

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Departamento de Estomatología I
(Prótesis Bucofacial)



TESIS DOCTORAL

Evaluación in vitro del sellado marginal y resistencia a la fractura de estructuras protéticas fabricadas con nuevas tecnologías

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Celia Tobar Arribas

Directores

M^a Jesús Suárez García
Raquel Castillo de Oyagüe

Madrid, 2018



**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)

**EVALUACIÓN *IN VITRO* DEL SELLADO
MARGINAL Y RESISTENCIA A LA FRACTURA
DE ESTRUCTURAS PROTÉTICAS
FABRICADAS CON NUEVAS TECNOLOGÍAS**

CELIA TOBAR ARRIBAS

2017

**EVALUACIÓN *IN VITRO* DEL SELLADO MARGINAL Y
RESISTENCIA A LA FRACTURA DE ESTRUCTURAS
PROTÉTICAS FABRICADAS CON NUEVAS TECNOLOGÍAS**

Trabajo de investigación para optar al Grado de Doctor por la
Universidad Complutense de Madrid que presenta:

CELIA TOBAR ARRIBAS

Directoras:

PROFA. DRA. M^a JESÚS SUÁREZ GARCÍA

PROFA. DRA. RAQUEL CASTILLO DE OYAGÜE

**Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)
Facultad de Odontología
Universidad Complutense de Madrid**

MADRID, 2017

DÑA. M^a JESÚS SUÁREZ GARCÍA, Profesora Titular, y DÑA. RAQUEL CASTILLO DE OYAGÜE, Profesora Contratada Doctora, del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

CERTIFICAN:

Que el trabajo de investigación titulado: “Evaluación *in vitro* del sellado marginal y resistencia a la fractura de estructuras protéticas fabricadas con nuevas tecnologías” del que es autora Dña. Celia Tobar Arribas, ha sido realizado en este Departamento bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Madrid a 30 de Julio de dos mil diecisiete.

Fdo. M^a Jesús Suárez García

Fdo. Raquel Castillo de Oyagüe

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero mostrar mi mayor agradecimiento a la Dra. María Jesús Suárez García, por haber depositado su confianza en mí desde el principio, su gran ayuda y disposición. Por todo el tiempo invertido, sus enseñanzas, su experiencia y por saber orientarme en todo momento en el arduo camino de la investigación. Por brindarme la oportunidad de volver a mi Universidad y permitirme formar parte de su equipo, trabajando a su lado. Mi más profunda admiración como docente, profesional y persona.

A la Dra. Raquel Castillo de Oyagüe, por su experiencia y sus conocimientos en investigación, por alentarme en todo momento, por sus buenos consejos y su ayuda siempre que lo he necesitado.

A mis profesores y hoy, compañeros del Departamento de Prótesis Bucofacial de la UCM por todo lo que me han enseñado y lo siguen haciendo y por aceptarme como colaboradora del mismo. En especial, a los Dres. Francisco Martínez Rus y Jesús Peláez Rico por ayudarme a dar mis primeros pasos en prostodoncia y al Dr. Andrés Sánchez Turrión por abrirme las puertas de su casa y enseñarme que el buen humor puede ser el mejor tratamiento para cualquier problema.

A mis compañeros del Máster de Prótesis de la UCM por permitirme formar parte de esa gran familia, por todos esos momentos que compartimos y por sus ánimos y apoyo inestimable durante la realización de este trabajo. Sin olvidar, a los alumnos por las vivencias compartidas y ser fuente de motivación.

Al Taller Central de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la UCM por su atención y la realización de las probetas para este estudio.

A los laboratorios dentales y técnicos que han realizado las estructuras de prótesis de este estudio, Prótesis S.A., Dental Creative y 3Dental, por su amabilidad y atención.

Al personal del Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la UCM, en especial a D. Pedro Robredo y a la Dra. Ana Vicente por su buen servicio y sesiones tan agradables.

Al Departamento de Ciencia de Materiales e Ingeniería Metalúrgica de la Facultad de Ciencias Químicas de la UCM, en especial al Dr. Raúl Arrabal Durán por sus conocimientos, su ayuda y participación en la fase de termociclado.

Al Dr. Ricardo Fernández del Departamento de Metalurgia Física del CENIM (CSIC) por su colaboración en el estudio de resistencia a la fractura, su disposición y por sus explicaciones simplificadas de muchos conceptos, para mí, bastante complejos.

A Dña. Carmen Bravo del Centro de Proceso de Datos del Servicio de Apoyo a la Investigación del Área de Informática y Comunicación de la UCM por su participación en el análisis estadístico, sus conocimientos y ayuda para la interpretación de los resultados.

A mi promoción del Máster de Prótesis por aquellos maravillosos años que compartimos intensamente, comenzando nuestras andanzas en esta profesión.

A mis amigas, en especial a Silvia, Mercedes, Nerea, Irene y Natalia, por su apoyo y ánimo incondicional y por ser sin duda lo mejor que me dio la Universidad. A mis vecinas, por su interés y sus ánimos al ver la luz encendida de mi escritorio día tras día, en especial a Sonia y Juan por haberse convertido en familia.

Por último, me gustaría agradecerse y dedicárselo a las personas más importantes de mi vida. A toda mi familia y mi familia política, pero sin duda, a mis padres, por su amor infinito, por todos los valores que han sabido transmitirme y haberme enseñando que el esfuerzo y la perseverancia siempre traen recompensas. Gracias por estar siempre a mi lado.

A mi hermana, por ser el mejor regalo que me hicieron mis padres y aunque no lo sepa, ser uno de los pilares más importantes de mi vida y ejemplo a seguir. No hay mejor amiga que una hermana, ni mejor hermana que tú.

Por último, a mi marido Nacho, por ser mi punto de apoyo, por su comprensión y aliento para conseguir mis metas, a pesar de todo el tiempo que nos he robado. Gracias por aparecer en mi vida y convertirme en mi compañero de viaje, gracias por aquella mirada.

*En definitiva, a todas y cada una de la personas que han hecho posible que este proyecto haya podido ser realidad. **Muchas gracias a todos.***

“HOY HE APRENDIDO QUE EL MUNDO QUIERE VIVIR EN LA CIMA
DE LA MONTAÑA, SIN SABER QUE LA VERDADERA FELICIDAD
ESTÁ EN LA FORMA DE SUBIR LA ESCARPADA”

Gabriel García Márquez

ÍNDICE

1. RESUMEN EN INGLÉS	15
2. RESUMEN EN ESPAÑOL	21
3. INTRODUCCIÓN	27
3.1. MATERIALES EN PRÓTESIS FIJA	31
3.1.1. Aleaciones metálicas	31
3.1.2. Cerámicas	37
3.1.3. Polímeros	43
3.2. NUEVAS TECNOLOGÍAS DE CONFECCIÓN EN PRÓTESIS FIJA	49
3.3. DISEÑO DE ESTRUCTURAS EN PRÓTESIS FIJA DENTOSOPORTADA	60
3.4. SELLADO MARGINAL	65
3.4.1. Factores que influyen en el ajuste marginal de las restauraciones de prótesis fija	68
3.4.2. Técnicas de medición del ajuste marginal	73
3.5. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS MATERIALES	77
4. HIPÓTESIS	85
5. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	89
6. MATERIAL Y MÉTODO	95
6.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS	97
6.1.1. Muñones	97
6.1.2. Bases	98
6.2. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS	100
6.3. CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS	102
6.3.1. Confección de las estructuras metálicas de Co-Cr por técnica de colado	102
6.3.2. Confección de las estructuras metálicas de Co-Cr por metal directo sinterizado láser	104
6.3.3. Confección de las estructuras metálicas de Co-Cr presinterizado fresadas	106
6.3.4. Confección de las estructuras metálicas de Co-Cr fresadas	109
6.3.5. Confección de las estructuras cerámicas de circona fresadas	111
6.3.6. Confección de las estructuras de PEEK fresadas	113

6.4. CEMENTADO	115
6.5. ESTUDIO DEL SELLADO MARGINAL	118
6.5.1. Preparación de las muestras	118
6.5.2. Obtención de las imágenes	121
6.5.3. Análisis de las imágenes	124
6.6. TERMOCICLADO	127
6.7. ESTUDIO DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA	129
6.7.1. Confección de la pletina	129
6.7.2. Confección del empujador	129
6.7.3. Instrumento para las pruebas mecánicas	130
6.7.4. Carga de las estructuras	132
6.8. TRATAMIENTO DE LOS DATOS	134
7. RESULTADOS	137
7.1. ANÁLISIS DEL SELLADO MARGINAL	141
7.1.1. Evaluación del sellado marginal de las estructuras de puentes con pónico intermedio	141
7.1.2. Evaluación del sellado marginal de estructuras de puentes con pónico en cantilever	144
7.1.3. Análisis comparativo del sellado marginal entre las estructuras de puentes con pónico intermedio y con pónico en cantilever ...	150
7.2. ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA CON CARGA ESTÁTICA Y TRAS TERMOCICLADO DE LOS GRUPOS	154
7.2.1. Evaluación de la resistencia a la fractura de estructuras de puentes con pónico intermedio	154
7.2.2. Evaluación de la resistencia a la fractura de estructuras de puentes con pónico en cantilever	163
7.2.3. Análisis comparativo de la resistencia a la fractura entre las estructuras de puentes con pónico intermedio y con pónico en cantilever	172
8. DISCUSIÓN	181
8.1. SELLADO MARGINAL	183
8.1.1. Discrepancia marginal por subgrupos de estructuras de puentes con pónico intermedio	186
8.1.2. Discrepancia marginal por subgrupos de estructuras de puentes con pónico en cantilever	191
8.1.3. Discrepancia marginal entre grupos: Diseño	192
8.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA	193
8.2.1. Resistencia a la fractura por subgrupos de estructuras de puentes con pónico intermedio	197

8.2.2. Resistencia a la fractura por subgrupos de estructuras de puentes con pónico en cantilever	201
8.2.3. Resistencia a la fractura entre grupos: Diseño	204
9. CONCLUSIONES	209
10. BIBLIOGRAFÍA	213
11. ANEXO	253
11.1. PLANOS PARA LA CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS (DISEÑO 1 Y 2)	255
11.2. PRUEBAS ESTADÍSTICAS	257

01. RESUMEN EN INGLÉS

***IN VITRO* EVALUATION OF MARGINAL FIT AND FRACTURE LOAD OF PROSTHETIC FRAMEWORKS FABRICATED WITH NEW TECHNOLOGIES**

INTRODUCTION & OBJECTIVES

The development of new materials and new technologies for the production of fixed dental prostheses is really being vertiginous. The new CAD/CAM manufacturing technologies offer many advantages and aim to minimize the adverse effects of the conventional techniques. Despite these advances, the success of fixed dental prostheses continues to be determined by three main factors: marginal fit, fracture load and esthetics.

Due to its recent introduction, there are not many studies on the properties, precision, design and mechanical behavior of posterior fixed dental prostheses with new materials and technologies, therefore, it is necessary to continue investigating in order to verify the goodness of them.

The objectives of the present study were to analyze and to compare the marginal fit and the fracture load of two types of prosthetic frameworks designs for posterior 3-units tooth-supported fixed dental prostheses (with intermediate or cantilever pontic) fabricated with different materials and technologies. The null hypotheses were, that no differences would be found in the marginal fit among the frameworks and that no differences would be observed in the fracture load among the materials, technologies and framework design.

MATERIAL & METHODS

A total of 120 standardized mechanized stainless steel specimens were made with two abutments screwed to a platform with two design types: 60 of them, for three-unit frameworks with intermediate pontic (group 1) and the remaining 60, for three-unit frameworks with cantilever pontic (group 2).

The specimens were randomly divided within each group into six subgroups of ten specimens each and corresponding frameworks were made: Co-Cr by casting

technique (MC and MCc subgroups), Co-Cr using additive CAD/CAM technology (MS and MSc subgroups), Co-Cr presintered using subtractive CAD/CAM technology (MP and MPc subgroups), Co-Cr using subtractive CAD/CAM technology (MF and MFc subgroups), zirconia using subtractive CAD/CAM technology (L and Lc subgroups) and PEEK using subtractive CAD/CAM technology (P and Pc subgroups). Each framework was fabricated according to the manufacturer's instructions. The frameworks were cemented onto their corresponding specimen using conventional glass ionomer cement (Ketac™ Cem EasyMix, 3M ESPE), applying a standard load of 50 N for 10 minutes with a torque wrench fitted in a cement press.

Marginal fit analysis was performed measuring the vertical marginal discrepancy of all specimens by scanning electron microscopy (JSM 6400, Tokyo, Japan). The images were calibrated by the INCA® software and were captured in two interface areas (buccal and lingual) per abutment. Then, they were processed by the ImageJ software, getting 15 measurements in each one, making a total of 60 measurements per specimen.

The **fracture load** was evaluated after subjecting the specimens to thermocycling of 6.000 cycles with temperatures of 5-55°C, in artificial saliva in a climatic chamber (CCK0/81; Dycometal, Viladecans, Barcelona, Spain). Then, a bending test was carried out until frameworks broke using a universal testing machine (ME 405/10, SERVOSIS SA, Pinto, Spain) at crosshead speed of 1mm/min.

Vertical discrepancy (micron) and fracture load (Newton) data were collected and statistically analyzed using the Kruskal-Wallis test, multiple comparison *post hoc* test and Mann-Whitney U test for the marginal fit variable, and one-way ANOVA test, Welch and Brown-Forsythe tests, Ryan-Einot-Gabriel-Welsch F *post hoc* test and Tamhane T2 test, Student t test and Weibull analysis for the fracture load variable. The level of significance was set at $P \leq 0,05$.

RESULTS

In the marginal fit analysis, no significant differences ($P=0,469$) were found among intermediate pontic frameworks subgroups (group 1), however, significant

differences ($P=0,001$) were found among cantilever frameworks subgroups (group 2). There were significant differences between the Lc subgroup and the other subgroups, with no differences among them. No differences ($P>0,05$) were observed when comparing the marginal fit, according to the design, between different group 1 and group 2 subgroups.

In fracture load analysis, significant differences ($P=0,0001$) were found among intermediate pontic frameworks subgroups (group 1). Differences were shown among all subgroups except between MS and MF. Significant differences ($P=0,0001$) were also found in fracture load among cantilever subgroups (group 2). Differences were shown among all subgroups except between MSc and MFc and between MCc and MPc. Significant differences ($P<0,05$) were found when comparing the fracture load, according to the design, between different group 1 and group 2 subgroups.

The Weibull analysis showed differences in the scale parameter among all subgroups in group 1 except between MS and MF and between MC and MP, and also among all subgroups in group 2 except between MSc and MFc and between MCc and MPc. Significant differences were showed in the scale parameter when comparing between group 1 and group 2 subgroups, according to the design. No differences were found in the shape parameter in any of comparisons.

CONCLUSIONS

Within the limitations of this study, the following conclusions can be drawn:

- All fixed dental prostheses frameworks with intermediate and cantilever pontic showed marginal fits within clinically accepted limits. The MF and MFc subgroups showed the best marginal fit.
- All intermediate pontic frameworks and cantilever metal frameworks presented fracture load values above 1.000 N, being suitable for the posterior region use. However, zirconia and PEEK cantilever frameworks showed values lower than 1.000 N, therefore their indication for posterior region would not be adequate without reservations.

01. RESUMEN EN INGLÉS

- Cantilever frameworks compared to intermediate pontic frameworks showed a drastic fracture load decrease.
- The fracture pattern in most of the frameworks occurred in the connector area. In the intermediate pontic frameworks, the fracture started at the cervical area, however in the frameworks with cantilever, at the occlusal area.

02. RESUMEN EN ESPAÑOL

EVALUACIÓN *IN VITRO* DEL SELLADO MARGINAL Y RESISTENCIA A LA FRACTURA DE ESTRUCTURAS PROTÉTICAS FABRICADAS CON NUEVAS TECNOLOGÍAS

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

El desarrollo de nuevos materiales combinado con nuevas tecnologías para la confección de prótesis fijas dentales está siendo realmente vertiginoso. Las nuevas tecnologías de confección CAD/CAM ofrecen numerosas ventajas y pretenden minimizar los errores de las técnicas convencionales. El éxito de una restauración dental en prótesis fija, a pesar de estos avances, sigue estando determinado por tres factores principales: ajuste marginal, resistencia a la fractura y estética.

Debido a su reciente introducción, no existen muchos estudios sobre las propiedades, precisión, diseño y comportamiento mecánico de prótesis fijas en sectores posteriores con nuevos materiales y tecnologías, por ello, es necesario seguir investigando para poder corroborar la bondad de los mismos.

Los objetivos del presente estudio fueron analizar y comparar el ajuste marginal y resistencia a la fractura de dos tipos de diseño de estructuras protéticas para prótesis fijas dentosoportadas posteriores de tres unidades (con pónico intermedio o en cantilever) confeccionadas con distintos materiales y tecnologías.

MATERIAL Y MÉTODO

Se confeccionaron 120 probetas de acero mecanizadas estandarizadas con dos muñones atornillados a una base, con dos tipos de diseño: 60 de ellas, para estructuras de tres piezas con pónico intermedio (grupo 1) y las 60 restantes, para estructuras de tres piezas con pónico en cantilever (grupo 2).

Dentro de cada grupo, las probetas se dividieron de forma aleatoria en seis subgrupos de diez especímenes cada uno y se confeccionaron las estructuras correspondientes: Co-Cr mediante técnica de colado (subgrupos MC y MCc), Co-Cr mediante tecnología CAD/CAM aditiva por sinterizado láser (subgrupos MS y MSc),

Co-Cr presinterizado mediante tecnología CAD/CAM sustractiva (subgrupos MP y MPc), Co-Cr mediante tecnología CAD/CAM sustractiva (subgrupos MF y MFc), zircona mediante tecnología CAD/CAM sustractiva (subgrupos L y Lc) y PEEK mediante tecnología CAD/CAM sustractiva (subgrupos P y Pc). Posteriormente, se cementaron en sus probetas con cemento de vidrio ionómero (Ketac™ Cem EasyMix, 3M ESPE), aplicando una carga estandarizada de 50 N durante 10 minutos con una llave dinamométrica encajada en una prensa de cementado.

En la primera parte del estudio, se procedió al análisis del **sellado marginal**, midiendo la discrepancia marginal vertical de todos los especímenes, mediante microscopía electrónica de barrido (JSM 6400, Tokio, Japón). Se capturaron imágenes calibradas por el programa INCA®, en dos áreas de la interfase (vestibular y lingual) por pilar. Después, se procesaron con el programa ImageJ, obteniendo 15 mediciones en cada una, haciendo un total de 60 mediciones por espécimen.

En la segunda parte, se evaluó la **resistencia a la fractura**, tras someter a los especímenes a termociclado de 6.000 ciclos con temperaturas de 5-55°C, en saliva artificial en la cámara climática CCK0/81 (Dycometal, Viladecans, Barcelona, España). Seguidamente, se realizó un ensayo de flexión hasta la fractura de las estructuras en la máquina universal de ensayo (ME 405/10, SERVOSIS SA, Pinto, España) con velocidad de avance de 1mm/min.

Los datos de discrepancia marginal vertical (micras) y de resistencia a la fractura (Newton) fueron recopilados y estadísticamente analizados, utilizando para la variable sellado marginal, el test de Kruskal-Wallis, test *post hoc* de comparaciones múltiples y test U de Mann-Whitney y para la variable resistencia a la fractura, el test de ANOVA unifactorial, pruebas de Welch y Brown-Forsythe, test *post hoc* F de Ryan-Einot-Gabriel-Welsch y T2 de Tamhane, test t de Student y el análisis de Weibull. El nivel de significación se estableció para $P \leq 0,05$.

RESULTADOS

En el análisis del **sellado marginal**, no se encontraron diferencias significativas ($P=0,469$) entre los subgrupos de estructuras con pónico intermedio (grupo 1),

sin embargo, si se encontraron diferencias significativas ($P=0,001$) en el ajuste entre los subgrupos de estructuras con cantilever (grupo 2). Se mostraron diferencias significativas entre el subgrupo Lc con los demás subgrupos, entre los que no hubo diferencias. No se mostraron diferencias ($P>0,05$) al comparar el sellado marginal según diseño entre los distintos subgrupos del grupo 1 y grupo 2.

En el análisis de la **resistencia a la fractura**, se encontraron diferencias significativas ($P=0,0001$) entre los subgrupos de estructuras con pónico intermedio (grupo 1). Se mostraron diferencias entre todos los subgrupos excepto entre MS y MF. Entre los subgrupos con cantilever (grupo 2) también se encontraron diferencias significativas ($P=0,0001$) respecto a la resistencia a la fractura. Se mostraron diferencias entre todos los subgrupos salvo entre MSc y MFc y entre MCc y MPc. Se encontraron diferencias significativas ($P<0,05$) al comparar la resistencia a la fractura según diseño entre los distintos subgrupos del grupo 1 y grupo 2.

El análisis de Weibull, mostró diferencias en el parámetro escala entre todos los subgrupos del grupo 1 excepto para MS y MF y para MC y MP y también entre todos los subgrupos del grupo 2 excepto para MSc y MFc y para MCc y MPc. Al comparar los subgrupos del grupo 1 y 2 según diseño, mostró diferencias significativas en el parámetro escala. No se encontraron diferencias en el parámetro forma en ninguna de las comparaciones.

CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones de este estudio, las conclusiones fueron las siguientes:

- Todas las estructuras para prótesis parciales fijas con pónico intermedio y en cantilever, presentaron ajustes marginales dentro de los límites aceptados clínicamente. Los subgrupos MF y MFc fueron los que mejor ajuste marginal obtuvieron.
- Todas las estructuras con pónico intermedio y las estructuras metálicas con cantilever presentaron valores de resistencia a la fractura por encima de los 1.000 N,

por lo que están indicadas para su uso en sectores posteriores. Sin embargo, las estructuras de circona y PEEK con cantilever, presentaron valores inferiores a 1.000 N, por lo que su indicación para sectores posteriores no sería adecuada sin reservas.

