini MA. Influence of cantilever length and type of arch antagonist on bone loss in total implant-supported prostheses. *AOL.* 2014;27(3):131-6. <https://doi.org/10.1590/S1852-48342014000300006>.
368. Fischer K, Stenberg T. Prospective 10-year cohort study based on a randomized, controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. Part II: prosthetic outcomes and maintenance. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15(4):498-508. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2011.00383.x>.

369. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-8. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90361-x](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90361-x).
370. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite Element Analysis of Stress in Bone Adjacent to Dental Implants. *J Oral Implantol.* 2008;34(5):248-55. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(2008\)34\[249:FEAOSI\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(2008)34[249:FEAOSI]2.0.CO;2).
371. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical Aspects of Two Different Implant-Prosthetic Concepts for Edentulous Maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(2):188.
372. Jacques LB, Moura MS, Suedam V, Souza EAC, 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. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01712.x>.
373. Cox J, Zarb G. Alternative prosthodontic superstructure designs. *Swed Dent J Suppl.* 1985;28:71-5.