- Las estructuras con cantilever comparadas con las de pónico intermedio presentaron una disminución drástica de la resistencia a la fractura.

- El patrón de fractura en la mayoría de estructuras ocurría en la zona de los conectores, con origen en las de pónico intermedio, en la parte gingival, y en las de cantilever, en la zona oclusal.

03. INTRODUCCIÓN

La prótesis dental desde sus inicios intenta dar una solución a la edentación, siendo diversos los avances surgidos a lo largo de la historia de la Odontología, tanto en lo que se refiere a los materiales restauradores como a las técnicas de confección de las restauraciones.

Los primeros artículos publicados que describen el uso exitoso de porcelana fundida sobre aleaciones aparecieron a mediados de los años 50. Desde ese momento, la investigación y las mejoras en los materiales y las técnicas han aumentado el uso de restauraciones de metal-cerámica.¹ En gran parte, el uso creciente de estas restauraciones fue el resultado de su historia probada de rendimiento clínico, la estética aceptable, biocompatibilidad y unas propiedades físicas y mecánicas satisfactorias. Un buen rendimiento clínico ha sido atestiguado por estudios longitudinales que informaron que hasta el 88,7% de las coronas de metal-cerámica y el 80,2% de las prótesis parciales fijas de metal-cerámica estaban todavía en función después de 10 años.² Por estos motivos, la prótesis metal-cerámica sigue siendo hoy en día, la más comúnmente utilizada para la realización de prótesis parcial fija.

Por su parte, aunque la porcelana y los materiales cerámicos ya venían siendo utilizados para la fabricación de restauraciones dentales estéticas desde principios de 1.800, la aparición de las primeras coronas completas de porcelana fue a principios del siglo XX, para intentar dar soluciones protésicas más estéticas. Desde entonces ha habido un desarrollo constante de estos materiales que ha permitido que se puedan utilizar en prótesis parciales fijas con adecuada resistencia y con elevada estética.

El desarrollo de las nuevas tecnologías de confección asistidas por ordenador, denominadas CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) ha permitido a su vez alcanzar resultados superiores respecto a los sistemas de confección convencionales, traduciéndose en un ahorro de tiempo, mejoras en el coste/efectividad y en la obtención de prótesis más precisas.

En la última década, el desarrollo de nuevos materiales combinado con las nuevas tecnologías para la confección de prótesis fija está siendo realmente vertiginoso.

Sin embargo, el éxito de una restauración dental en prótesis fija sigue estando determinado por tres factores principales: el ajuste marginal, la resistencia a la fractura y la estética.³

Sin un buen ajuste marginal de las restauraciones no es posible asegurar la longevidad de las mismas ya que puede dar lugar a una serie de complicaciones y problemas asociados, llegando al fracaso de la prótesis. Otro factor crítico es la resistencia a la fractura ya que los materiales dentales que se utilizan van a estar sometidos a grandes tensiones y cargas durante años. Así mismo, no podemos obviar la estética, de tal manera que no podemos considerar nuestros tratamientos como exitosos si no se ajustan a las demandas estéticas de nuestros pacientes que cada vez son más elevadas.

Por todo esto, las investigaciones en el campo de la prótesis fija se siguen centrando en poder avalar que los nuevos materiales y tecnologías cumplan con los requisitos necesarios para poder ser aplicados y de esta manera se pueda seguir avanzando en el objetivo común de lograr la máxima satisfacción del paciente.

3.1. MATERIALES EN PRÓTESIS FIJA

Los materiales comúnmente utilizados en la odontología actual pueden ser divididos en cuatro grupos: metales, cerámicas, polímeros y resinas compuestas. Los más frecuentemente utilizados para la realización de estructuras en prótesis fija los podemos clasificar en: aleaciones metálicas, cerámicas y polímeros.

3.1.1. Aleaciones Metálicas

Una aleación es una mezcla de dos o más metales o la mezcla de uno o más metales con un no-metal que son mutuamente solubles en estado de fusión, obteniendo como resultado un material mejorado, optimizando las propiedades físico-químicas y el uso de las mismas.⁴ No todos los metales van a ser solubles entre sí, el grado de solubilidad va a depender de los tamaños relativos de los átomos individuales, de la estructura cristalina formada por los componentes de metal puro, del número de valencia de los componentes y de su reactividad.⁴

La utilización de aleaciones en Odontología se debe a que los metales puros, excepto el titanio, no presentan unas propiedades físicas, biológicas, ni de corrosión apropiadas para ser usados en el medio oral.⁴ La estructura de una aleación será más compleja cuantos más elementos intervengan en su composición. En general, los elementos base del sistema son dos o tres y se les incorporan otros metales en proporciones variables para mejorar las propiedades de la aleación.⁵

Se han realizado varias clasificaciones de las aleaciones para uso odontológico: según su contenido de metal noble (noble, seminoble, base), según su coste (precioso, semiprecioso, no precioso), o según sus propiedades físicas (tipos I-IV según dureza).^{4, 6, 7}

La Asociación Dental Americana en 1984 divide a las aleaciones metálicas para uso dental en tres categorías y se basa en la cantidad de oro y otros metales nobles en la aleación:⁸

03. INTRODUCCIÓN

- De alto contenido en metales nobles: $\geq 40\%$ de Au y $\geq 60\%$ de elementos de metal noble en peso.
- Noble: metales nobles $\geq 25\%$ en peso.
- No noble o metal base: metales nobles $< 25\%$ en peso.

3.1.1.1. Aleaciones de alto contenido en metales nobles

Estas aleaciones por definición presentan como mínimo un 40% en peso de oro y un 60% en peso de metales nobles. Se consideran metales nobles para uso dental el oro, el platino, el paladio, el iridio, el rodio, el osmio y el rutenio.⁹

Sus propiedades son favorables para el uso dental, pero no tienen un elevado módulo elástico. La corrosión es baja, debido a la estabilidad termodinámica del oro, pero va a depender de los elementos que contenga. El oro va a aportar una mayor facilidad para el colado y una buena ductilidad. Existen tres tipos dentro de estas aleaciones:

- Aleaciones de oro-platino.
- Aleaciones de oro-paladio.
- Aleaciones de oro-cobre-plata-paladio.

Las aleaciones de oro-platino y oro-paladio son las que se van a utilizar para la confección de restauraciones metal-cerámicas. Cuando el platino o el paladio sobrepasan el 10% en peso, las temperaturas de solidificación aumentan y presentan un color más blanquecino. Las aleaciones de oro-cobre-plata-paladio, solo se utilizan para restauraciones completamente metálicas, ya que la temperatura de solidificación es demasiado baja y el cobre y la plata dificultan la aplicación de la cerámica.^{4, 9}

3.1.1.2. Aleaciones nobles

Estas aleaciones no poseen un contenido de oro estipulado pero contienen al menos un 25% en peso de metales nobles. En general, presentan una temperatura de solidificación de moderada a alta, pueden tener un color amarillo pero normalmente presentan un color blanco, el módulo elástico es mayor que en las aleaciones de alto contenido en metales nobles, todo debido al alto contenido en paladio.⁴ Son muy

resistentes y con buena dureza,⁴ la corrosión de estas aleaciones es variable, va a depender de la microestructura y la presencia en cobre y plata y de la manipulación.^{5,10} Se van a clasificar en tres tipos:

- Aleaciones de oro-cobre-plata-paladio: presentan menor contenido en oro que las de alto contenido en metales nobles, generalmente aumenta el contenido en plata y cobre para compensar el contenido de oro. Presentan también una temperatura de solidificación demasiado baja para ser utilizadas en restauraciones metal-cerámicas.⁴

- Aleaciones de paladio-cobre: se pueden utilizar para restauraciones totalmente metálicas o metal-cerámicas.⁴ Suelen contener galio que disminuye la temperatura de fusión y mejora la adherencia a la cerámica además que aumenta la resistencia. La presencia de cobre puede aumentar la posibilidad de deformación durante la aplicación de la cerámica pero si la manipulación en el laboratorio es adecuada no supone ningún riesgo.¹¹ El módulo elástico de estas aleaciones es el más alto de todas las aleaciones base oro y base paladio.⁴

- Aleaciones de paladio-plata: se pueden utilizar para restauraciones totalmente metálicas o metal-cerámicas. Son un grupo muy diverso e incluyen un rango que va desde sistemas con un 26% en peso de paladio y más del 60% en peso de plata, a sistemas con un 60-70% en peso de paladio y un 20% de plata. Debido a esto, la resistencia a la corrosión es variable.¹² Los fabricantes a menudo incluyen un 1-2% de oro pero tiene un mínimo efecto en sus propiedades físicas.⁴

3.1.1.3. Aleaciones no nobles o metal base

Contienen menos del 25% en peso de metales nobles, pero en la práctica la mayoría no contiene ningún metal noble.⁴ Básicamente están constituidas por níquel y cromo o cobalto y cromo, con otros elementos añadidos para mejorar sus propiedades físicas y químicas como son el molibdeno, magnesio, aluminio, silicio, berilio, carbono, hierro, titanio, cobre, vanadio y tantalio.¹³

Presentan, en general, mejores propiedades mecánicas y menor coste de producción comparadas con las aleaciones anteriores.¹⁴ Su fuerza, dureza y módulo

elástico son elevados, la temperatura de fusión también es mayor y sufren menos distorsión durante la cocción de la porcelana.⁴ El cromo aporta pasividad, que consiste en que la superficie del metal se recubre de una capa de óxido que actúa como protección a la sucesiva oxidación y corrosión.^{4, 15, 16} Además, pueden ser grabadas para la unión de resina. Sin embargo, presentan algunos inconvenientes como gran corrosión en ambientes ácidos, formación de óxidos duros y gruesos,^{12, 15} dificultad de acabado y pulido, riesgo de alergia del paciente⁵ y dificultad para la soldadura.⁴ Se van a clasificar en tres tipos:

- Aleaciones de cromo-níquel: se pueden utilizar para restauraciones totalmente metálicas, metal-cerámicas y para prótesis removible. Contienen, en general, más de un 60% en peso de níquel y la proporción recomendada de cromo es entre 16-27% para proporcionar una buena resistencia a la corrosión.⁷ Pueden contener alrededor de 0,1% de carbono, que contribuye aportando mayor fuerza, módulo elástico y dureza.⁴

- Aleaciones de cobalto-cromo: se pueden utilizar para restauraciones totalmente metálicas, metal-cerámicas y a menudo para prótesis removible. Contienen al menos un 60% en peso de cobalto y al menos un 30% en peso de cromo.⁴ Además, contienen otros elementos que influyen en las propiedades de la aleación final, siendo los más frecuentes el molibdeno, carbono, tungsteno, silicio, hierro y manganeso.¹⁷

El módulo de elasticidad, el límite elástico y la resistencia a la fractura del cobalto-cromo son muy elevados. Su gran límite elástico permite prácticamente evitar toda deformación plástica de las estructuras de prótesis, por tanto son muy resistentes a la fatiga.^{14, 18} Su alto módulo de elasticidad, hace posible conseguir una buena rigidez con espesores finos, además presentan una densidad menor que la del oro y elevada rigidez, estas características permiten realizar prótesis con menor volumen y más ligeras.¹⁷ Sin embargo, su flexibilidad y su resistencia a la tracción es ligeramente inferior a las aleaciones de oro, convirtiéndola en una aleación algo más frágil. Al presentar una dureza elevada, su superficie es difícil de acabar y pulir.¹⁷

Tienen un elevado intervalo de fusión (muy superior al de las aleaciones nobles) que aumenta cuanto más alto es el contenido en cobalto. Estas aleaciones son

biocompatibles y presentan resistencia satisfactoria a la corrosión,¹⁶ el contenido de cromo es en mayor medida el responsable de ello,^{16, 18} además de aportar buenas propiedades mecánicas como la dureza y resiliencia.⁷ El cobalto también contribuye en aumentar la resistencia y a menudo se les añade carbono para fortalecer la aleación.⁴

Estas aleaciones se pueden procesar con técnicas de colado y tecnología CAD/CAM, pudiéndose presentar en pastillas para colar, en forma de bloque o disco para fresar, en polvo para ser sinterizado por láser o en forma de bloque presinterizado para ser fresado en seco y posteriormente sinterizado (Fig.3.1). Su composición va a variar dependiendo de la técnica de confección (tabla 3.1) y esto, va a influir directamente en su microestructura y en sus propiedades mecánicas (tabla 3.2).¹⁹

	Co	Cr	Mo	W	Si	Fe	Ce	C
Colado	61%	26%	6%	5%	1%	0,5%	0,5%	0,02%
Fresado	63,8%	24.8%	5,1%	5,3%	≤1%	–	–	–
Sinterizado por láser	63,8%	24,8%	5%	5,4%	≤1%	–	–	–
Presinterizado	66%	28%	5%	–	<1%	<1%		

Tabla 3.1. Composición de la aleación Cr-Co según presentación y según norma ISO 9693.¹⁹



Fig. 3.1. Aleación de Co-Cr en pastillas para colar, disco para fresar, polvo para sinterizado láser y disco presinterizado.

La presentación en polvo y en bloques presinterizados de Co-Cr son las formas más recientemente incorporadas para la realización de estructuras en prótesis. La presentación de esta aleación en polvo para procesarlo mediante sinterizado láser se consigue mediante la técnica de atomización por gas y consiste en atomizar cobalto-cromo fundido a gotas de un diámetro no mayor de 50 μm con un chorro de gas de nitrógeno o argón a alta presión. Cada una de estas gotas, contiene el mismo porcentaje de todos los componentes de la aleación. El polvo conseguido se separa mediante un proceso de cribado. Esta técnica se realiza repetidas veces hasta conseguir partículas de un diámetro de hasta unas 16 μm .²⁰ Los bloques presinterizados, por su parte, se presentan en una textura similar a la cera (denominado estado de “cuerpo verde”) con las partículas de polvo unidas mediante un aglutinante orgánico.^{21, 22}

	Colado	Fresado	Sinterizado por láser	Presinterizado
Límite de dilatación	480-660MPa	570MPa	790-1.000MPa	450MPa
Resistencia a la tracción	950MPa	970MPa	1.150-1.400MPa	830MPa
Módulo de elasticidad	200GPa	220GPa	210 GPa	200GPa
Dureza Vickers (HV 10)	315	360	360	280
Densidad	8,2 g/cm ³	8,5 g/cm ³	8,5 g/cm ³	8,0 g/cm ³
Coefficiente de expansión térmica	14,1*10-6/K	14,1*10-6/K	14,1*10-6/K	14,5*10-6/K

Tabla 3.2. Algunas de las características físicas, mecánicas y tecnológicas de la aleación de cromo-cobalto para colado, fresado, sinterizado y presinterizado.¹⁹

En este sentido, las aleaciones de Co-Cr para colado presentan una buena resistencia a la corrosión y al desgaste, pero su resistencia y ductilidad no son tan altas debido a su gruesa microestructura y los defectos que pueden ocurrir en la solidificación. Por el contrario, las procesadas mediante CAD/CAM permiten producir microestructuras más homogéneas²³ y refinadas lo que se traduce en una mejora adicional de sus propiedades mecánicas.^{14, 16}

- Aleaciones de base titanio: se utilizan para la fabricación de implantes y en odontología para restauraciones totalmente metálicas, metal-cerámicas y para prótesis removible.

El titanio que se utiliza más frecuentemente para la confección de prótesis es el titanio comercialmente puro. La ASTM (American Society of Testing and Materials) clasifica al titanio en 4 grados (grado I-IV). El titanio grado IV se utiliza para restauraciones sometidas a mayor esfuerzo mecánico, como son las prótesis parciales removibles o las barras sobre implantes, ya que aporta mayor resistencia y se empleará el titanio de grado 2 para restauraciones de prótesis fija como son las coronas individuales y los puentes. Además del titanio puro se pueden emplear alguna de sus aleaciones (Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu, Ti-30Pd). Sus propiedades físicas varían significativamente dependiendo de la aleación. En general, presenta muy buena resistencia a la corrosión y una excelente biocompatibilidad, además de una baja densidad, conductividad térmica y coeficiente de expansión. Como inconvenientes, presenta un bajo módulo de elasticidad, alta temperatura de fusión y dificultad para ser colado ya que necesita equipos especiales en un entorno sin oxígeno.^{4, 7, 12, 24, 25}

3.1.2. Cerámicas

Las cerámicas son aquellos materiales de naturaleza inorgánica, de origen mineral, que se modelan a temperatura ambiente y cuya forma se fija mediante calor.¹⁷ Están formados mayoritariamente por elementos no metálicos, que se obtienen por la acción del calor y cuya estructura final es parcial o totalmente cristalina.²⁶

El término porcelana se utiliza también para denominar a estos materiales, aunque por definición hace referencia a cerámicas de la más alta calidad con menor porosidad, más duras y rígidas y con mejores propiedades ópticas y mecánicas.²⁷

La mayoría de las cerámicas dentales tienen una estructura mixta, es decir, se componen de una matriz vítrea (donde los átomos están desordenados), y en ésta se encuentran inmersas partículas más o menos grandes de minerales cristalizados (donde los átomos se disponen uniformemente). La fase vítrea va a ser la responsable de la estética, mientras que la fase cristalina es la responsable de la resistencia. Por ello, el comportamiento estético y mecánico de las restauraciones depende directamente de su composición.²⁶

Las cerámicas se pueden clasificar según varios aspectos, las clasificaciones más comunes son por su temperatura de sinterización, composición química, técnica de confección y características estructurales:

- Según su **temperatura de sinterización**:

La temperatura de sinterización es aquella en la que la porcelana pasa de un estado polvo a sólido, siendo ésta inferior al punto de fusión de las cerámicas. De esta forma se van a dividir en cuatro grupos:^{28, 29}

- Alta sinterización: por encima de 1.300°C.
- Media sinterización: entre los 1.050 y 1.300°C.
- Baja sinterización: entre 850 y 1.050°C.
- Muy baja sinterización: por debajo de 850°C.

Las cerámicas de alta sinterización son empleadas fundamentalmente para la fabricación de estructuras cerámicas de alta resistencia mediante tecnología CAD/CAM. Estas cerámicas sufren un cambio volumétrico al enfriarse que tiene que ser previamente controlado antes de mecanizarlas. Sin embargo, una vez procesadas son más estables y poseen mejores propiedades mecánicas.

Tanto las cerámicas de media como de baja sinterización son empleadas como cerámicas de recubrimiento. Aportan una mayor estética aunque una menor

resistencia que las anteriores. Tienen una menor temperatura de sinterización ya que al meterlas al horno tienen que procesarse a una temperatura inferior a las estructuras subyacentes para que éstas no se deformen.

Las cerámicas de muy baja sinterización son frágiles y únicamente se emplean como cerámicas de glaseado, para dar brillo y disminuir la porosidad de la restauración.²⁸⁻³⁰

- Según su **composición química**:

A. Cerámicas feldespáticas:

Su característica común es que constan de un componente mayoritario que es el feldespato, en el que se dispersan partículas de cuarzo y en menor proporción partículas de caolín. El feldespato aporta la translucidez de la cerámica, el cuarzo ofrece la fase cristalina, mientras que el caolín da plasticidad y facilita el manejo de la cerámica. A todo esto, se le añaden fundentes para reducir la temperatura de sinterización, pigmentos que modifican la coloración y otros elementos como opacificadores.^{26, 29, 30} Estas cerámicas son empleadas fundamentalmente como recubrimientos (cerámicas feldespáticas convencionales) debido a sus excelentes propiedades ópticas, sin embargo, no se emplean como estructuras ya que no ofrecen la suficiente resistencia.²⁶

Sin embargo, debido a la creciente demanda estética, se han ido desarrollando a lo largo del tiempo cerámicas feldespáticas de alta resistencia²⁶ que ofrecen una combinación de estética y resistencia que permite hacer estructuras con la suficiente resistencia mecánica.

B. Cerámicas aluminosas:

Estas cerámicas surgen al incorporar a las cerámicas feldespáticas, grandes cantidades de óxido de aluminio, reduciendo la proporción de cuarzo.³¹ Estos cristales mejoran sus propiedades mecánicas pero disminuyen las propiedades ópticas ya que cuanto mayor óxido de aluminio, aumenta la opacidad.²⁹ Debido a esto, las cerámicas aluminosas de alta resistencia, actualmente se emplean para la confección de

estructuras que después van a ser recubiertas de cerámicas de recubrimiento (cerámicas aluminosas convencionales con menor cantidad de óxido de aluminio) para lograr una mayor estética.²⁶⁻²⁸

C. Cerámicas circoniosas:

Este grupo se caracteriza por presentar las mejores propiedades mecánicas de todas las cerámicas.³² Están compuestas por óxido de circonio (ZrO_2) también conocido con el nombre de circona.²⁶

La circona puede asumir tres formas cristalográficas (Fig.3.2) dependiendo de la temperatura: monoclinica, tetragonal y cúbica.³² La circona a temperatura ambiente es monoclinica, por lo tanto, para conseguir su estabilidad molecular en la fase tetragonal, se mezcla el óxido de circonio con otros óxidos metálicos como el óxido de magnesio (MgO), de calcio (CaO), de itrio (Y_2O_3) o cerio (CeO_2).³² De todos los materiales cerámicos que contienen óxido de circonio sólo tres están disponibles en el mercado odontológico: la circona estabilizada parcialmente con magnesio, la circona reforzada con alúmina y la circona parcialmente estabilizada con óxido de itrio.³²⁻³⁶ Esta última, contiene un 95% de circona y un 5% de óxido de itrio, también conocida como circona tetragonal policristalina (Y-TZP) y es la combinación más comúnmente empleada en medicina y odontología.³²

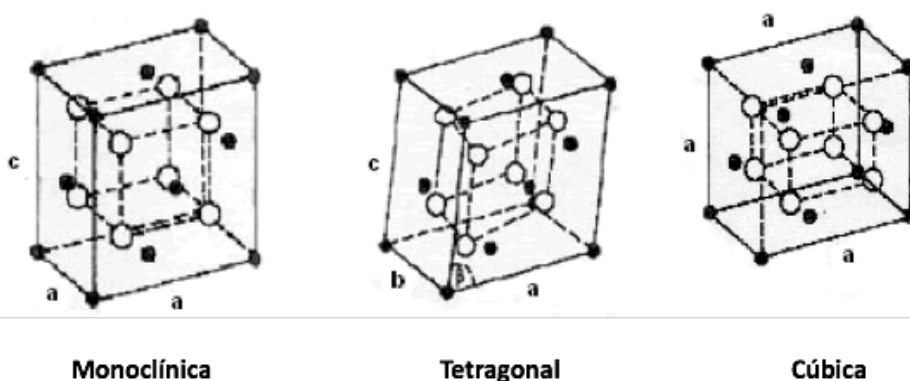


Fig. 3.2. Formas cristalográficas de la circona.

La circona tiene una microestructura totalmente cristalina, y un mecanismo de refuerzo denominado “transformación resistente” descubierto por Garvie y cols.³⁷ en 1975. Este fenómeno consiste en que cuando existe una zona de alto estrés mecánico, la cerámica sufre una transformación en su fase cristalina, pasando de forma tetragonal a monoclinica, esta modificación cristalina es seguida por un aumento de volumen de las partículas, de aproximadamente un 4,5%, capaz de evitar la propagación de la grieta y aumentando localmente la resistencia.^{33, 37} Esto supone que estas cerámicas presenten una resistencia a la tracción de 900-1.200 MPa y una resistencia a la compresión de unos 2.000 MPa, superando con un amplio margen al resto de porcelanas.³⁸

Sin embargo, esta propiedad también presenta desventajas como la degradación a baja temperatura descrita por Kobayashi³⁹ en 1981. Cuando el material está expuesto a humedad con temperaturas ligeramente elevadas, en la superficie comenzará la transformación de fase, dando lugar a una rugosidad superficial con pérdida de algunas partículas y microfisuras, así como, una disminución de la resistencia.^{40, 41} Esto se conoce como el envejecimiento de la circona.³⁶ Además, los tratamientos de superficie, también pueden modificar las propiedades físicas del óxido de circonio, disminuyendo su dureza y su estabilidad a lo largo del tiempo.⁴²⁻⁴⁴

El óxido de circonio es un material de color blanco y muy opaco,⁴⁵ lo que permite ocultar sustratos dentarios oscuros o que presenten postes metálicos.³⁴ Se puede utilizar de forma monolítica⁴⁶⁻⁴⁹ aunque generalmente se utiliza como estructura o núcleo de restauraciones, pudiendo ser coloreados según el color dentario³⁶. Esas estructuras se recubrirán con cerámicas convencionales para poder obtener un mejor resultado estético.⁵⁰ Aún así, si se requiere mucha translucidez en la restauración habrá que recurrir a otras cerámicas.

Las cerámicas circoniosas son el material cerámico más resistente y estable con unas propiedades mecánicas excelentes que le permiten ser usado para la confección de puentes en sectores posteriores.⁵⁰⁻⁵² Además, presenta altas propiedades estéticas,⁵⁰ una excelente biocompatibilidad,⁵³ baja acumulación de placa, así como una baja conductividad térmica.^{32, 36}

- Según la **técnica de confección:**

Se han descrito varias técnicas en función del procesado en el laboratorio:

- Técnica de condensación.
- Sustitución a la cera perdida.
- Tecnología asistida por ordenador o CAD/CAM.

La primera técnica incluye todos los procesos en los que se realiza la condensación de la cerámica previa a la fase de cocción. El conformado de la cerámica se va realizando sobre una base o muñón termo-resistente, que permite su sinterización al colocarlo en los hornos de cocción.²⁶ La condensación puede ser sobre hoja de platino, sobre cofias o muñón refractario.²⁸

La segunda técnica se basa en la fabricación de un patrón de cera o de material calcinable de la restauración que se recubre por un material refractario y posteriormente se transforma mediante técnicas de colado o de inyección por presión⁵⁴ en una estructura cerámica.^{26, 28}

La tecnología CAD/CAM es la técnica más en auge en la actualidad tanto para la confección de estructuras cerámicas como de otros materiales, por lo que se va a explicar con mayor detalle en el apartado de nuevas técnicas de confección de estructuras.

- Según sus **características estructurales:**

Los nuevos materiales compuestos de matriz de resina y alto contenido en cerámica han sido clasificados como “cerámicas” por la Asociación Dental Americana (ADA). Estos materiales no estaban incluidos en las clasificaciones anteriores, por lo que Gracis y cols.⁵⁵ han realizado una nueva clasificación incluyendo estos nuevos materiales y que divide a las cerámicas en tres grupos:

- Cerámicas con matriz vítrea o vitrocerámicas: dentro de este grupo se encuentran las cerámicas feldespáticas, cerámicas sintéticas (base de leucita, disilicato de litio y base fluorapatita) y las cerámicas con infiltrado vítreo.

- Cerámicas policristalinas: su principal característica es una estructura cristalina de grano fino que proporciona la fuerza y la tenacidad a la fractura, pero tiende a tener una translucidez limitada. Dentro de este grupo se encuentran: alúmina, zircona estabilizada, zircona endurecida con alúmina, y alúmina endurecida con zircona (en desarrollo).
- Cerámicas con matriz de resina: matrices de polímero que contienen predominantemente componentes inorgánicos refractarios que pueden incluir porcelanas, vidrios, cerámicas y vitrocerámicas. Este grupo se subdivide en tres: resina nanocerámica (Lava Ultimate), cerámica vítrea en matriz de resina (Vita Enamic) y zircona-sílice en matriz de resina (MZ-100).

3.1.3. Polímeros

Los polímeros son todas aquellas sustancias de naturaleza orgánica, tanto de origen natural como artificial, que se forman por aposición (mediante la reacción de polimerización) de otras moléculas de relativo bajo peso molecular, denominadas monómeros. Las propiedades físicas de los polímeros suelen estar en relación a su peso molecular, por lo tanto, si un mismo polímero es fabricado por dos procedimientos diferentes puede tener comportamiento diferente.¹⁷

Los polímeros de uso odontológico se pueden clasificar según: su origen (animal, vegetal, mineral o artificial), su comportamiento térmico (termoplásticos, termoestables...), su principal característica (rígidos, elastómeros, adhesivos...) o su principal indicación (impresiones, prótesis, obturaciones, adhesivos...)¹⁷.

Actualmente, están surgiendo nuevos materiales poliméricos con diferentes composiciones de matriz y también porcentajes variables de relleno cerámico o de resina, es decir, materiales híbridos. Estos materiales están disponibles como materiales monolíticos para ser procesados con tecnologías CAD/CAM y parecen presentar mejores propiedades que los polimerizados manualmente.⁵⁶

Los polímeros CAD/CAM más frecuentemente utilizados son los de

polimetilmetacrilato (PMMA), de resinas compuesta o de polieteretercetona (PEEK).

Los PAEK (poliariletercetona) son una familia relativamente nueva de polímeros termoplásticos de alta temperatura, consistente en una cadena molecular de anillos aromáticos con uniones tipo cetona y éster. Los dos polímeros más usados de esta familia son el PEEK (polieteretercetona) y el PEKEKK (polietercetonaetercetona).⁵⁷ (Fig. 3.3).

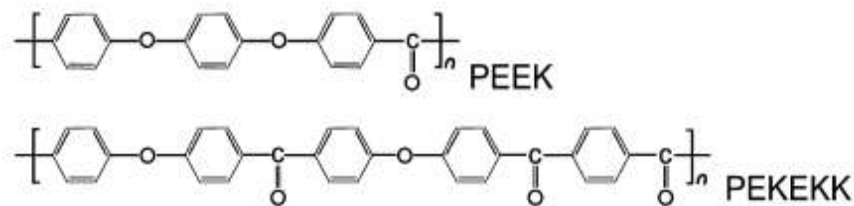


Fig. 3.3. Estructuras químicas de las moléculas de PEEK y PEKEKK.

La estructura química de las cetonas poliaromáticas confiere estabilidad a altas temperaturas (excediendo los 300°C), resistencia a la agresión química y a la radiación, compatibilidad con agentes de refuerzo (como vidrios y fibras de carbono) y una mayor resistencia que muchos metales, por lo que es muy atractivo en aplicaciones industriales como la industria aeronáutica, aeroespacial, automotriz, química y biomédica.⁵⁷⁻⁵⁹

El PEEK es un polímero semicristalino de dos fases, que consta de una fase amorfa y una fase cristalina. Como muchos polímeros semicristalinos, el contenido cristalino del PEEK varía dependiendo de su procesamiento térmico. Puede ser procesado utilizando diferentes técnicas incluyendo vaciado o moldeo por inyección, extrusión y compresión a temperaturas entre 390 y 420°C. A temperatura ambiente, el PEEK está en un estado puro, ya que su temperatura de transición vítrea se produce aproximadamente a 143°C, mientras la temperatura de fusión cristalina se produce alrededor de los 343°C.⁵⁷

Según sea el proceso de polimerización, la proporción entre fase cristalina y amorfa varía. El tamaño real y extensión de los cristales de PEEK depende de variables como la temperatura de procesamiento, el tiempo, la tasa de enfriamiento localizado y cualquier recocido post-producción.⁵⁷ La cuantificación de contenido cristalino y el estudio de la microestructura de PEEK se ha determinado con diferentes técnicas como son el estudio por difracción de rayos X y la calorimetría diferencial de barrido (DSC). Según estas técnicas (basadas en una simplificación de la realidad física en un modelo con dos fases -amorfa y cristalina- totalmente separadas) se ha determinado que la densidad de las fases totalmente cristalinas y amorfas de PEEK es de 1400 y 1265 g/cm³, respectivamente y el calor de fusión de unos 130 J/g.⁵⁷

La estructura de PEEK presenta una excelente resistencia química (a hidrocarburos, ácidos y bases débiles).⁵⁷ Tras la polimerización, es químicamente inerte e insoluble en solventes convencionales, con excepción del ácido sulfúrico al 98%.⁶⁰ Es resistente a la hidrólisis, pero la interfaz entre el polímero y refuerzos, como la fibra de carbono, puede ser vulnerable a entornos fluidos *in vivo*.⁶¹

Boinard y cols.⁶² encontraron pruebas de que la absorción de agua sigue una relación exponencial con el tiempo y puede reducir ligeramente la cristalinidad de PEEK. Zhang y cols.⁶³ muestran que la absorción de líquidos por parte de especímenes de PEEK a remojo durante 30 días representa un 98% de la absorción antes de realizar una prueba mecánica de compresión de carga cíclica a largo plazo. Aunque no encuentran cambios significativos en propiedades mecánicas de flexión tras la exposición en ambiente salino a altas temperaturas. Liebermann y cols.⁵⁶ afirman que el PEEK presenta baja solubilidad y una baja tasa de absorción de agua por lo que puede ser recomendado para restauraciones de larga duración. Por lo tanto, debido al ambiente que deben soportar los materiales compuestos de PEEK para implantes y prótesis, se considera importante tener en cuenta la exposición a fluidos al realizar los test o pruebas biomecánicas.

En cuanto la estabilidad ante la radiación, la esterilización repetida con radiación gamma, no produce cambios significativos en el comportamiento mecánico de PEEK y PEEK con fibra de carbono.⁶⁴ Su degradación térmica ocurre entre la

temperaturas de transición vítrea y la temperatura de fusión.⁵⁷ Basándonos en esto, es evidente que la degradación térmica no es una preocupación durante el uso clínico de los biomateriales de PEEK alrededor de 37°C como es la temperatura corporal.

Además, este biomaterial presenta un excelente comportamiento mecánico, que va a estar influenciado por la velocidad de deformación, la temperatura, el peso molecular, orientación y tamaño de las regiones cristalinas.^{57, 62, 65}

Presenta una óptima estabilidad dimensional y sus valores de resistencia a la flexión son muy altos en comparación a otros materiales plásticos utilizados en odontología, incluso sometidos a cambios de temperatura.⁶⁶ Su resistencia a la fractura puede estar por encima de los 1.300 N.^{67, 68} A pesar de que su estructura molecular es relativamente rígida, el PEEK tiene una considerable ductilidad y se puede acomodar a una gran deformación plástica,⁶⁹ tanto en tensión uniaxial, en compresión⁶⁵ y tensión-deformación cíclica.^{70, 71}

Una de sus principales y mejores propiedades es que presenta un módulo elástico bajo (Young) (3-4 GPa) comparable al hueso cortical humano.^{72, 73} Las propiedades de tensión también son parecidas a las del hueso, esmalte y dentina, lo que hace que sea un material de restauración adecuado en cuanto a las propiedades mecánicas se refiere.⁷⁴

Las propiedades mecánicas comienzan a disminuir a temperaturas por encima de 150°C, esto se debe tener en cuenta en aplicaciones para ingeniería industrial, en cambio, en aplicaciones como biomaterial donde el ambiente térmico esperado es de alrededor de 37°C, el comportamiento elástico del PEEK es relativamente insensible a la temperatura.^{57, 65} Sin embargo, la flexibilidad, el flujo plástico y el comportamiento de fractura están ligeramente afectados por la velocidad de deformación a temperaturas fisiológicas, exhibiendo una mayor sensibilidad a los cambios de temperatura por debajo de la temperatura de transición vítrea que las propiedades elásticas.⁶⁵

Un número de fenómenos termo-mecánicos, incluyendo cambios en la cristalinidad, deformación inducida por calentamiento, decoloración macroscópica, y

ruptura viscoelástica de recuperación inducida, pueden acompañar a una alta velocidad de deformación y a las grandes deformaciones de PEEK asociadas con el impacto.⁶⁵ Las cargas de impacto, por ejemplo, durante la instalación o el contacto de fricción en un reemplazo de la articulación, pueden afectar a la respuesta estructural de los materiales utilizados en esas prótesis.⁶⁹ El comportamiento dinámico de los materiales de PEEK está fuertemente influenciado por la cristalinidad⁷⁵ que a su vez, refleja la historia del procesado térmico del PEEK.⁵⁷

Esta familia de polímeros, además de caracterizarse por su resistencia, es inerte y biocompatible^{76, 77} El PEEK posee una buena interacción biológica, pero una menor bioactividad si lo comparamos con el titanio. Para mejorar la bioactividad y fijación de los implantes de PEEK se han propuesto varios métodos como recubrimientos con hidroxiapatita, con titanio, aumento de la rugosidad superficial y modificaciones químicas.^{58, 78-80}

Como características secundarias, es un material radiotransparente⁵⁷ y opaco con un color generalmente de blanco a gris.⁸¹ Tanto la radiotransparencia como el color pueden considerarse ventajas con respecto a los materiales metálicos, por ejemplo, para su uso en implantes cráneo-maxilofaciales y como material odontológico.

Debido a todas estas propiedades, como se ha ido mencionando, las aplicaciones biomédicas del PEEK son numerosas. En el campo de la traumatología y ortopedia (implantes y prótesis de columna,^{57, 59} prótesis de rodilla, prótesis de cadera, prótesis metacarpo-falángica,⁵⁷ prótesis para defectos craneofaciales⁸²) en cardiología, ingeniería de tejidos⁸³ y en el campo de la odontología.

Las aplicaciones dentales van desde su utilización en ortodoncia (alambres de PEEK), odontología conservadora y restauradora (resinas compuestas de PEEK), implantología (implantes y pilares de cicatrización) y prostodoncia (estructuras de prótesis parcial removible⁸⁴ y obturadores maxilares,⁸² estructuras de prótesis fija dentosoportada e implantosoportada, de sobredentaduras y de prótesis híbridas sobre implantes).^{66, 72, 74}

El procesado de este material puede realizarse mediante dos técnicas diferentes: técnica de prensado y tecnología CAD/CAM. Para el proceso de prensado se presiona el material con un dispositivo especial de prensado al vacío y se utiliza PEEK en gránulos pre-prensados o en forma granular. La otra opción es el uso de tecnología de fresado CAD/CAM, donde se utilizan cartuchos o discos de PEEK prensados industrialmente bajo parámetros estandarizados de presión, temperatura y tiempo.⁶⁸ La técnica de procesado como se ha descrito en los demás materiales puede influir en las propiedades de los mismos, el PEEK fabricado mediante CAD/CAM parece mostrar un menor patrón de deformación y valores más altos de resistencia a la fractura,^{67, 68} aunque no existen aún estudios sobre las propiedades de las restauración a largo plazo.

Aunque presenta un color parecido al beige, no es estético para realizar prótesis de forma monolítica en la zona visible, por lo que un recubrimiento adicional se hace indispensable.⁸¹ Pero la unión de materiales de recubrimiento de resina compuesta supone un desafío debido a la complejidad de la estructura química del PEEK.⁸⁵ Se han utilizado varios tratamientos de superficie (grabado con ácidos, chorreado con partículas abrasivas, aplicación de plasma) y diferentes sistemas adhesivos y recubrimientos para mejorar la adhesión, sin embargo no hay suficiente evidencia científica que justifique la técnica de recubrimiento óptima para el PEEK,^{81, 85-89} así como la mejor técnica de cementado a la superficie dentaria.⁹⁰

3.2. NUEVAS TECNOLOGÍAS DE CONFECCIÓN EN PRÓTESIS FIJA

La odontología siempre se ha caracterizado por la rápida aplicación y asimilación de nuevas tecnologías y materiales que permite su continua evolución, técnica y científica, con el fin de conseguir mejoras tanto en términos de salud como en la funcionalidad, biocompatibilidad, durabilidad y estética de sus tratamientos.

A principios del siglo XX, Taggart introdujo el proceso de colado a presión a la cera perdida en odontología para la confección de coronas y puentes, adaptando el método utilizado entonces en la joyería. Algo más tarde, la técnica de colado por fuerza centrífuga fue desarrollada por Jameson y Cole.^{91, 92} A partir de entonces, la técnica de colado se ha ido perfeccionado a lo largo de los años, desarrollándose diferentes máquinas de colado con distinto mecanismo de actuación, que de manera general las podemos clasificar como máquinas de fuerza centrífuga y de fuerza neumática.^{93, 94} Estos dos tipos de máquinas todavía se siguen utilizando en el laboratorio dental.⁹¹ Además ha habido muchos avances en materiales como en la composición de aleaciones dentales, nuevos dispositivos de fundido y colado,⁹⁵ materiales adaptados como ceras y acrílicos para modelar, tipos de recubrimiento y revestimientos,⁹⁶ con el fin de lograr restauraciones adecuadas, precisas y de calidad.

Aún así, este proceso es muy sensible a la técnica.⁹⁵ Tanto el tipo de procedimiento de colado como variaciones en el tipo de material pueden afectar significativamente a la capacidad de colado de una aleación y afectar a sus propiedades mecánicas. Por ejemplo, el tipo de revestimiento, la temperatura de calcinación y la temperatura de fusión pueden afectar al tamaño de grano, la porosidad, el crecimiento del grano, la microdureza y la rugosidad de la superficie.^{91, 96}

Las técnicas tradicionales para fabricar restauraciones requieren un alto rigor operativo, gran conocimiento de los materiales y una habilidad manual elevada por parte del protésico. De esta forma, poseen ciertas desventajas: requieren gran cantidad de tiempo, desde la toma de impresión en boca, el vaciado de la impresión en escayola, preparación del patrón de cera de la restauración, colocar el revestimiento y finalmente realizar el colado y posterior repasado y pulido, además en todo el proceso

el error humano está siempre latente, y los resultados pueden ser impredecibles debido a la naturaleza de sus procedimientos.^{22, 97}

En un esfuerzo para superar las limitaciones y mejorar los problemas de las técnicas convencionales, la tecnología CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, que traducido al español quiere decir: diseño asistido por ordenador/fabricación asistida por ordenador) se ha introducido de varias formas en la odontología, sobre todo en el campo de la prostodoncia e implantología.⁹⁸

La tecnología CAD/CAM se venía utilizando en varias áreas de la ingeniería desde hace varias décadas, aplicado para situaciones que requieren de una gran precisión y reproducibilidad. A principios de los años 70, Duret aplicó esta técnica al mundo odontológico, sin embargo, el sistema que desarrolló no llegó a ser muy utilizado, probablemente porque fue diseñado demasiado pronto para su aplicación dental debido a la falta de precisión de la digitalización, la potencia del ordenador y los materiales.^{92, 99} Posteriormente, Mörmann y cols., en la década de los 80, desarrollaron el sistema CEREC®, comenzando con la fabricación de inlays cerámicos y popularizando el CAD/CAM en odontología.^{92, 99, 100}

El desarrollo del CAD/CAM tiene el objetivo de mejorar la calidad de los materiales y al mismo tiempo disminuir los costes de producción, al simplificar el método y reducir el tiempo empleado. Las ventajas de esta tecnología se pueden incluir en tres protocolos principales: impresiones digitales,¹⁰¹⁻¹⁰³ modelos digitales, y articuladores virtuales y arco facial.^{98, 104-107} (Tabla 3.3).

Como resumen de sus principales ventajas: van a permitir elaborar restauraciones dentales de alta precisión ya que son procedimientos muy controlados y automatizados, ahorrar tiempo, eliminar distorsiones inherentes al método tradicional e incrementar la eficiencia del procesado en el laboratorio. No obstante, sus inconvenientes son los altos costes de los sistemas y la necesidad de aprendizaje y entrenamiento por parte del clínico y técnico.^{34, 49, 99, 108}

<p>Impresiones digitales</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Eliminación de pasos que aumentan el tiempo de trabajo: selección de la cubeta, preparación del material, desinfección y envío al laboratorio y mayor ahorro en envíos y materiales. - Los datos procesados pueden ser almacenados y utilizados posteriormente. - Eliminación de problemas asociados con la toma de impresión con materiales convencionales (problemas de las propiedades de los mismos, inapropiado manejo de los tejidos blandos, incorrecta selección de la cubeta, distorsión de la impresión antes del vaciado y debida a la toma de impresión). - Mayor comodidad para el paciente (rapidez y eliminación del reflejo de náusea). - La visión en un ordenador permite al clínico revisar las preparaciones y realizar cambios y/o repetir la impresión.
<p>Modelos digitales</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Eliminación de la contracción de polimerización de la impresión, desinfección, mezcla al vacío, vaciado, espera para el fraguado de la escayola, contracción de la escayola y tiempo para zocalado y recortado. - Los modelos se obtienen digitalmente sin necesidad de fabricar un modelo físico. - La restauración definitiva se diseña en el ordenador mediante la prescripción digital.
<p>Articulador y arco facial digital</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Disminución de la incomodidad producida por el arco facial y ahorro de tiempo al no utilizarlo. - Eliminación de la toma de registros interoclusales, realizando un escaneado directo de la boca y un montaje de los modelos digital. - Eliminación de los problemas asociados al articulador como tiempo de montaje del modelo superior y después del inferior y limpieza del mismo. - Posibilidad de simular un articulador totalmente ajustable.

Tabla 3.3. Ventajas de la tecnología CAD/CAM.

Los sistemas CAD/CAM se componen de tres elementos principales: **(1)** Adquisición de los datos o digitalización, **(2)** Procesado de los datos y diseño y **(3)** Fabricación.^{92, 98}

(1) La adquisición de datos, se realiza a través de un escáner que registra tridimensionalmente los datos de la zona de la preparación, la zona adyacente y opuesta. El escáner puede ser óptico o mecánico^{109, 110} y la exploración puede ser extraoral (en un modelo de escayola generado tras realizar una impresión convencional) o intraoral (en la que una cámara capta directamente la imagen de la preparación, sin necesidad de tomar las impresiones convencionales). De la precisión y fiabilidad de los datos escaneados, va a depender en gran parte el éxito del resultado final. **(2)** Estos datos se transfieren a un ordenador donde con un software específico se procesan con el fin de diseñar restauraciones virtuales en un modelo de trabajo virtual y calcular los parámetros de trabajo. **(3)** Finalmente, un dispositivo informatizado o de control numérico (CNC) fabrica la estructura o la restauración completa a partir del material restaurador según el diseño realizado y con la técnica seleccionada.^{98, 99, 111-114}

Los sistemas CAD/CAM se pueden clasificar en sistemas **abiertos** y **cerrados** dependiendo del intercambio de datos. Los sistemas cerrados ofrecen todos los procedimientos CAD/CAM, incluyendo la adquisición de datos, diseño virtual, y la fabricación de la restauración de la misma compañía. Además, todos los pasos están integrados en un solo sistema, y no hay intercambiabilidad entre diferentes sistemas de otras compañías. Los sistemas abiertos permiten la adopción de los datos digitales originales por el software de CAD y dispositivos CAM de diferentes empresas.⁹⁸ Mientras que en el pasado la digitalización, el diseño y la fabricación se realizaba con un sistema cerrado (por ejemplo CEREC®), cada vez más la tecnología se está abriendo y los componentes de un sistema CAD/CAM pueden adquirirse por separado. De esta forma, se abre el acceso a una gama mucho más amplia de técnicas de fabricación pudiendo utilizar la más adecuada según el material seleccionado.^{92, 114}

Según su técnica de confección, se pueden clasificar en **procesos de fabricación sustractivos** y **procesos de fabricación aditivos**.

La **tecnología sustractiva o de fresado o mecanizado** se basa en procesos en los que las máquinas con herramientas motorizadas, tales como sierras, tornos, fresadoras y taladros, se utilizan para cortar grandes bloques sólidos mecánicamente y lograr la geometría deseada con todos los pasos controlados por un programa de ordenador.^{92, 98} Las unidades de fresado se pueden dividir de dos formas: según el fresado sea en ambiente seco o húmedo y según su número de ejes (tres, cuatro o cinco ejes).⁹⁸ Estas tecnologías, han alcanzado un alto grado de sofisticación con nuevas técnicas como el mecanizado de descarga eléctrica, mecanizado electroquímico, mecanizado por haz de electrones, mecanizado fotoquímico y el mecanizado por ultrasonidos.^{92, 115, 116}

Se ha demostrado que mediante el uso de este método, el tiempo total de producción se reduce considerablemente y que modelos complejos, que de otro modo son difíciles o imposibles de realizar por los procedimientos dentales convencionales se podrían construir fácilmente.⁹² Por tanto, la principal ventaja de este tipo de fabricación es la habilidad para crear detalles finos tales como muescas, huecos, y geometrías internas complejas⁹² con prácticamente la ausencia de imperfecciones.

Sus principales inconvenientes son que requiere maquinaria costosa, el tiempo de trabajo, el desgaste que sufren los equipos y la gran cantidad de material residual y no recuperable.¹¹⁷ Además, no se presta fácilmente a la producción en masa, como de coronas y puentes, ya que sólo una parte se puede mecanizar en un momento dado.⁹²

La mayoría de materiales de uso odontológico están disponibles para ser mecanizados, lo que supone un beneficio frente a las demás tecnologías CAD/CAM:⁹⁸

- Cerámicas: pueden presentarse en bloques completamente sinterizados, presinterizados (o en “cuerpo verde”, los cuales necesitarán un proceso de sinterización final) o en forma de polvo para su procesado mediante prensado isostático en frío, fresado y sinterización final.¹¹⁸ Dentro de este grupo se incluyen materiales como disilicato de litio (por ejemplo e.max CAD; para estructuras y cofias, coronas, inlays, onlays, puentes anteriores y carillas), circona (para estructuras y cofias, coronas, puentes, inlays, onlays y pilares sobre implantes), feldespáticas (por ejemplo

IPS Empress CAD; para coronas, inlays, onlays y carillas), cerámicas feldespáticas reforzadas con resina (por ejemplo Vita Enamic y Lava Ultimate; para coronas, inlays, onlays y carillas) y circonita reforzada con disilicato de litio (por ejemplo Celtra DUO o Vita Suprinity; para coronas, inlays, onlays y carillas).

- Metales: presentados en estado duro o blando (presinterizado, como nueva tecnología que se desarrollará al final de este apartado) como aleaciones de Co-Cr (para estructuras y cofias de coronas y puentes y prótesis sobre implantes) y titanio (estructuras, barras y pilares sobre implantes).

- Polímeros: como polimetilmetacrilato o PMMA (para restauraciones provisionales, patrones calcinables, férulas, prótesis completas, férulas de verificación de prótesis), poliuretano (para modelos), PEEK (estructuras de prótesis removibles, coronas, puentes, pilares y prótesis sobre implantes).

- Ceras: para patrones calcinables y encerados diagnósticos.

- Resinas Compuestas: para coronas, inlays, onlays y carillas

La **tecnología aditiva** o procesos de fabricación aditivos empezaron a ser utilizados en la década de los 80 para la fabricación de prototipos, modelos y patrones de colado. Por lo tanto, tiene sus orígenes en el prototipado rápido (RP), que es el nombre dado a la producción rápida de modelos que utilizan la fabricación aditiva por capas.^{92, 119, 120}

La fabricación aditiva se define por la Sociedad Americana para Pruebas y Materiales (ASTM) como: el proceso de unir materiales para hacer objetos a partir de datos de un modelo 3D, por lo general una capa sobre otra, a diferencia de metodologías de fabricación sustractivas.⁹² El proceso funciona mediante la selección de un archivo 3D, de un diseño CAD finalizado, que se segmenta en una serie de secciones transversales. A continuación, cada capa se imprime una encima de la otra para crear el objeto 3D. Para cada milímetro de material, hay 5-20 capas de material (polvo o líquido) que la máquina ha depositado y que se fusionan para crear la

forma final. Esto es seguido por un refinamiento para eliminar el exceso de material y el bastidor de soporte.^{92, 98}

La gran ventaja de este proceso es que no hay residuos⁹² y el principal problema con este tipo de fabricación es que puede causar diferencias en la producción modelo final debido a la contracción durante la construcción, postcurado, y el espesor mínimo de las capas.⁹⁸

El desarrollo de esta tecnología esta siendo muy rápido y continuamente surgen nuevos avances y aplicaciones, existiendo una enorme variedad de procesos de fabricación aditiva que podemos utilizar como son: la estereolitografía (SLA), el modelado por deposición fundida (FDM), la fusión selectiva por haz de electrones selectiva (SEBM), unión de polvo a base de láser (en inglés, laser powder forming) e impresión 3D.

- La **estereolitografía** (SLA) se define como un método para la fabricación de objetos sólidos mediante la impresión sucesiva de capas delgadas, de un material fotocurable por radiación ultravioleta, una encima de la otra.^{119, 121} Los modelos SLA comenzaron a ser utilizados para la planificación de procedimientos quirúrgicos y como un medio para la construcción de implantes personalizados, como craneoplastias y recubrimientos orbitales.^{92, 115, 122} Actualmente, se usa de forma rutinaria para producir guías quirúrgicas para la colocación de implantes dentales,¹²¹ férulas oclusales¹¹⁴ y se está ampliando gradualmente para la fabricación de coronas y puentes provisionales y modelos de resina para realizar la técnica de colado a la cera perdida.^{92, 119, 123, 124}

- El **modelado por deposición fundida** (FDM) comprende varias técnicas que incluyen la fabricación de filamentos fusionados. Se basan, en general, en el principio de construcción por capas, donde un alambre de metal o un filamento termoplástico se desenrollan de una bobina y son extruidos a través de la boquilla calentada que va fusionando el material formando capas, las cuales solidifican rápidamente, y se puede mover en varias direcciones por control mediante un software.^{92, 125} Esta tecnología todavía esta siendo estudiada para su uso en odontología, pero ya se está aplicando en la ingeniería de tejidos e impresión de órganos.^{126, 127}

- La **fusión selectiva por haz electrones** (SEBM) consiste en la fusión de polvo de metal capa por capa con un haz de electrones en un ambiente de vacío para la conformación de estructuras o piezas. La corriente de electrones se crea mediante el calentamiento de un filamento de tungsteno y el haz es dirigido utilizando un campo magnético. Debido a que utiliza electrones en lugar de luz, la energía del haz es muy alta. En consecuencia, a diferencia de algunas técnicas de sinterización de metal, las piezas son completamente densas, libre de huecos, y extremadamente resistentes. Esta tecnología ya ha encontrado una amplia aplicación en ortopedia y cirugía maxilofacial para la construcción de implantes personalizados. Uno de los principales atractivos es la capacidad de crear estructuras altamente porosas en una gama de aleaciones incluyendo el titanio y Co-Cr,^{128, 129} aunque se limita solo al procesado de estos metales.¹³⁰ El beneficio potencial de las estructuras de malla o porosas es que las propiedades mecánicas se pueden adaptar para ajustarse más estrechamente a las del hueso. Además, la estructura porosa permite el crecimiento interno de hueso y proporciona una mejor fijación de los implantes. La precisión de SEBM está en un intervalo de 0,3 hasta 0,4 mm y el acabado de la superficie tiende a ser áspero. Esto puede ser adecuado para la fabricación de implantes o estructuras más grandes, tal como se utiliza en la reconstrucción ortopédica y maxilofacial, pero no sería lo suficientemente bueno para hacer estructuras de coronas y puentes.^{92, 128, 130}

- El **inkjet printing o impresión 3D** se basa en la utilización de impresoras de inyección en las que la “tinta” puede ser un material en forma de polvo o líquido que es dispensado de un recipiente por varios métodos, que incluyen presión, calor o vibración. Un rodillo lo distribuye y comprime y dependiendo del material, la formación de capas se realizará por secado, calor, luz ultravioleta o por reacción química con adhesivo o aglutinante depositado por encima, hasta la conformación completa del objeto.^{92, 125} Esta tecnología se está aplicando también para la ingeniería de tejidos, impresión de órganos y prótesis faciales, en el campo odontológico se están utilizando polímeros para la confección de modelos, guías quirúrgicas, protectores bucales, aparatos para apnea del sueño⁹² y cerámicas para realización de coronas y carillas.^{131, 132}

Por último, la fabricación aditiva a base de láser, como la **fusión selectiva por**

láser (en inglés, selective laser melting, SLM) y **sinterización selectiva por láser** (en inglés, selective laser sintering, SLS)⁹² se está desarrollando y extendiendo rápidamente en muchas industrias como la aeroespacial, automovilística, ingeniería biológica y en odontología,¹³³ especialmente en prostodoncia e implantología.

La sinterización selectiva por láser fue introducida por Deckard y Beaman como consecuencia de las exigencias de mejora continua en la calidad los materiales y en la forma en que son procesados.¹³⁴ Se lleva a cabo dirigiendo un láser de fibra óptica y de alta potencia (como el láser de dióxido de carbono o iterbio) a un sustrato que consiste en una fina capa de polvo. Donde el haz del rayo láser golpea el polvo se crea una zona de fusión o sinterización de las partículas, de esta forma se van creando capas muy finas (0,02-0,06 mm) hasta completar la pieza.^{92, 108, 134-140} Todo el proceso de sinterización se realiza en una atmósfera controlada de nitrógeno libre de oxígeno para evitar la formación de óxidos y otras impurezas²⁰ y puede ser de fusión completa, fusión parcial, o sinterización en fase líquida, hasta se puede lograr esencialmente una densidad de 100% dependiendo del material.¹³⁷

Esta tecnología ha generalizado su uso debido a su alta precisión, siendo posible crear piezas de pequeño volumen y permitiendo crear geometrías muy complejas, a partir ficheros CAD digitales como se ha explicado en las técnicas aditivas.^{92, 134} Además, permite fabricar varias piezas al mismo tiempo, aumentando la productividad.^{92, 137}

La terminología utilizada puede ser algo confusa, especialmente en lo que todavía está en desarrollo y no existe un acuerdo común sobre la manera de diferenciar claramente entre las diversas técnicas. Cuando el procesamiento es de polímeros y cerámicas generalmente se utiliza sinterización selectiva por láser mientras que para metales los términos utilizados son fusión selectiva por láser (SLM) o metal directo sinterizado por láser (direct metal laser sintering, DMLS).

En comparación con otros métodos de fabricación aditiva, el SLS y SLM pueden utilizar una amplia gama de materiales en polvo disponibles comercialmente. Estos incluyen:

03. INTRODUCCIÓN

- Polímeros como poliamidas o polietileno (para realización de prótesis faciales,¹²² ingeniería tisular y ósea,¹⁴¹ vehículos para la administración de fármacos,⁹² modelos dentales¹⁴²).
- Polvos de metal que incluyen acero, titanio, aleaciones de titanio y aleaciones de Co-Cr (aplicados para la realización de implantes óseos en ortopedia¹³⁰ e implantes dentales,^{134, 143} estructuras de coronas y puentes,^{23, 97, 135, 137, 138, 144-149} estructuras de prótesis parcial removible¹⁵⁰ y pernos o postes¹⁴⁰).
- Polvos de cerámica feldespáticas y circoniosas (regeneración ósea,⁹² restauraciones como coronas y puentes están todavía en investigación^{92, 131}).

Recientemente, ha surgido una nueva técnica CAD/CAM en el mundo de la odontología, la cual permite el mecanizado de una aleación metálica como es el cobalto-cromo en un estado presinterizado. Esta estrategia de procesado se encuentra dentro de las técnicas sustractivas y se utilizaba comúnmente para cerámicas circoniosas. El material de circona en bruto se suministra como “circona parcialmente sinterizada”, mientras que el material de Co-Cr en bruto se presenta en un estado llamado “cuerpo verde”. Los cuerpos verdes son aquellos en los que las partículas de polvo se mantienen unidas por un aglutinante orgánico, es decir aún no se han desaglutinado (respecto a una pieza parcialmente sinterizada).¹⁵¹

El proceso de fabricación consiste en, una vez diseñada la estructura, realizar el mecanizado del material presinterizado o “cuerpo verde” de Co-Cr y posteriormente se sinteriza en un horno especial a alta temperatura en una atmósfera protegida de gas argón. Durante el proceso de sinterización los aglutinantes orgánicos se queman y las partículas de polvo metálico son sinterizadas. Esto reduce la restauración al tamaño pre-calculado final (la contracción volumétrica es de aproximadamente un 11%).^{151, 152}

Como ventajas, podemos reseñar que permite el mecanizado con fresadoras pequeñas en laboratorios dentales, en contraposición a los grandes centros de mecanizado, debido a su consistencia blanda. Esa consistencia, facilita el fresado reduciendo el estrés de las máquinas, evita el desgaste de los instrumentos de corte aumentando su vida útil y reduce el tiempo de procesado en comparación con el

requerido para bloques de metal duro.¹³⁸ Además, debido a que el proceso de sinterización se realiza bajo un gas protector, no presenta capa de oxidación o es mínima, esto reduce el tiempo del proceso de acabado.¹⁵¹

La técnica de mecanizado que se utiliza es en seco, ya que, debido a la naturaleza suave del material, se genera sólo una cantidad relativamente pequeña de calor durante el fresado. Por lo tanto, hay menos riesgo de contaminación de los materiales, dado que este método no requiere refrigeración por agua.¹³⁸

3.3. DISEÑO DE ESTRUCTURAS EN PRÓTESIS FIJA DENTOSOPORTADA

La planificación de la realización de una prótesis fija requiere la valoración de varios factores que se deben tener en cuenta, como son la selección de los dientes pilares (número, distribución, localización y preparación), el material y técnica de confección a utilizar y el diseño protésico a realizar.^{153, 154}

El diseño de las restauraciones fijas utilizadas para reponer una parte o la totalidad de las piezas dentarias va influir directamente en su comportamiento tanto funcional como estético. Connaert y cols.¹⁵⁵ en un estudio a 7 años con prótesis metal-cerámicas, encontraron que un 23,1% de los fracasos registrados eran debidos a un mal diseño de las cofias, un 13,4%, a un grosor inadecuado de la estructura y un 13,4% a una combinación de mal diseño de la estructura y ajuste oclusal incorrecto.

Cuando se realizan prótesis parciales fijas se debe asegurar también la estabilidad en las áreas de unión que van a ser los conectores entre los pilares del puente y los púnticos, mediante el diseño de la estructura y un adecuado grosor de la misma. Las dimensiones del conector dependen de las propiedades físicas del material.¹⁵⁶ Pero, también se deben considerar las fuerzas oclusales que actúan en la cavidad oral. Las fuerzas masticatorias en la región posterior difieren de la carga de la zona anterior, por lo tanto las dimensiones de los conectores también pueden mostrar algunas diferencias.^{157, 158} Para los puentes en zonas posteriores se requiere una mayor resistencia a la fractura ya que van a soportar mayores fuerzas oclusales y abarcar mayor longitud.¹⁵⁹ Además, la altura del conector es más limitada en estas áreas debido a un menor espacio interoclusal y a que el tamaño de las coronas clínicas de los molares es menor.^{159, 160}

Varios estudios *in vitro* han demostrado que la zona del conector en las prótesis parciales fijas soporta las fuerzas de tensión y cizallamiento más altas.¹⁶¹⁻¹⁶³ Por lo que podemos deducir, que la resistencia clínica a la fractura de las prótesis parciales fijas está relacionada con el tamaño, la forma y la posición de los conectores y con la extensión del púntico. La base para el diseño adecuado de los conectores y del púntico

es la ley de los haces: la deflexión de un haz aumenta como el cubo de su longitud, es inversamente proporcional a su anchura y al cubo de su altura.³⁴

En las restauraciones metal-cerámicas, el grosor mínimo de la estructura metálica, después del acabado, debe ser de al menos 0,3 mm para coronas individuales y algo mayor, de al menos 0,5 mm para coronas pilares en estructuras de puentes cuando se utilizan aleaciones no nobles. Si la aleación seleccionada es noble el grosor no puede ser menor de 0,5 mm, esto está relacionado directamente con el módulo elástico de la aleación, cuanto mayor sea el módulo, menor grosor podrá tener la cofia sin ver disminuida su resistencia a la flexión.^{156, 164}

Además, deberán permitir siempre un grosor de capa uniforme de la porcelana de recubrimiento. Para lograr un color uniforme del recubrimiento, el grosor de capa del revestimiento cerámico no deberá ser menor de 0,8 mm o mayor de 2,0 mm. Si este grosor de capa no es posible en el área marginal de la corona, debido al riesgo de sobrecontorneado, el opaquer se debe cubrir con una capa de porcelana de al menos 0,25 mm.¹⁶⁴ Cualquier área que presente grosores inferiores se podrá deformar durante la cocción de la porcelana, por ello habrá que controlar muy bien el grosor de las estructuras no solo a nivel marginal, si no en toda su superficie. Solo si la estructura es lo suficientemente estable, es posible la aplicación de la porcelana de recubrimiento. Si por el contrario, el diseño de la estructura es incorrecto y los grosores de las paredes insuficientes, el cargado de la cerámica de recubrimiento puede causar una distorsión en la aleación de la estructura y, finalmente, un ajuste erróneo.¹⁵⁶

Las dimensiones mínimas recomendadas para los conectores son de 2,5 mm de altura y 2,5 mm de anchura, lo que da lugar a un área de superficie de 6,25 mm².^{165, 166} Estas dimensiones se pueden alcanzar tanto en sectores anteriores como en posteriores.

En las restauraciones totalmente cerámicas, el diseño de la estructura y sus dimensiones mínimas va a depender principalmente del tipo de cerámica utilizada.¹⁶⁷ De forma general, la cofias cerámicas de circona deben presentar un grosor mínimo de

entre 0,4-0,5 a 0,7 mm.¹⁶⁸⁻¹⁷⁰ El grosor total recomendado incluyendo la cerámica de recubrimiento es de 1,5 mm.¹⁷¹

El grosor de la cerámica de recubrimiento es importante ya que está relacionado con la resistencia, la distribución de las tensiones y el tipo de fractura¹⁷²⁻¹⁷⁷ Lawn y cols.¹⁷¹ sugieren que un ratio de 1:1 entre el grosor núcleo y cerámica de recubrimiento puede proveer una resistencia razonable, adecuada estética y tolerancia de fabricación. El grosor del núcleo o estructura también es fundamental ya que su rigidez y módulo de elasticidad van a influenciar directamente a la resistencia a la fractura.^{172, 173, 177, 178} La circonia es más resistente, dura y flexible que la alúmina,^{172, 173} por ello, las porcelanas de óxido de circonio son las más indicadas para prótesis parcial fija en sectores posteriores y tramos largos.^{34, 50} Las cofias de circonia deben ser diseñadas para intentar minimizar las tensiones por carga de la porcelana de recubrimiento, con un buen soporte y diseño anatómico.^{168, 169, 179}

Las dimensiones recomendadas para los conectores son las que conformen un área de de 6-9 mm².^{34, 180-185} En sectores anteriores estas dimensiones se pueden reducir hasta áreas de 5 mm².¹⁸⁶ Cuanto mayor sea el número de unidades mayor tiene que ser el área del conector.^{36, 187} Aunque varios estudios confirman que una reducción del tamaño de los conectores aumenta la tensión y el riesgo de fractura, por lo que su diseño es de máxima importancia en la supervivencia de las prótesis parciales cerámicas.^{49, 51, 184, 187-189}

En las restauraciones para prótesis fija realizadas con polímeros de alta resistencia como el PEEK, el diseño de la estructura va a depender de las instrucciones del fabricante ya que no existen todavía suficientes estudios científicos publicados que confirmen las dimensiones adecuadas.

Según los fabricantes, el grosor de las estructuras debe ser de mínimo 0,7 a 1 mm. Solo se recomienda para prótesis parcial fija de tres unidades y las dimensiones de los conectores varían según la zona, en el sector anterior deben ser mínimo de 9 mm² y en sectores posteriores de al menos 16 mm².

Todavía no existe un consenso sobre el material que se debe emplear para el

recubrimiento y cuál es el mejor mecanismo de unión, aunque las resinas compuestas parecen el material indicado.^{74, 81, 86}

En algunas ocasiones, la disposición de los pilares dentarios puede no ser la ideal para el diseño de una prótesis parcial fija y es necesario optar por tipos de estructuras con extensiones o cantilever como opción de tratamiento.¹⁹⁰ Para diseñar adecuadamente este tipo de prótesis, es necesario comprender el comportamiento biomecánico cuando las prótesis fijas con cantilever están sometidas a cargas oclusales. Las cargas excesivas en el cantilever pueden provocar fracturas de los materiales restauradores, pérdida de retención, reabsorción ósea e incluso fractura de los dientes pilares.^{153, 191-195}

Sin embargo, además de la biomecánica y de conseguir una retención suficiente,^{153, 191, 193-195} la vitalidad de los dientes pilares parece también suponer un factor crucial para el éxito de las prótesis fijas con cantilever según el estudio retrospectivo realizado por Rehmann y cols.¹⁹⁶

Palmqvist y Swartz¹⁹⁷ examinaron prótesis fijas con cantilever y no encontraron ninguna influencia negativa en el cantilever, mientras Shackleton y cols.¹⁹⁸ postulan que a mayor longitud del cantilever existe un mayor riesgo de fracaso tras examinar la supervivencia de prótesis con diferentes longitudes de cantilever.

Tras valorar estos factores, habrá que seleccionar bien el caso y tener en cuenta que las zonas donde se produce una mayor estrés son los conectores.¹⁵⁶ La mayor zona de estrés se da en las prótesis con cantilever distal y las fracturas suelen ocurrir en el retenedor más distal.^{154, 199}

La evidencia sobre el riesgo de fracaso de las prótesis fijas con cantilever es controvertida al compararla con la prótesis fija convencional. Para algunos autores la tasa de supervivencia de las prótesis con cantilever es menor y con complicaciones^{154, 190} pero otros demuestran una supervivencia parecida.^{195-197, 200}

A pesar de esto, la literatura indica que las restauraciones metal-cerámicas con cantilever pueden ser utilizadas eficazmente como opción de tratamiento en sectores

03. INTRODUCCIÓN

posteriores,¹⁹⁰ utilizando aleaciones no nobles¹⁵⁶ y para reponer un diente con al menos dos dientes pilares.^{154, 201} Con respecto a prótesis fijas cerámicas con cantilever, no existen muchos estudios disponibles. Los resultados iniciales *in vitro* muestran una baja resistencia a la fractura de prótesis de circonita con cantilever^{202, 203} por lo que se recomienda utilizarlas con precaución en sectores posteriores. Sin embargo, los estudios *in vivo* muestran mejores resultados con mínimas complicaciones.^{195, 200, 204}

3.4. SELLADO MARGINAL

El sellado o ajuste marginal en prótesis fija se define como la exactitud con la que una restauración encaja sobre una línea de terminación, previamente tallada por medio de un instrumento rotatorio diamantado de alta velocidad, en la porción cervical de la corona dentaria.^{7, 205}

El ajuste marginal, además de la resistencia a la fractura y la estética, es un factor crucial para el éxito a largo plazo de las restauraciones.^{3, 7, 205-207} La falta de un adecuado sellado marginal puede dar lugar a un serie de consecuencias que pueden aparecer aisladas o combinadas y que se clasifican en biológicas, mecánicas y estéticas.⁷

Las consecuencias **biológicas** ocurren debido a la acumulación de biofilm bacteriano en la zona de la interfase de las restauraciones, por la disolución del cemento por contacto con la saliva. Esto provoca una microfiltración bacteriana que va a afectar a los tejidos dentarios apareciendo caries, pulpitis, necrosis e incluso fractura del diente restaurado. También los tejidos periodontales van a verse afectados debido a un aumento del índice de placa y cambios en su composición, aparición de gingivitis, recesiones gingivales y bolsas periodontales o pérdida del hueso alveolar, desarrollándose enfermedad periodontal.^{7, 208-213}

Las consecuencias **mecánicas** van a afectar a la integridad, retención y durabilidad de las restauraciones. Se basan en que cuanto mayor sea el contacto entre la superficie interna de la restauración y el diente, mayor será la retención. Por tanto, cuando existen discrepancias marginales las descementaciones son más frecuentes, aumenta el riesgo de fractura y disminuye su longevidad.⁷

Tanto las consecuencias biológicas como las mecánicas provocan alteraciones en la **estética**, afectando al aspecto del paciente sobre todo si ocurren en el sector anterior.⁷

El ajuste interno y marginal, por tanto, son factores críticos para la evaluación de la calidad de las restauraciones fijas. La existencia de desajustes va a provocar una

serie de alteraciones anteriormente descritas que van a desembocar con el paso del tiempo en un fracaso del tratamiento. Por ello, es crucial que la interfase sea mínima.

A pesar de que el ajuste marginal lleva siendo objeto de estudio durante décadas, la terminología para describir este concepto varía ampliamente en la literatura, esto dificulta la realización de comparaciones entre diferentes estudios e investigadores.

Holmes y cols.²¹⁴ exponen que el ajuste de una restauración se define mejor en términos de desajuste, midiendo en varios puntos entre el contorno de la corona y el margen dentario (Fig. 3.4):

- Desajuste interno: la medida perpendicular desde la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación.
- Desajuste marginal o externo: la distancia perpendicular entre la restauración y la preparación a nivel del margen.
- Discrepancia marginal vertical: la distancia entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial de la preparación medida paralelamente a la vía de inserción de la restauración.
- Discrepancia marginal horizontal: la distancia entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial de la preparación medida perpendicularmente a la vía de inserción de la restauración.
- Margen sobrecontorneado: La distancia perpendicular desde el desajuste marginal al margen de la restauración, es decir, la distancia que rebase la restauración a la línea de terminación.
- Margen infracontorneado: Es la distancia perpendicular desde el ajuste marginal al ángulo cavosuperficial del diente. En este caso el diente sobrepasa a la restauración.
- Discrepancia marginal absoluta: La combinación angular del desajuste marginal y el error en extensión (sobrecontorneado o infracontorneado).

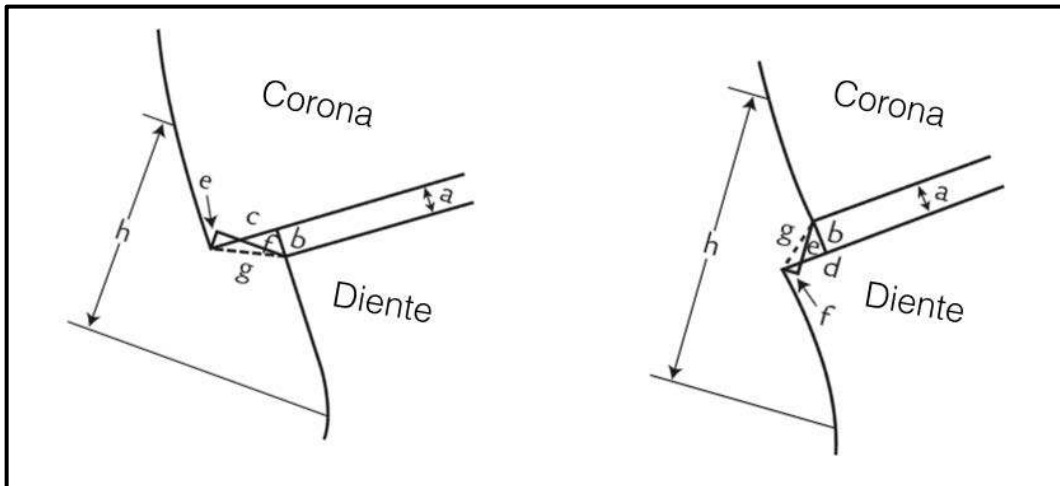


Fig. 3.4. Desajuste Marginal (Holmes y cols.). a) Desajuste interno; b) Desajuste marginal o externo; c) Margen sobrecontorneado; d) Margen infracontorneado; e) Discrepancia marginal vertical; f) Discrepancia marginal horizontal; g) Discrepancia marginal absoluta; h) Discrepancia de asiento.

El ajuste perfecto ocurrirá cuando el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial del diente coincidan.

Aunque esta definición resume detalladamente el desajuste marginal, según Groten y cols.^{215, 216} la complejidad de la morfología del espacio marginal, los defectos que presentan las preparaciones de estudio y la multitud de variaciones en las mediciones complican la medición del ajuste marginal. Además, otro factor importante que va a influir de manera significativa en la discrepancia marginal es el cementado.²¹⁷⁻²¹⁹

En la literatura, tampoco existe un acuerdo en cuanto al valor de desajuste máximo permitido que asegure un mayor éxito a largo plazo de una prótesis fija. McLean y von Fraunhofer²²⁰ en 1971, realizaron un estudio en el que tras analizar mil coronas durante cinco años, consideraron clínicamente aceptable una discrepancia marginal inferior a 120 μm y que los desajustes menores de 80 μm eran difíciles de detectar de forma clínica. La mayoría de los investigadores aceptan una medida de entre 100-120 μm como clínicamente aceptable.^{7, 48, 218, 221-232}

Kashani y cols.²³³ en 1981 consideraron que las discrepancias que superasen los 100 μm eran inaceptables. Posteriormente, Blackman y cols.²³⁴ en 1992 afirmaron que un desajuste aceptable sería de aproximadamente 50 μm . La especificación número 8 de la Asociación Dental Americana (A.D.A.) establece que el espesor de la capa de cemento para una corona no debe ser mayor a 25 μm cuando se usa un cemento tipo I (grano fino), ni de 40 μm si se emplea un cemento tipo II (grano medio).²³⁵ Christensen señaló que discrepancias marginales de 39 μm o mayores visibles en superficies accesibles eran inaceptables.²³⁶ Otros estudios que han examinado el ajuste marginal han demostrado que estos valores raramente se consiguen.^{237, 238} Sin embargo, los estudios más recientes que además combinan nuevas tecnologías si están obteniendo valores de desajuste menores de 100 μm , tanto para restauraciones metal-cerámicas,^{117, 139, 239-242} como totalmente cerámicas.^{224, 226, 243-246}

3.4.1. Factores que influyen en el ajuste marginal de las restauraciones de prótesis fija

Existen múltiples factores que van a influir en el ajuste marginal de una restauración fija, entre los que podemos destacar principalmente, la configuración de la preparación dentaria, la selección del agente cementante y técnica de cementado y la técnica de confección de la restauración.

- Configuración de la preparación y el margen:

La línea de terminación de las preparaciones para prótesis fija está directamente relacionada con el ajuste marginal. Siendo importante tanto la elección del tipo de línea de terminación como la ubicación de la misma.

Los objetivos que debe cumplir la configuración marginal con el fin de obtener un ajuste marginal aceptable son los siguientes: remoción de la caries a ese nivel, fácil preparación, fácil identificación en la impresión y en el troquel de trabajo, proporcionar el suficiente volumen al material de restauración para obtener suficiente resistencia durante la función, ser regular y lisa, no dejar prismas de esmalte sin

soporte, y ser lo más conservadora posible con la estructura dentaria.²⁴⁷

La localización de la línea de terminación es también un factor directamente relacionado con el éxito de la restauración. Siempre que sea posible realizaremos líneas de terminación supragingivales (por encima del margen gingival) o yuxtagingivales (a nivel de la cresta del margen gingival) porque van a ser más fáciles de tallar y posibilitan una mejor evaluación del ajuste marginal en el momento de la cementación.^{248, 249} Además van a preservar mejor la salud periodontal, por una parte, al no lesionar tejidos blandos, ni durante el tallado, ni en la toma de impresiones (no necesitan colocación de hilo retractor) y por otra, al facilitar la higiene, previniendo el acúmulo de placa y dando lugar a un menor índice de placa, de sangrado y menor pérdida de inserción con respecto a las líneas de terminación subgingivales.^{208, 250-253}

Las líneas subgingivales, por tanto, deben ser evitadas en la medida de lo posible excepto en las siguientes situaciones: demanda estética, remoción de caries, fractura dentaria subgingival, cobertura de restauraciones subgingivales, ganar longitud de la corona y si es necesario proveer un contorno de la corona más favorable.²⁴⁹

El diseño de las líneas de terminación ha ido variando según las características de los materiales de restauración y las técnicas de confección. Se han realizado muchas investigaciones sobre la influencia del diseño de los márgenes (en chamfer, hombro, hombro redondeado, filo de cuchillo y preparaciones con bisel) en el ajuste marginal, sin embargo, no existe una recomendación universal acerca de cuál es el diseño que obtenga un mejor ajuste.²⁵⁴⁻²⁵⁶

En las restauraciones metal-cerámicas, la mayoría de autores están de acuerdo en que la línea de terminación que va a ofrecer un mejor ajuste es en chamfer, cuyo diseño es redondeado en ángulo obtuso y es algo más conservador que el hombro.^{206, 207, 241, 247, 257} Aunque sigue existiendo algo de controversia, Goodacre y cols.²⁴⁸ concluyen tras la revisión de varios estudios que la elección de la línea de terminación debería basarse en las preferencias personales, estética, tipo de corona metal-cerámica y facilidad de realización.

En las restauraciones cerámicas, clásicamente se empleó el hombro recto, con

el fin de aumentar la resistencia a la fractura del material cerámico. La aparición de las cerámicas de alta resistencia y baja contracción, permitió el uso de líneas de terminación más conservadoras como el chamfer, coexistiendo el empleo del hombro recto, hombro, redondeado y el chamfer.^{218, 248}

Con la introducción de la tecnología CAD/CAM se requiere el uso de márgenes redondeados, para que sea posible registrarlos con el escaneado. Por lo tanto, para conseguir un adecuado ajuste de las restauraciones se emplean terminaciones en chamfer o en hombro redondeado.^{221, 241, 242}

Recientemente, ha surgido una nueva técnica para realizar preparaciones, la técnica B.O.P.T (Biologically Oriented Preparation Technique), presentada por Ignacio Loi. Esta técnica se basa en la realización de un tallado vertical de los muñones sin definir la línea de terminación y subgingival con una invasión controlada del surco sin invadir la inserción epitelial, para así permitir la adaptación de los tejidos blandos a los perfiles protésicos determinados por las coronas.²⁵⁸ Hasta el momento, no existen muchos estudios acerca de esta técnica.

Otro factor que debemos considerar al realizar las preparaciones es la convergencia. La convergencia es una característica primaria de la geometría de las preparaciones dentarias que se define como el ángulo entre dos superficies axiales opuestas.^{3, 248} La preparación de un muñón para una corona necesita de una mínima conicidad entre sus paredes para permitir un correcto asentamiento así como facilitar la expulsión del agente cementante. Varios autores han demostrado que una mayor convergencia disminuye la discrepancia marginal ya que mejora el asentamiento de la restauración al facilitar el escape del agente cementante.^{248, 259, 260} El ángulo de convergencia total ideal entre las paredes de una preparación es de entre 10 y 22 grados para Shillingburg y cols.²⁵⁷ y de entre 10 y 20 grados para Goodacre y cols.²⁴⁸

- Agente cementante y técnica de cementado:

El proceso de cementado es la última fase en la colocación definitiva de una estructura protésica. Tanto el cemento utilizado como la técnica de cementado pueden afectar significativamente a la retención y el ajuste marginal,^{3, 256, 261}

influyendo directamente en el éxito y supervivencia de las restauraciones.

El agente cementante debe rellenar la interfase entre las prótesis fijas y la preparación dentaria, asegurando el asentamiento de la restauración y aislando los pilares preparados de los fluidos orales.^{262, 263}

Para un correcto cementado y control del espesor de la película de cemento es necesario tener en cuenta varios factores como la presión durante la cementación, la duración del proceso de cementado, el tipo de cemento, su viscosidad, tasa de solubilidad, la proporción polvo/líquido de cada cemento, las dimensiones y forma de la preparación, y el relieve de la superficie interna de las coronas.^{256, 262, 264, 265}

Además, para que quede una capa uniforme de cemento entre la restauración y el diente es necesario colocar un espaciador en los muñones del modelo de trabajo, sin invadir el área marginal²⁶⁶ de esta forma se mejorará la adaptación y se disminuirá la presión hidráulica que se genera durante el cementado.^{205, 218, 247, 252, 267}

Cuando se utilizan sistemas CAD/CAM, el espacio del cemento se establece a través de la interfaz del software. Algunos estudios han medido el impacto de la programación de diferentes configuraciones de espaciado en el ajuste marginal e interno resultante. Los resultados indican que el valor predeterminado del espacio para el cemento puede influir en el ajuste marginal. Un espacio pequeño puede dar lugar a contactos prematuros entre la superficie interna de la restauración y el pilar y obstaculizar la evacuación del cemento de la superficie oclusal del diente aumentando el desajuste marginal.^{3, 224, 268-272}

En cuanto al lugar de aplicación del cemento, los mejores resultados respecto al ajuste se obtienen cuando éste se extiende sobre el diente preparado y no sobre la restauración. Se ha observado que cuando se coloca dentro de la prótesis, a medida que ésta progresa apicalmente, el cemento es empujado hacia oclusal impidiendo una perfecta inserción de la restauración. En cambio, cuando el cemento es colocado sobre la preparación, al descender apicalmente la restauración, éste es impulsado hacia los márgenes y hacia el exterior. Si se aplica sobre la restauración se hará sobre los márgenes de la misma.^{205, 247, 267}

Las repercusiones de un asiento incompleto de la restauración tras el cementado definitivo son el aumento de la discrepancia marginal, disolución del agente cementante, disminución de la retención, alteraciones en la oclusión y en definitiva un fracaso de la restauración.^{205, 267, 273}

Idealmente, el cemento debe ser biocompatible, tener unas propiedades de trabajo, biológicas y estéticas adecuadas y unas propiedades mecánicas suficientes para resistir las fuerzas funcionales durante la vida útil de la restauración.^{264, 274}

Los diferentes tipos de agentes de cementantes varían considerablemente en la solubilidad, viscosidad, la fuerza y capacidad de adherirse a la estructura del diente.^{263, 273} Tradicionalmente el cemento de fosfato de zinc ha sido el cemento de elección. Los cementos de resina, en primer lugar, y el cemento de vidrio ionómero modificado presentan el mejor comportamiento mecánico, debido a sus propiedades adhesivas pero son más sensibles a la técnica, seguidos del vidrio ionómero convencional y fosfato de zinc. Cuando utilizamos estos últimos, la retención va a depender principalmente de la forma geométrica de la preparación dentaria.^{256, 259, 274, 275}

Por todo ello, es preciso conocer las características de los mismos, para seleccionar el cemento más adecuado según el tipo de restauración que se vaya a cementar.

- Técnicas de confección de las restauraciones:

Las diferentes técnicas de confección así como sus fases implícitas van a poder influir en el sellado marginal de las restauraciones de prótesis fija. Actualmente, las nuevas tecnologías nos van a permitir desarrollar y confeccionar restauraciones más precisas de una manera más rápida y cómoda, mejorando las limitaciones de las técnicas tradicionales como se ha desarrollado en el apartado anterior.

Respecto a la fase de cocción de la cerámica de recubrimiento existen varios estudios que afirman que puede afectar al ajuste marginal, tanto en restauraciones metal-cerámicas,²⁷⁶⁻²⁸³ como en totalmente cerámicas.²⁸⁴⁻²⁸⁷ Otros estudios, al contrario, han concluido que varias fases de la cocción de la porcelana parecen no

afectar de forma significativa la adaptación marginal.^{215, 218, 288, 289}

3.4.2. Técnicas de medición del ajuste marginal

Existen varios métodos y parámetros de medición que se han utilizado para determinar el ajuste marginal de las prótesis fijas en las distintas investigaciones, pero no existe una evidencia clara de cuál es la mejor metodología para evaluarlo.²⁶¹

La comparación directa entre los distintos estudios resulta muy complicada debido a la diferente terminología empleada para referirse al ajuste marginal;²⁹⁰ el tipo de estudio (*in vivo* o *in vitro*); el tamaño de la muestra y el número de mediciones por espécimen; el diseño de la línea de terminación y cuándo se mide la discrepancia (antes o después del cementado).²⁶¹

Los métodos que han sido utilizados para investigaciones clínicas se pueden resumir en:²⁹¹

- Radiografías intraorales (aletas de mordida).
- Evaluación táctil con una sonda. Este es el método más simple para comprobar en clínica el ajuste de una restauración, consiste en la observación visual directa y el sondaje de la interfase diente-restauración, aceptando como válido aquellas restauraciones en las que la sonda no penetra en el surco entre la restauración y el diente.^{228, 292}
- Estudios prospectivos de dientes con coronas que son exodonciados (se restauran dientes que están programados para exodonciar)²⁹³ y estudios retrospectivos de dientes con coronas que son exodonciados (dientes extraídos por diversos motivos después de varios años).²⁹⁴
- Realización de una réplica tridimensional del espacio entre el diente y la corona con silicona fluida y soportada mediante silicona pesada para la medición con microscopio del grosor de la silicona fluida.^{220, 230, 231, 292} Laurent y cols.²⁹¹ demostraron que esta

técnica es un método no invasivo y fiable para medir el ajuste entre el diente y la corona tanto en condiciones experimentales como clínicas, aunque presenta alguna limitación en las zonas cervicales que pueden verse afectadas por el deterioro de la película de silicona o debido a una mala definición de los márgenes de la preparación o de la corona.

- Impresión de la adaptación bucal de la restauración tras su colocación con otro material de impresión o resina epoxi y realizar la medición con microscopio, se puede considerar una modificación de la técnica anterior.²¹⁹ Existen además otras modificaciones de la técnica de la impresión de la réplica que han utilizado otros investigadores.^{228, 243, 295}

Clínicamente, varios factores pueden complicar el proceso de medición como la preparación dentaria, la técnica de impresión y el proceso de cementado haciendo que nos desviemos de la situación ideal, por ello las técnicas *in vivo* son más complicadas y, en general, menos fiables para ser utilizadas en investigación.^{3, 261} De esta forma, el otro método utilizado consiste en medir el ajuste realizando un duplicado de la restauración que se va a colocar en boca.^{228, 296}

Respecto a los métodos de medición del ajuste marginal *in vitro* que se han utilizado, podemos encontrar:

- La visión directa con pequeña magnificación, con este método se observa si la restauración ajusta correctamente en el muñón que presenta alguna referencia como la línea de terminación pintada y dependiendo de cómo quede la restauración respecto a ésta, se clasifica con una escala cualitativa que va en grados desde un ajuste perfecto a un ajuste pobre.¹¹⁷

- El microscopio óptico y el estereomicroscopio, son métodos conservadores y los más utilizados para la medición del ajuste marginal,³ ya que además se pueden utilizar en combinación con otras técnicas. Permiten observar repetidamente la discrepancia marginal a lo largo de toda la interfase diente-restauración, aunque el estereomicroscopio no puede alcanzar grandes aumentos.²¹⁷ Las limitaciones que presentan derivan de la dificultad de seleccionar los puntos de referencia para calcular

las mediciones y del ángulo en el que se van a realizar las proyecciones.^{3, 261}

- Los estudios de microfiltración consisten en someter a la unión diente-restauración a la acción de un colorante. Para la tinción de las muestras se emplean generalmente el azul de metileno y la fucsina básica, aunque también se pueden usar el nitrato de plata, la eosina o isótopos radiactivos. A continuación, los especímenes se seccionan y mediante un microscopio óptico o estereoscópico se evalúan en base a unos criterios. Los principales inconvenientes de este método son la subjetividad de sus registros al utilizar escalas semicuantitativas que asignan valores numéricos a distintos grados de microfiltración y la pérdida de información que supone el análisis de secciones transversales ya que el desajuste puede variar en función de la localización.^{224, 297, 298}

- La perfilometría es un método no destructivo y rápido que mide el ajuste marginal mediante un perfilómetro, dispositivo inicialmente diseñado para evaluar la rugosidad de una superficie, y se basa en registrar con mediciones múltiples la morfología de las líneas de terminación de los dientes y su continuidad con las restauraciones, valorando su adaptación.^{299, 300}

- La microtomografía computerizada de rayos X consiste en tomar múltiples proyecciones del objeto a estudio mientras el haz de rayos va girando alrededor del mismo. Estas proyecciones son recibidas por un dispositivo de acoplamiento de carga de rayos X y se transfieren a un ordenador. Las proyecciones se reconstruyen con un software para mostrar pequeños cortes de la estructura interna del objeto que además pueden ser añadidos a su imagen en 3D. La microtomografía se está utilizando en la investigación odontológica en varios campos como en endodoncia, periodoncia, valorar la osteointegración de implantes y evaluación de nuevos biomateriales.³⁰¹⁻³⁰³

- Réplica de la interfase mediante silicona fluida o resina y examen posterior con microscopio, como ya se ha explicado en el apartado anterior puede ser utilizada en estudios clínicos o *in vitro*.²⁹¹ Otra técnica que utiliza también este método es la videografía láser, que digitaliza la silicona fluida y la probeta. Este método se utiliza para medir el desajuste interno pero no es tan fiable para medir el ajuste marginal.^{110,}

03. INTRODUCCIÓN

- El equipo de análisis de imagen es un sistema simple y conservador. Con este método se puede examinar claramente la interfase diente/probeta-restauración sin necesidad de cortar el espécimen.^{224, 297, 298, 304}

- La microscopía electrónica de barrido (MEB), se trata de una técnica conservadora, con un gran poder de magnificación que permite analizar de forma más precisa y realista la discrepancia marginal y particularmente las morfologías complejas del margen.^{226, 261} Empleando MEB se puede explorar repetidamente todo el perímetro de la restauración y, al mismo tiempo, se puede caracterizar el material mediante espectrometría dispersiva. Pero, la MEB también tiene limitaciones ya que requiere de una preparación previa de las muestras (fijación, metalización, etc.)²⁹⁷ y como los otros microscopios, la exactitud de sus medidas depende de los puntos de referencia tomados y del ángulo de observación.^{3, 226, 261, 305}

La mayoría de estas técnicas utilizan diferentes tipos de software que permiten procesar y evaluar de forma rápida y completa las imágenes obtenidas. Todas estas mediciones pueden hacerse con las muestras intactas o seccionadas, en función de la discrepancia que se pretenda valorar.

3.5. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS MATERIALES

La resistencia a la fractura de los materiales en prótesis fija es otro factor importante que va a influir directamente en el éxito de una restauración. Es más, podemos considerar que el primer criterio para determinar el uso de un material restaurador, son sus propiedades mecánicas que deben ser adecuadas para soportar las fuerzas masticatorias y proteger la estructura dentaria remanente.³⁰⁶

La mayoría de los materiales dentales van a estar sometidos a grandes tensiones y cargas repetidas durante años.¹⁷ La fuerza máxima oclusal que pueden llegar a soportar varía ampliamente según la literatura. En general, la fuerza oclusal adulta media es de alrededor de 400 a 800 N en la región molar, de 300 N en premolares y de 200 N en la región anterior.^{13, 307-309} Sin embargo en algunos momentos de la masticación, así como en algunas parafunciones, estos valores pueden aumentar considerablemente, hasta llegar a alcanzar valores de hasta 1.000 N.^{310, 311}

Por ello, es fundamental conocer las propiedades mecánicas de los mismos, que pueden ser definidas como el conjunto de comportamientos que exhiben los materiales sometidos a la acción de diferentes cargas, esfuerzos o fuerzas mecánicas, a las deformaciones producidas y a las repercusiones biológico-clínicas que pueden comportar en el ámbito bucal.¹⁷

En general, se define **fuerza** como aquel influjo o capacidad que al actuar sobre un cuerpo modifica el estado de reposo o de movimiento imprimiéndole una aceleración. Una fuerza queda definida por tres características: punto de aplicación, magnitud y dirección de la aplicación. La unidad de medida es el Newton.¹⁷

Cuando un material en reposo es sometido a la acción de una fuerza aparecerá una deformación o se romperá dependiendo de la intensidad de la misma. Antes de romperse se van a establecer diferentes grados de equilibrio entre la fuerza exterior y la interior del material. Por lo tanto, cada material tiene una fuerza interior específica o **resistencia**, que se opone a que el material se deforme o se rompa. Se denomina carga a la fuerza externa que actúa sobre el material, y tensión a la fuerza igual y en sentido contrario que se genera dentro del material y que se opone a la carga.¹⁷

En respuesta a la fuerza ejercida sobre el material se puede diferenciar una secuencia:¹⁷

- **Deformación elástica:** cuando el material es sometido a un esfuerzo se deforma, pero cuando deja de actuar la fuerza, el material recupera su dimensión original. Es una deformación reversible.
- **Deformación plástica:** Si la fuerza es mayor o continua, el material se deforma hasta un punto en que no recupera su forma original cuando la fuerza deja de actuar. Es una deformación irreversible.
- **Resistencia final:** Si la carga aumenta llega a un punto en el que se produce la fractura.

Los ensayos de resistencia mecánica de materiales y restauraciones a la fractura son ampliamente utilizados en la bibliografía dental y pueden ser realizados de varias formas, intentando simular el fracaso clínico para investigar las variables que se cree que influyen en el éxito de las prótesis fijas y para evaluar nuevos materiales o diseños. En general, estos ensayos son pruebas de laboratorio en donde las dimensiones de la probeta y las condiciones de carga están bien controladas. Además de registrar los valores de resistencia a la fractura, se pueden obtener datos adicionales al examinar los especímenes fracturados. El tipo y el mecanismo de fractura permiten comprender mejor cómo se ha llegado a originar, cómo es la distribución de la tensión y conocer el rendimiento esperado de las muestras analizadas en condiciones de carga intraorales.^{306, 312}

Hay estudios con cargas o fuerzas de compresión (axiales o anguladas), de flexión en tres puntos o cuatro puntos, de deslizamiento, cizallamiento, tracción y torsión. Otra opción es utilizar el análisis de elementos finitos, el cual permite una representación matemática del comportamiento de materiales que de otra forma es difícil de observar.^{306, 313, 314}

El ensayo normalmente más empleado en los estudios de resistencia de los materiales dentales es el ensayo de flexión por carga en tres puntos: se realiza sobre

probetas apoyadas en dos puntos, aplicando la carga sobre la superficie en un punto equidistante de los dos anteriores^{49, 298, 315-318} (Fig. 3.5). Se incluye dentro de los ensayos con carga estática.

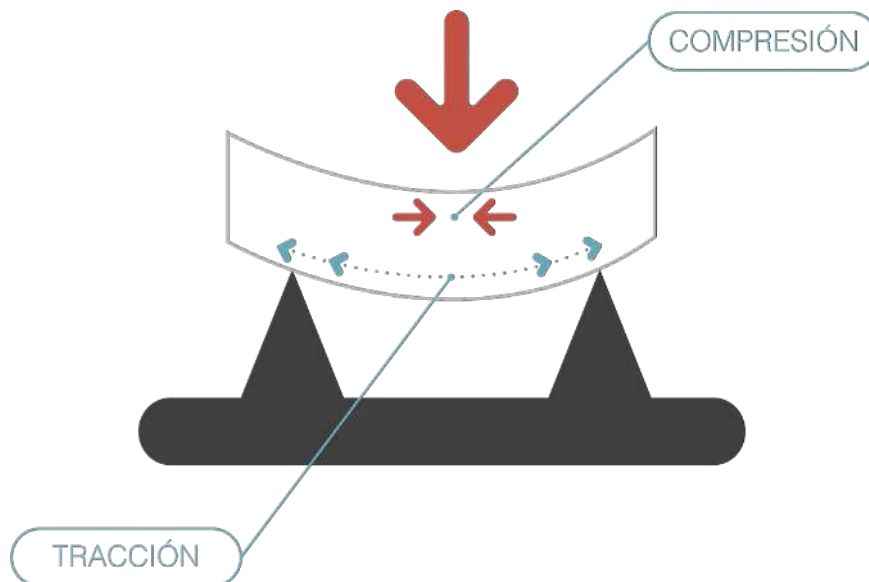


Fig. 3.5. Esquema de ensayo por flexión en tres puntos.

Durante la flexión, la fuerza de tensión alcanza el máximo en una superficie, mientras que la fuerza de compresión alcanza el máximo en la superficie opuesta del material. En la zona cóncava se producen fenómenos de compresión mientras que en la zona convexa se aprecian fenómenos de tracción. Este fenómeno se puede observar en una prótesis parcial fija.^{17, 315, 316}

Los resultados de estos ensayos se registran con las gráficas de “tensión-deformación”. Son curvas en un sistema de coordenadas en el que en el eje de ordenadas se representa la tensión o carga, y en el de abscisas la deformación debida a la carga, por unidad de longitud (Fig. 3.6).

En la curva tensión-deformación, la parte recta representa la elasticidad y se llama “parte recta o tramo elástico”. En esta parte tiene lugar una deformación elástica del material directamente proporcional a la fuerza aplicada. A medida que va

aumentando la carga, en proporciones constantes, se obtiene una deformación también constante, hasta que se alcanza un punto en que dicha proporcionalidad se pierde. La ley de Hooke dice que las tensiones inducidas son proporcionales a las deformaciones producidas hasta determinado momento en cada material. La inclinación de la línea va a determinar la rigidez del material, de modo que cuanto más vertical es la línea, más rígido es el material. Así, la rigidez es la resistencia del material a su deformación.¹⁷

La inclinación de esta línea se llama módulo de elasticidad o módulo de Young, y es característica y constante para cada material. Cuanto mayor sea el módulo elástico, mayor será la rigidez del material.¹⁷

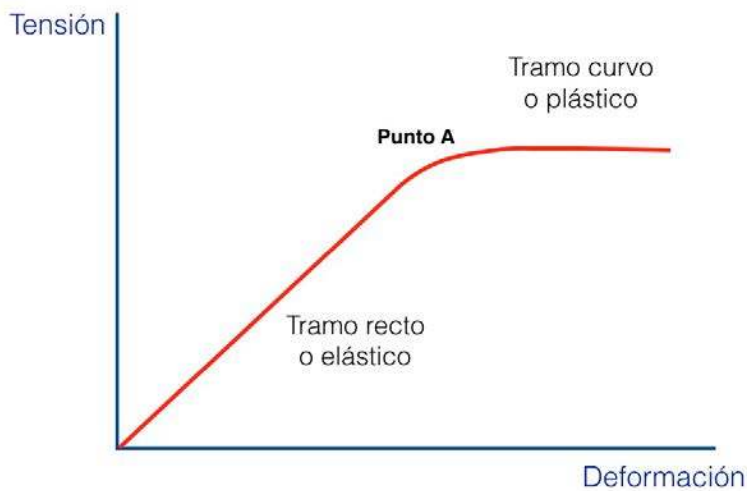


Fig. 3.6. Curva tensión-deformación-fractura.

Se conoce como límite proporcional o límite elástico (punto A) al final del tramo recto de la gráfica de tensión-deformación o la tensión máxima sin que se pierda la proporcionalidad entre tensión y deformación. Si la fuerza actúa más allá del límite proporcional, al retirarla no se vuelve al estado original, se habrá inducido una deformación permanente. Este fenómeno queda registrado en la gráfica en la “porción curva o tramo plástico”. A partir de ahí, podrá ocasionarse una deformación plástica o llegar a una grieta que inicie la fractura, que puede tener un mecanismo de propagación frágil o tenaz (tenacidad de rotura).¹⁷

La resistencia a la fractura puede ser medida considerando solo a la fuerza aplicada o teniendo en cuenta la superficie en que ésta es aplicada. En el primer caso, la unidad de medida más utilizada es el Newton (N). En el segundo caso, la unidad de medida será el Pascal (Pa) que representa la tensión que ejerce un newton por metro cuadrado de superficie. Como esta unidad es poco adecuada en odontología, se prefiere hablar de Megapascales. Un Megapascal (MPa) representa la tensión que ejerce un newton por milímetro cuadrado de superficie¹⁷ y va a permitir la comparación entre estudios ya que toma en consideración la superficie en que se ha aplicado la fuerza.

La fractura de un material es la separación de un cuerpo en dos o más partes. Se pueden distinguir distintos tipos de fractura:¹⁷

- **Fractura frágil:** existe poca propagación rápida de la grieta, sin ninguna o muy poca deformación plástica previa.
- **Fractura dúctil o tenaz:** la grieta se propaga despacio, tras una deformación plástica previa.
- **Fractura por fatiga del material:** ante la acción de fuerzas intermitentes de intensidad variable, se producen una o varias grietas que llevarán a la fractura del material.

El análisis de restauraciones fracturadas clínicamente puede realizarse recogiendo y examinando los fragmentos fracturados. Los test de laboratorio permiten un análisis fractográfico que puede reconocer el crack o grieta crítica de origen y sus dimensiones además de un cálculo aproximado del estrés de la fractura y del entorno donde se ha producido. La base principal que se utiliza en estos estudios depende de la capacidad de la grieta crítica para dejar puntos de referencia en la superficie fracturada que delimitan las diferentes fases del proceso de fractura, dando la posibilidad de calcular el estrés que ocasionó la fractura con gran precisión una vez que la tenacidad a fractura del material y el tamaño de la grieta crítica son conocidos.

Dicha herramienta analítica permite el análisis *post-mortem* de muestras fracturadas, que podría ser de gran valor para el análisis de las restauraciones fracturadas clínicamente.^{312, 319, 320}

El objetivo de cualquier prueba de laboratorio es imitar lo más fielmente posible la situación clínica para la que la muestra ha sido diseñada pero muchas variables intraorales siguen siendo difíciles de reproducir *in vitro*. Varios factores van a influenciar la resistencia a la fractura de un material restaurador: la microestructura y propiedades del material, diseño, espesor y acabado de superficie de la restauración, el diseño de la preparación dentaria, estructura remanente y módulo de elasticidad, el agente cementante y su espesor, la técnica de fabricación, la dinámica de la masticación y la oclusión.^{307, 312, 321-325}

Por lo tanto, las pruebas de laboratorio por sí mismas, sólo pueden ofrecer una predicción limitada acerca del rendimiento *in vivo* esperado de las restauraciones probadas, sin embargo, se han identificado varios factores para lograr que sean significativas y comparables con la situación clínica: - zona de contacto de la aguja con el espécimen, - montajes clínicamente relevantes como coronas cementadas sobre un sustrato definido y procedimientos de envejecimiento como la carga cíclica y la simulación de condiciones de humedad con termociclado.³²² Es decir, las pruebas de laboratorio para la resistencia deberían incluir coronas estandarizadas que estén cementadas en un sustrato adecuado y sometidas a un proceso de envejecimiento previo.

La masticación, por ser una actividad repetida rítmicamente tiene carácter cíclico. Los ensayos con cargas cíclicas están dirigidos a la simulación de las condiciones de la masticación en la cavidad oral mediante la inducción de tensiones alternas.^{17, 326} En este sentido, se entiende por fatiga mecánica el fenómeno por el que un material se rompe tras haberse sometido a un ciclado, más o menos prolongado, de cargas siempre muy inferiores a la carga necesaria para producir su fractura, durante un ensayo de resistencia total.¹⁷ En general, cuanto mayor sea el número de ciclos, disminuirá la resistencia mecánica de los materiales.^{17, 321, 327, 328}

Además, las restauraciones protésicas se encuentran en un medio húmedo que a parte de sufrir cargas, va a sufrir cambios de temperatura que suelen oscilar entre temperaturas mínimas de 0°C y máximas de 67°C.³²⁹ Así que, como se acaba de mencionar, los test de laboratorio deben tenerlo en cuenta para intentar reproducir en mayor medida las realidades clínicas que van a producir un envejecimiento o “ageing” del material utilizado.³³⁰ Estas pruebas son las pruebas de ciclos térmicos o termociclado y están destinadas a producir tensiones alternas en la interfaz de diferentes materiales en base a los cambios de temperatura que ocurren en la cavidad oral a diario, ocasionados por la comida, la bebida o la respiración³²⁹ y pueden llegar a producir alteraciones suficientemente significativas en la resistencia de los materiales.^{318, 326, 331}

Las propiedades de resistencia a la flexión de los distintos materiales utilizados para estructuras y recubrimientos en prótesis fija, se suele determinar comúnmente como ya se ha mencionado, con ensayos de flexión en tres puntos siguiendo las normas ISO según material (ISO 22674: metales,³³² ISO 6872: cerámicas,³³³ ISO 4049 y 10477: polímeros^{334, 335}) para poder ser utilizados en la cavidad oral con cierta seguridad y soportar las fuerzas funcionales que se producen durante la masticación.

Las estructuras o núcleos de aleaciones metálicas para prótesis fija presentan una alta resistencia a la flexión y tenacidad de rotura, debido a la mayor capacidad de absorción del estrés que limita la propagación de las fisuras, por lo que se utiliza frecuentemente en rehabilitaciones de sectores posteriores. El fracaso de las restauraciones metal-cerámicas suele ocurrir por desprendimiento total o parcial de la cerámica de recubrimiento que presenta una menor resistencia a la fractura, quedando generalmente la estructura metálica intacta.^{176, 298, 336, 337} Aunque estas propiedades van a estar influidas por varios aspectos como el tipo de aleación, diseño y su procesado. La resistencia a la fractura de estructuras metálicas puede alcanzar valores tan altos como los 8.000 N.^{49, 298}

Los materiales cerámicos, como muestran varios estudios, presentan una menor resistencia a la flexión que las restauraciones metal-cerámicas, aunque han ido mejorado sus propiedades mecánicas, llegando a los mismos niveles.³³⁸⁻³⁴⁰ Las

cerámicas actuales también poseen buenas propiedades mecánicas de resistencia a la flexión y tenacidad de rotura. La cerámica de óxido de circonio es la que presenta una mayor resistencia con valores superiores a los 1.000 N.^{34, 51, 310, 321, 341, 342} pero a pesar de su elevada resistencia, uno de sus problemas más importantes y frecuentes es también el desprendimiento o *chipping* de la cerámica de recubrimiento.^{185, 323, 339, 342-350} que puede estar asociado a un fallo en la unión con la estructura interna.³⁴ Para evitar este problema común en las cerámicas, se ha comenzado a fabricar circona monolítica sin ningún tipo de recubrimiento, y de esta forma aumentar su resistencia.^{47, 49, 351-356}

Por su parte, los polímeros utilizados en rehabilitaciones fijas, como el PEEK, descrito en el apartado de materiales, presenta excelentes propiedades mecánicas con valores de resistencia a la fractura muy altos, alrededor de los 1.383N-2.354 N.⁶⁶⁻⁶⁸ Las estructuras de PEEK con recubrimiento exhiben valores de resistencia a la fractura menores, a causa de un desprendimiento del mismo por algún fallo en la unión,⁸⁵ al igual que en los materiales cerámicos. La unión de materiales de recubrimiento como resinas compuestas, supone un reto debido a la compleja estructura química de este polímero, que necesita de más investigaciones que permitan arrojar luz sobre el material más apropiado, así como el tratamiento de superficie más idóneo.^{81, 85, 86}

04. HIPÓTESIS

El incremento y desarrollo vertiginoso de tecnologías de fabricación de prótesis dentales y a su vez de materiales novedosos, supone un reto para el odontólogo a la hora de seleccionar con criterio la mejor restauración para el paciente.

Actualmente, la realización de una prótesis fija dentosoportada requiere un conocimiento de los materiales que existen en el mercado, los nuevos métodos de realización, el flujo de trabajo que se va a seguir, todo, para poder escoger el proceso que pueda aportar mayores ventajas y de esta manera poder predecir con más seguridad el éxito del tratamiento, que se sigue resumiendo, a pesar de los avances, en conseguir un buen ajuste marginal, resistencia a la fractura y buena estética.

Por todo esto, las investigaciones se centran en evaluar las propiedades y comportamientos de los materiales y tecnologías innovadoras como opciones para su uso en prótesis fija, sin embargo, no existen demasiados estudios que confirmen la bondad de los sistemas evaluados respecto al ajuste marginal y su resistencia a la fractura.

Las hipótesis nulas (H_0) planteadas en el presente trabajo son las siguientes:

1. No existirán diferencias en el ajuste marginal de estructuras para prótesis parciales fijas posteriores confeccionadas con distintos materiales y tecnologías y con respecto al tipo de diseño de la estructura (con o sin extensión).
2. No existirán diferencias en la resistencia a la fractura de estructuras para prótesis parciales fijas posteriores, independientemente del material y tecnología utilizada para su confección y el tipo de diseño de las mismas (con o sin extensión).

05. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

El éxito de los tratamientos odontológicos en el campo de la prótesis fija, se sustenta en poder garantizar la longevidad de los mismos, proveyendo al paciente, salud, función y estética. La evolución de cómo afrontar los distintos casos clínicos y planes de tratamiento, así como, las herramientas y adelantos de los que se dispone para solucionarlos, es continua y cada vez más rápida.

El auge y desarrollo de las nuevas tecnologías de confección CAD/CAM para la realización de prótesis, está impulsado por minimizar los errores de las técnicas convencionales y el ahorro tanto económico como en tiempo de trabajo.^{92, 98, 99, 112, 114, 149} En la actualidad, ya se dispone de estudios que dejan de comparar con los métodos de trabajo tradicionales y se centran en evaluar las tecnologías CAD/CAM, sustractivas y aditivas, para conocer mejor las ventajas e inconvenientes de cada proceso y poder seleccionarlos correctamente para nuestro beneficio.^{148, 357, 358}

Esto lleva consigo el desarrollo de materiales que puedan ser utilizados con estas tecnologías. En ocasiones serán nuevos materiales, como los híbridos compuestos por resinas y cerámicas, aplicaciones novedosas en el área dental de materiales ya utilizados en el área médica, como son los polímeros de alta resistencia y la fibra de carbono y por último, la utilización de materiales ya conocidos y testados como las cerámicas y aleaciones metálicas no nobles, que se presentan con distinta composición y formato para poder ser consumidos con los nuevos avances técnicos del mercado, como por ejemplo el polvo de metal o el metal presinterizado.

En las últimas décadas, las prótesis fijas totalmente cerámicas son las que han acaparado numerosos estudios,^{32, 33, 185, 246, 359} no obstante, las prótesis fijas ceramometálicas siguen siendo las más utilizadas, debido a su fiabilidad y buen pronóstico a largo plazo, ampliamente probado, que ha dado lugar a que sean denominadas como “gold standard”.^{1, 2, 360-363}

Debido a la reciente introducción de las nuevas tecnologías y materiales que permiten la realización de estructuras mejoradas para prótesis fija, es necesario asegurar que cumplen con los criterios que garantizan el éxito del tratamiento como son el ajuste marginal y la resistencia, sin embargo no existen muchas investigaciones

sobre las propiedades, la precisión y que además analicen el comportamiento mecánico de estas prótesis en los sectores posteriores. Existe controversia en la metodología empleada y los resultados de los contados estudios, lo que da lugar a una falta de evidencia científica para conocer que tipo de estructura puede alcanzar los mejores resultados. Por ello, es necesario seguir investigando en este campo para poder corroborar la bondad de los nuevos avances en tecnología y materiales.

En el presente trabajo de investigación *in vitro* se pretende analizar el comportamiento, respecto al ajuste marginal y la resistencia a la flexión de estructuras de prótesis fija de tres unidades, realizadas con los distintos materiales actualmente indicados para sectores posteriores (metal, cerámica y polímero) y con diferentes tecnologías de confección.

Se planteó, además, comparar dos tipos de diseño de estructuras de tres unidades, con pónico intermedio y con pónico en extensión, debido a la escasez de estudios que analicen en el mismo trabajo con distintos materiales y tecnologías de confección el comportamiento de prótesis fijas dentosoportadas con extensión o cantilever.

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

Objetivos generales:

- Analizar el ajuste marginal de los dos tipos de estructuras protésicas confeccionadas con distintos materiales y tecnologías.
- Analizar la resistencia a la fractura de los dos tipos de estructuras protésicas confeccionadas con distintos materiales y tecnologías.

Objetivos específicos:

- Valorar si el ajuste marginal de las distintas estructuras está dentro de los límites aceptados clínicamente.

- Comparar el ajuste marginal de los diferentes materiales de confección y tecnologías en cada tipo de estructura.
- Comparar el ajuste marginal según el diseño de la estructura.
- Analizar si la resistencia a la fractura de estructuras de prótesis parciales fijas posteriores de tres unidades presenta valores superiores a 1.000 N, compatibles con su uso en clínica.
- Comparar la resistencia de las estructuras con respecto al material y tecnología de confección.
- Comparar la resistencia a la fractura entre los dos tipos de diseño de estructuras protésicas.
- Analizar el patrón de fractura de las distintas estructuras.

06. MATERIAL Y MÉTODO

6.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS

Para el presente trabajo de investigación, se confeccionaron 120 probetas de acero mecanizado macizo en el Taller Central de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid (UCM). Cada probeta constaba de tres partes: dos muñones y una base, unidas mediante dos tornillos.

6.1.1. Muñones

Se confeccionaron 240 muñones que simulaban un premolar tallado para pilar de prótesis fija, con un contorno axial circular para conseguir una simetría completa entre todos ellos.

Las características de los muñones fueron las siguientes (Fig. 6.1):

- Altura total de los muñones: 10 mm.
- Altura clínica de los muñones: 5 mm.
- Diámetro base muñón: 9 mm.
- Diámetro a nivel de la línea de terminación: 8 mm.
- Reducción axial: 1 mm.
- Convergencia axial de los muñones: 6º, 3º por pared.
- Línea de terminación: chamfer de 120º y 1 mm de profundidad.
- Profundidad del surco central en la superficie oclusal: 1 mm.
- Todos los ángulos vivos fueron redondeados.



Fig. 6.1. Aspecto del muñón.

6.1.2. Bases

Se confeccionaron 120 bases con dos tipos de diseño: 60 de ellas, con los muñones separados 5 mm (diseño 1) y las 60 restantes, con los muñones separados 0,2 mm (diseño 2).

Características generales de las bases con diseño 1 (Fig. 6.2 y Fig. 6.3):

- Longitud: 30 mm.
- Anchura: 17 mm.
- Altura: 4´5 mm.
- Dos perforaciones para alojar los pilares:
 - Diámetro: 9 mm.
 - Separación entre ambas perforaciones: 5 mm.
 - Separación extremo lateral: 3,5 mm.
 - Separación extremo posterior: 4 mm.
 - Separación extremo anterior: 4 mm.
- Dos perforaciones para los tornillos de fijación de los muñones:
 - Diámetro 2 mm, centrado en la cara frontal de la base.
 - A 7 mm del extremo lateral correspondiente según lado.
- Sobre las bases se ubicaban los correspondientes muñones simulando un puente de tres piezas con dos pilares y un pónico intermedio.



Fig. 6.2. Aspecto de base con diseño 1, tornillos y muñones.

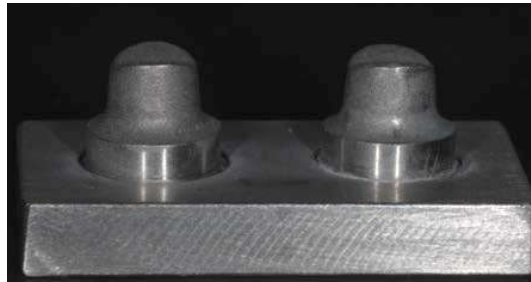


Fig. 6.3. Vista de la base con los muñones en posición.

Características generales de las bases con diseño 2 (Fig. 6.4 y Fig. 6.5):

- Longitud: 30 mm.
- Anchura: 17 mm.
- Altura: 4'5 mm.
- Dos perforaciones para alojar los pilares:
 - Diámetro: 9 mm.
 - Separación entre ambas perforaciones: 0,2 mm.
 - Separación extremo lateral menor: 3,8 mm.
 - Separación extremo lateral mayor: 8 mm.
 - Separación extremo posterior: 4 mm.
 - Separación extremo anterior: 4 mm.
- Dos perforaciones para los tornillos de fijación de los muñones:
 - Diámetro 2 mm, centrado en la cara frontal de la base.
 - A 7 mm del extremo lateral menor y a 12 mm del extremo lateral mayor.
- Sobre las bases se ubicaban los correspondientes muñones simulando un puente de tres piezas con dos pilares y un pónico en cantilever o extensión.



Fig. 6.4. Aspecto de base con diseño 1, tornillos y muñones.



Fig. 6.5. Vista de la base con los muñones en posición.

6.2. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS

Las probetas se distribuyeron en dos grupos según su diseño:

- Grupo 1 o convencional: 60 probetas mecanizadas con una base y dos pilares preparados para recibir prótesis parciales fijas de tres unidades con pónico intermedio.
- Grupo 2 o cantilever: 60 probetas mecanizadas con una base y dos pilares preparados para recibir prótesis parciales fijas de tres unidades con un pónico en cantilever o extensión.

En cada grupo, las probetas se dividieron de forma aleatoria en seis subgrupos de diez especímenes cada uno y se confeccionaron las estructuras correspondientes

simulando puentes de tres unidades de un molar y dos premolares. Para la codificación de cada probeta se emplearon distintas letras y un número, indicando las letras, el grupo y subgrupo de pertenencia, y el número, el orden dentro de cada subgrupo.

Grupo 1 o convencional:

- Subgrupo MC: Estructuras de cobalto-cromo fabricadas mediante técnica de colado (grupo control).
- Subgrupo MS: Estructuras de cobalto-cromo fabricadas con tecnología CAD/CAM por adición (sinterizado láser).
- Subgrupo MP: Estructuras de cobalto-cromo fabricadas con tecnología CAD/CAM por sustracción de metal presinterizado.
- Subgrupo MF: Estructuras de cobalto-cromo fabricadas con tecnología CAD/CAM por sustracción.
- Subgrupo L: Estructuras de circona fabricadas con tecnología CAD/CAM por sustracción.
- Subgrupo P: Estructuras de PEEK fabricadas con tecnología CAD/CAM por sustracción.

Grupo 2 o cantilever:

- Subgrupo MCc: Estructuras de cobalto-cromo fabricadas mediante técnica de colado (grupo control).
- Subgrupo MSc: Estructuras de cobalto-cromo fabricadas con tecnología CAD/CAM por adición (sinterizado láser).
- Subgrupo MSc: Estructuras de cobalto-cromo fabricadas con tecnología CAD/CAM por sustracción de metal presinterizado.
- Subgrupo MFc: Estructuras de cobalto-cromo fabricadas con tecnología CAD/CAM por sustracción.
- Subgrupo Lc: Estructuras de circona fabricadas con tecnología CAD/CAM por sustracción.
- Subgrupo Pc: Estructuras de PEEK fabricadas con tecnología CAD/CAM por sustracción.

6.3. CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS

6.3.1. Confección de las estructuras metálicas de Co-Cr por técnica de colado

Para la confección de estas estructuras tanto de tres unidades con pónico intermedio como de tres unidades con pónico en extensión, lo primero que se realizó fue la digitalización de las probetas de los dos diseños con el escáner Lava™ Scan ST (3M ESPE, Seefeld, Alemania) conectado al ordenador que presentaba el software DWOS Lava™ Edition (Dental wings, Montreal, Canadá) con el cual se diseñaron las estructuras, estableciéndose el margen, la vía de inserción, el grosor de las cofias (0,5 mm), el espacio para el cemento, que en este estudio fue de 50 μm , y se seleccionó el pónico con forma de premolar unido mediante conectores de tamaño estándar de 9 mm². (Fig. 6.6).



Fig. 6.6. Diseño de la estructura de la probeta número 1 del grupo 1.

Seguidamente, se realizaron los patrones según el diseño con la impresora 3D ProJet® 1200 (3D Systems, Carolina del Sur, Estados Unidos). (Figs. 6.7 y 6.8).



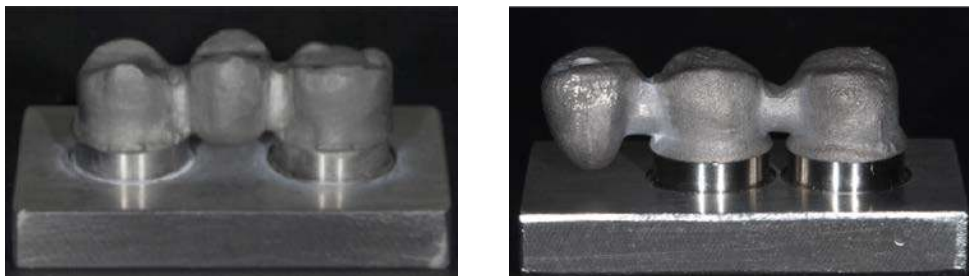
Figs. 6.7 y 6.8. Imagen de la impresora 3D ProJet® 1200 y los patrones obtenidos de las estructuras.

El proceso continuó con la realización de la técnica de colado convencional de las estructuras impresas obtenidas. Para ello, se empleó un revestimiento de fosfato libre de grafito (Vestofix, DFS Diamond GMBH, Riedenburg, Alemania). El cilindro se introdujo en el horno de precalentamiento con una velocidad de calentamiento de 2-5°C/minuto. La temperatura de calentamiento era de 900-950°C. La aleación empleada fue Super 8 (Dental Alloys Products, San Diego, California, USA) cuya composición química es la siguiente: Co: 59,5%; Cr: 31,5%; Mo: 5%; Si: 2%; Mn \leq 1%; C \leq 1% y Fe \leq 1%. Para el colado se empleó la máquina de colar por inducción MIE-200C/R (Ordenta, Arganda del Rey, Madrid, España), bajo una presión al vacío de 580 mmHg a una temperatura de 1.480°C. (Figs. 6.9 y 6.10).



Figs. 6.9 y 6.10. Material en el cono refractario y estructuras coladas.

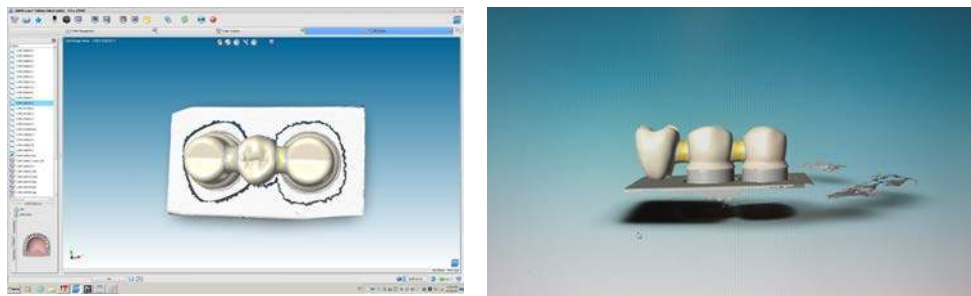
Una vez finalizado el colado de las estructuras, se comprobaba su ajuste sobre las probetas. La sistemática descrita se repitió hasta elaborar las veinte estructuras, diez con pónico intermedio (Fig. 6.11) y diez con pónico en cantilever (Fig. 6.12), todas fueron realizadas por el mismo operador en el laboratorio de prótesis dental Prótesis S.A. (Madrid).



Figs. 6.11 y 6.12. Estructura de Co-Cr colada con pónico intermedio y con pónico en cantilever.

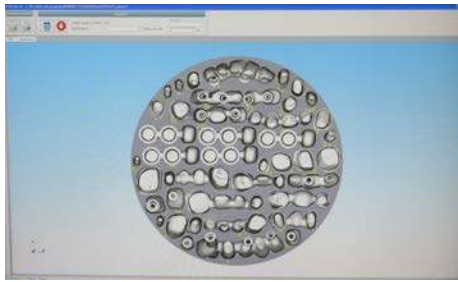
6.3.2. Confección de las estructuras metálicas de Co-Cr por metal directo sinterizado láser (DMLS)

La sistemática para la confección de las estructuras mediante DMLS comenzó al igual que en la técnica anterior con el escaneado de la probetas con el escáner óptico Lava™ Scan ST (3M ESPE, Seefeld, Alemania) conectado a un ordenador que contenía el software DWOS Lava™ Edition (Dental wings, Montreal, Canadá), con el que se realizó el diseño de las estructuras, señalando el margen de la restauración en la imagen digital, seleccionando el espesor de las cofias con una dimensión de 0,5 mm y dejando un espacio para el cemento de 50 μm . Por último, se añadía la pieza pónico con la forma determinada de premolar que se adaptaba al tamaño y se unía a las cofias pilares con los conectores de tamaño estándar de 9 mm^2 . (Figs. 6.13 y 6.14).



Figs. 6.13 y 6.14. Diseño de la estructura de la probeta número 1 del grupo 1 y de la probeta número 1 del grupo 2.

A continuación, se escogió la aleación en polvo de Co-Cr (ST2724G; Sint-Tech, Clermont-Ferrand, Francia) cuya composición es Co: Balance; Cr: 28-30%; Mo: 5-6%; Mn $\leq 1\%$; Si $\leq 1\%$; Ni $\leq 1\%$; Fe $\leq 0,5\%$ y C $\leq 0,02\%$. La información del diseño CAD (Fig. 6.15) se introdujo en la máquina de sinterizado PM 100 Dental (Phenix Systems™, Clermont-Ferrand, Francia) (Fig. 6.16) y el proceso comenzó sinterizando una capa de 20 mm de polvo de Co-Cr sobre una plataforma de acero inoxidable en una atmósfera de argón, mediante un láser de fibra Yb de 50-500 W que está controlado de forma precisa en las coordenadas X e Y, lo que permite mantener tolerancias excepcionales ($\pm 0,0254$ mm). Seguidamente se iban sinterizando incrementos de 20 mm de polvo metálico de abajo hacia arriba hasta completar el bastidor con todas las estructuras.



Figs. 6.14 y 6.16. Diseño del bastidor con algunas estructuras de grupo 2 e imagen de la máquina de sinterizado PM 100 Dental.

Las estructuras terminadas permanecen unidas por unos conectores al bastidor (Fig. 6.17), se separaron con fresas para metal duro VHM y se limpiaron con un chorreado de partículas de óxido aluminio y vapor de agua.

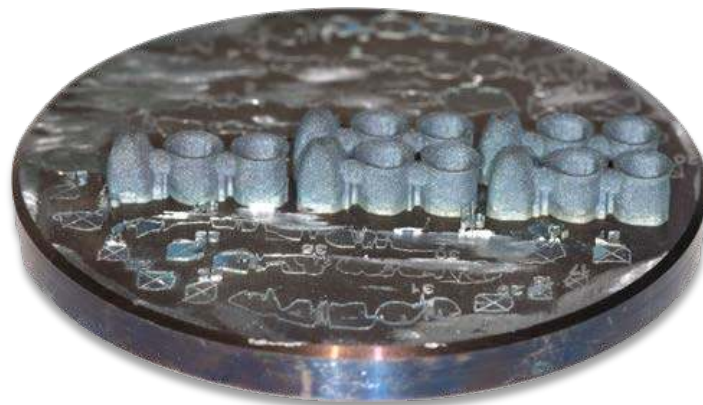


Fig. 6.17. Estructuras del grupo 2 unidas al bastidor.

Finalmente, se obtuvieron diez estructuras de tres unidades con pónico intermedio (Fig. 6.18) y diez estructuras con pónico en cantilever (Fig. 6.19), realizadas por el mismo operador en el laboratorio de prótesis dental Prótesis S.A. (Madrid).



Figs. 6.18 y 6.19. Estructura de Co-Cr fabricada mediante sinterizado láser con pónico intermedio y con pónico en cantilever.

6.3.3. Confección de las estructuras metálicas de Co-Cr presinterizado fresadas

La confección de las estructuras comenzaba con el escaneado de las probetas mediante el escáner Ceramill® map400 (Amann Girrbach, Koblach, Austria) que conectaba con un ordenador que contenía el software para el diseño de la estructura, Ceramill® mind (Amann Girrbach, Koblach, Austria) en el que aparecía el modelo virtual tridimensional y sobre él, se diseñaba la estructura. (Figs. 6.20 y 6.21).



Figs. 6.20 y 6.21. Escáner Ceramill® map400 y detalle del software para el diseño de las estructuras Ceramill® mind.

Primero, se estableció la localización del margen de la restauración, posteriormente se seleccionó el espesor de las cofias de 0,5 mm y se generó el espacio para el cemento, que fue de 50 μm . Por último, se seleccionó la pieza pónico para

sectores posteriores y se unieron las tres piezas con conectores de 9 mm².

Tras terminar el diseño, se seleccionaron dos discos de Co-Cr presinterizado Ceramill® Sintron R 71 L (Amann Girrbach, Koblach, Austria) cuya composición es Co: 66%; Cr: 28%; Mo: 5%; Si <1%; Fe <1%; Mn <1% y C <0,1% (Fig. 6.22). Los discos se insertaron en la unidad de fresado de cinco ejes Ceramill® Motion 2 (Amann Girrbach, Koblach, Austria), donde se introdujeron los datos del diseño y se realizó el mecanizado de todas las estructuras. (Figs. 6.23 y 6.24).

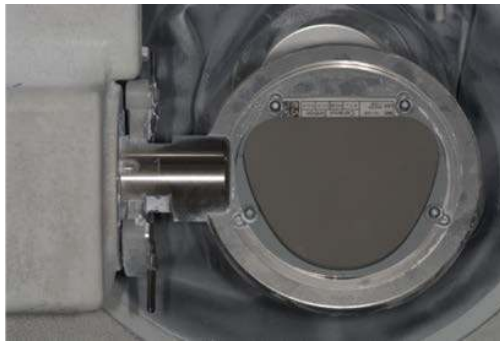
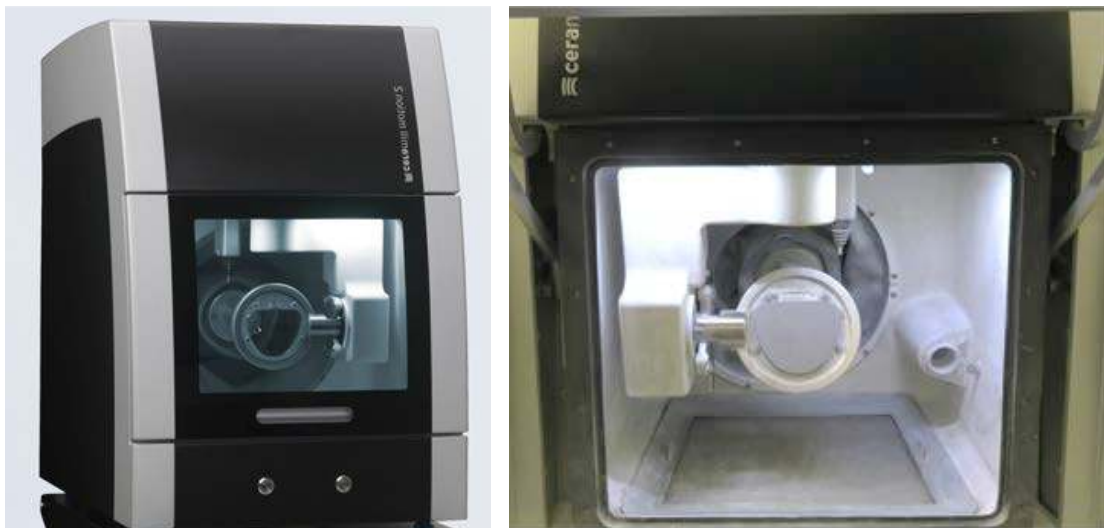


Fig. 6.22. Disco de Co-Cr presinterizado insertado en la fresadora.



Figs. 6.23 y 6.24. Fresadora Ceramill® Motion 2 y detalle del disco preparado para ser fresado.

Para compensar la contracción de sinterización que va a sufrir este metal, las estructuras se fresaron con una magnificación del 11%. Tras separarlas de los discos, se

colocaron en la bandeja de sinterización extraíble Ceramill Argovent, que se cerró con una tapa, se introdujeron en el horno Ceramill® Algothem 2 (Amann Girrbach, Koblach, Austria) y se colocó el cilindro de sinterización. La sinterización se realizó a una temperatura de 1.300°C en una atmósfera protectora de gas argón. Una vez finalizado el proceso, las estructuras alcanzaron las dimensiones exactas. (Figs. 6.25 y 6.26).



Figs. 6.25 y 6.26. Detalle de la bandeja de sinterización del Argovent y cilindro e imagen del horno de sinterización Ceramill® Algothem 2.

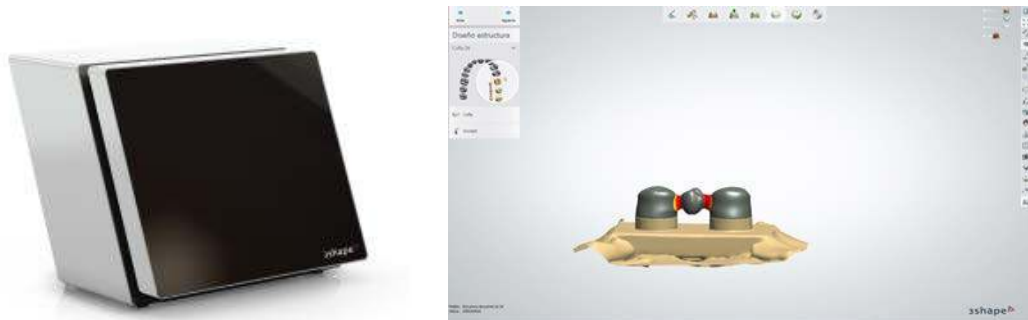
Se obtuvieron diez estructuras de tres piezas con pónico intermedio (Fig. 6.27) y diez estructuras de tres piezas con pónico en cantilever (Fig. 6.28), realizadas por el mismo operador en el laboratorio de prótesis dental Dental Creative (Madrid).



Figs. 6.27 y 6.28. Estructura de Co-Cr presinterizado con pónico intermedio y con pónico en cantilever.

6.3.4. Confección de las estructuras metálicas de Co-Cr fresadas

El proceso de confección de estas estructuras comenzó con la digitalización de las probetas con el escáner óptico D750 (3Shape Dental System™, Copenhague, Dinamarca) conectado a un ordenador con el software CAD Molder Builder™ de 3Shape Dental System™ (Copenhague, Dinamarca) para el diseño de las estructuras. Tras evaluar la imagen digital, se marcó la línea de terminación de los dos muñones y se diseñó la estructura con un grosor de 0,5 mm y el espaciado para el agente cementante de 50 μm . Se seleccionó la pieza pónico y se configuraron las uniones con las cofias con una dimensión de 9 mm². (Figs. 6.29 y 6.30).



Figs. 6.29 y 6.30. Escáner óptico D750 y detalle del software CAD Molder Builder™ con el diseño de la estructura.

Una vez terminado el diseño por ordenador, se seleccionaron dos discos de Co-Cr Starbond CoS DISC basic (Scheftner, Mainz, Alemania) cuya composición química es Co: 59%; Cr: 25%; W: 9,5%; Mo: 3,5%; Si: 1%; C, Fe, Mn y N $\leq 1,5\%$ (Fig. 6.31) y se colocaron en el almacén PH 2/120 SAUER de la unidad de fresado de cinco ejes, Ultrasonic 10 linear (SAUER-DMG, Mori, Stipshausen, Alemania) en la que se introdujeron todos los datos del diseño y se procedió al mecanizado (Figs. 6.32 y 6.33).

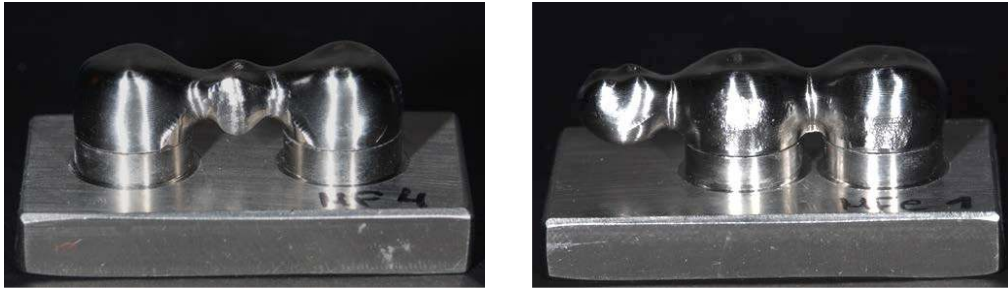


Fig. 6.31. Disco de Co-Cr para fresar.



Figs. 6.32 y 6.33. Unidad de fresado Ultrasonic 10 linear SAUER y almacén PH 2/120 SAUER.

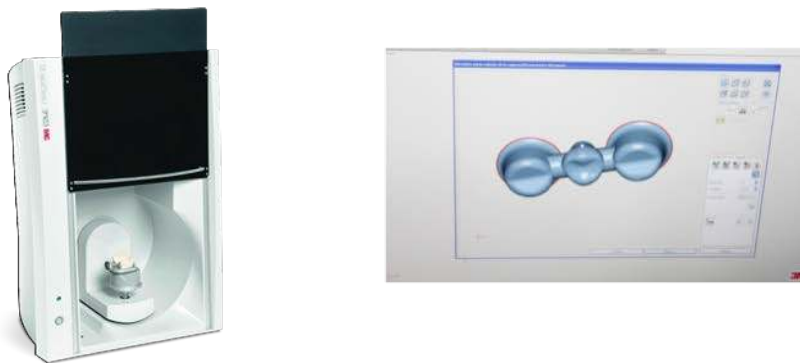
Se obtuvieron diez estructuras de tres piezas con pñntico intermedio (Fig. 6.34) y diez estructuras de tres piezas con pñntico en cantilever (Fig. 6.35), que se separaron de los discos con fresas para metal duro y se limpiaron con un chorreado de óxido de aluminio puro y con vapor de agua. La confección de las estructuras de Co-Cr fresadas fue realizada por el mismo operador en el laboratorio 3Dental (Madrid).



Figs.6.34 y 6.35. Estructura de Co-Cr fresado con pónico intermedio y con pónico en cantilever.

6.3.5. Confección de las estructuras cerámicas de circona fresadas

La confección de las estructuras comenzaba con la digitalización de las probetas, a través del escáner Lava™ Scan ST (3M ESPE, Seefeld, Alemania), que se conectaba a un ordenador que contenía el software, Lava™ Design System (3M ESPE, Seefeld, Alemania), con el que se diseñaron las estructuras (Figs. 6.36 y 6.37).



Figs. 6.36 y 6.37. Escáner óptico Lava™ Scan ST y detalle del software Lava™ Design System con el diseño de la estructura.

El programa estableció la localización del margen de la restauración y la determinación del eje de inserción. El siguiente paso fue la selección del espesor de las cofias, siendo el valor empleado de 0,5 mm. A continuación, se generaba el espacio de alivio para el cemento de 50 μm y se seleccionaba la pieza pónico para usos

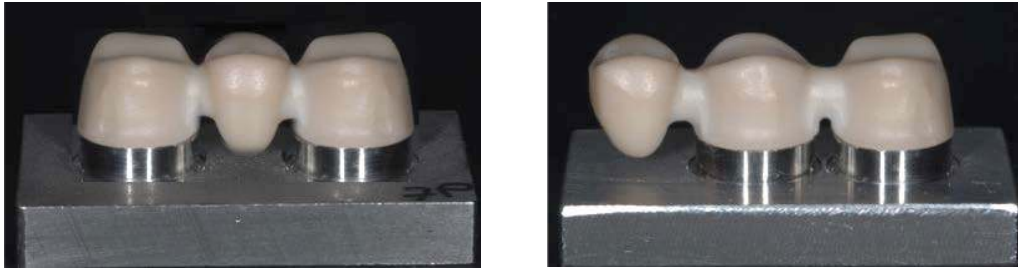
posteriores de la biblioteca virtual del programa y se diseñaba la unión de las tres piezas mediante los conectores, empleándose el tamaño estándar de 9 mm².

Posteriormente, se seleccionaron los bloques de óxido de circonio presinterizado, Lava™ Zirconia Frame (3M ESPE, Seefeld, Alemania), asignándoles al código de barras del bloque, los datos específicos del diseño, y procediendo a su inserción en la unidad de fresado de tres ejes, Lava™ Form (3M ESPE, Seefeld, Alemania). Para compensar la contracción de sinterización que sufre el óxido de circonio, las estructuras se fresaron con una magnificación del 20%. Tras el fresado, se separaban las estructuras de tres piezas del soporte del bloque de óxido de circonio con una turbina sin ejercer presión. Posteriormente, se colocaban en una bandeja de sinterización y de introducían en el horno Lava™ Therm (3M ESPE, Seefeld, Alemania) donde se realizaba la sinterización a 1.500°C. Una vez finalizado el proceso, las estructuras alcanzaron las dimensiones exactas (Figs. 6.38 y 6.39).



Figs. 6.38 y 6.39. Detalle de la lectura del bloque de zircona, el fresado y la unidad de fresado Lava™ Form.

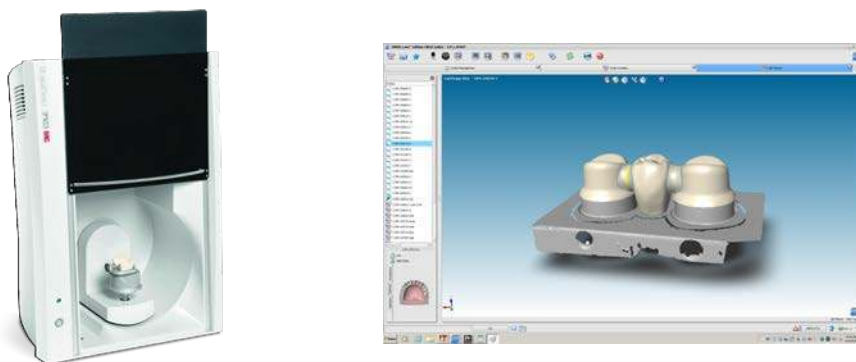
Se obtuvieron diez estructuras de tres piezas con pónico intermedio (Fig. 6.40) y diez estructuras de tres piezas con pónico en cantilever (Fig. 6.41), realizadas por el mismo operador en el laboratorio de prótesis dental Prótesis S.A. (Madrid).



Figs. 6.40 y 6.41. Estructura de zircona fresada con p ntico intermedio y con p ntico en cantilever.

6.3.6. Confección de las estructuras de polímero PEEK fresadas

El proceso de elaboración de las estructuras de PEEK comenzó como en el apartado anterior con la digitalización de las probetas con el escáner LavaTM Scan ST (3M ESPE, Seefeld, Alemania), conectado a un ordenador con el software instalado DWOS LavaTM Edition (Dental wings, Montreal, Canadá) con el que se diseñaron las estructuras. Se siguió con las mismas especificaciones, marcando el margen de la preparación y vía de inserción, pero debido al material, el grosor de las cofias fue de 0,7 mm, mientras el espacio para el cemento se mantuvo, siendo de 50 μm . Se escogió la pieza p ntico para sectores posteriores con forma de premolar y se unió mediante conectores con un área de 16 mm², que es la dimensión mínima recomendada según el fabricante para los sectores posteriores con este material. (Figs. 6.42 y 6.43).



Figs. 6.42 y 6.43. Escáner  ptico LavaTM Scan ST y diseño de la estructura de la probeta número 3 del grupo 1.

Una vez finalizado el diseño se seleccionaron dos discos de PEEK para mecanizar PEEK Bio-P (DEGOS dental GmbH, Regenstauf, Alemania) (Fig. 6.44) se introdujo la información del diseño CAD en la fresadora Yenadent D43 (Yenadent, Estambul, Turquía) de 4 ejes (Fig. 6.45) y se comenzó con el mecanizado.



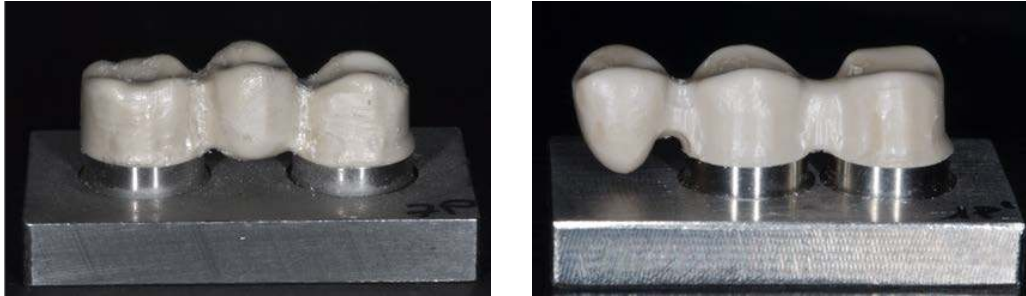
Fig. 6.44. Disco de PEEK Bio-P.



Fig. 6.45. Fresadora Yenadent D43, utilizada para mecanizar las estructuras de PEEK.

Se obtuvieron diez estructuras de tres piezas con pónico intermedio (Fig. 6.46) y diez estructuras de tres piezas con pónico en cantilever (Fig. 6.47), que se separaron de los discos con una fresa fina para materiales blandos. La confección de las

estructuras de PEEK fresadas fue realizada por el mismo operador en el laboratorio Prótesis S.A. (Madrid).



Figs. 6. 46 y 6.47. Estructura de PEEK mecanizado con pónico intermedio y con pónico en cantilever.

6.4. CEMENTADO

Una vez confeccionadas todas las estructuras, se procedió al cementado de las mismas sobre sus correspondientes muñones. Todos los puentes fueron cementados por el mismo operador en condiciones ambientales similares (temperatura de 18-24°C y humedad relativa del 50%).

El agente cementante empleado fue un cemento de vidrio ionómero en su presentación para mezcla manual (Ketac™ Cem EasyMix; 3M-ESPE), que se mezcló siguiendo las instrucciones del fabricante para conseguir la consistencia ideal. Las cantidades de polvo y líquido, fueron siempre las mismas, así como el tiempo de espatulado (Fig. 6.48).

El agente cementante se aplicó con un pincel de pelo de marta sobre las paredes axiales de las preparaciones.²²⁴ Una vez aplicado el cemento sobre las paredes axiales, se colocaba la estructura en su posición correcta sobre los muñones mediante presión digital, para conseguir que la presión durante el fraguado fuera idéntica, se empleó una prensa de cementado realizada en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid³⁶⁴ (Figs. 6.49 y 6.50).



Fig. 6.48. Agente cementante Ketac™ Cem EasyMix.



Figs. 6.49 y 6.50. Vistas de la prensa de cementado.

La prensa consta de una mordaza de acero inoxidable que tiene cuatro plataformas unidas por dos vástagos, tres fijas y una móvil que actúa como prensa. La base está formada por dos de estas plataformas fijas, la mayor de ellas rectangular (11 cm x 8 cm), sobre la que se encuentra otra circular de menor tamaño (7,5 mm de

diámetro). Sobre la superficie de esta plataforma circular se colocaban las probetas con las estructuras.

Mediante un eje roscado que parte de la placa superior de la mordaza, una prensa circular (7,5 cm de diámetro) se desenrosca hasta hacer contactar su base con la superficie oclusal de la estructura a cementar, de modo que el tornillo superior que dirige el descenso y ascenso de la prensa presenta una forma cuadrangular que encaja perfectamente con una llave dinamométrica calibrada de Ziacom® (Madrid, España) regulable a intervalos de 10 Newton entre 10 y 50 Newton. Este sistema permite mantener durante un tiempo determinado una carga constante y similar para todas las estructuras.

La prensa circular se encuentra unida a los vástagos que enlazan las restantes plataformas mediante unas piezas de latón para evitar el gripaje que podría producirse por el rozamiento al ser el vástago y la plataforma móvil de idéntico material. Por el mismo motivo, se coloca otra pieza de latón en la plataforma superior en torno al eje roscado.

Una vez aplicado el cemento en la estructura y ésta, ubicada sobre su probeta, se procedía a colocarla en la base de la mordaza (Fig. 6.51) y a continuación se desenroscaba el tornillo de la prensa hasta hacerla contactar con la superficie oclusal de la estructura. En esa posición se mantuvo una fuerza constante de 50 Newton, controlada por la llave dinamométrica durante 10 minutos (Fig. 6.52). Una vez completado el fraguado, se retiraron los excesos gruesos con una sonda de exploración.

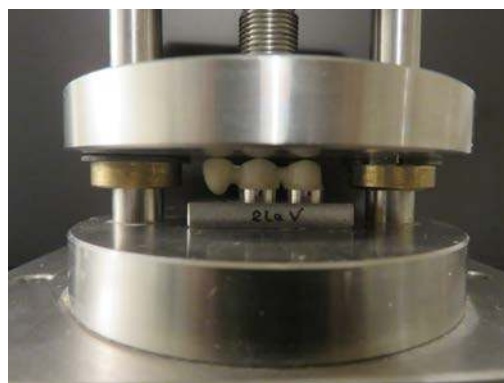


Fig. 6.51. Probeta colocada en la prensa de cementado.

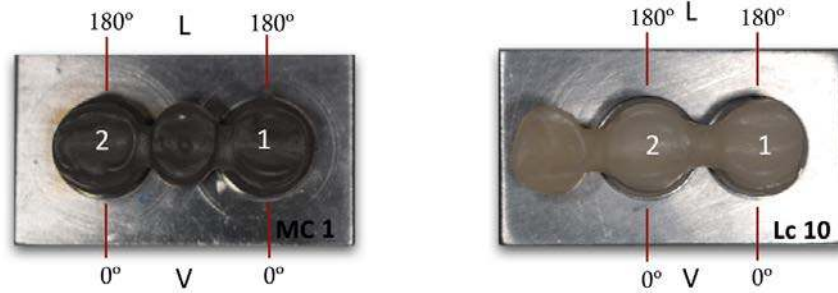


Fig. 6.52. Prensa de cementado controlada por llave dinamométrica.

6.5. ESTUDIO DEL SELLADO MARGINAL

6.5.1. Preparación de las muestras

La preparación se inició marcando en todas las probetas el lado vestibular con una “V” y el lado lingual con una “L”, se continuó numerando los pilares de las estructuras de puentes con 1 y 2, tanto por la cara vestibular como lingual y finalmente se marcaron las áreas donde se iban a realizar posteriormente las mediciones. Estas zonas se correspondían con el centro de las caras vestibulares y linguales de cada uno de los dos pilares. En este estudio se observó la discrepancia marginal a nivel de cuatro localizaciones por probeta, a 0° y 180° en cada pilar como se indica en las figuras 6.53 y 6.54.



Figs. 6.53 y 6.54. Preparación de la probeta MC1 y Lc10.

Las marcas donde se iban a realizar las mediciones, se realizaron en los muñones sin llegar a marcar la interfase restauración-muñón, con un rotulador indeleble de color negro (STAEDTLER permanente Lumocolor Fine).

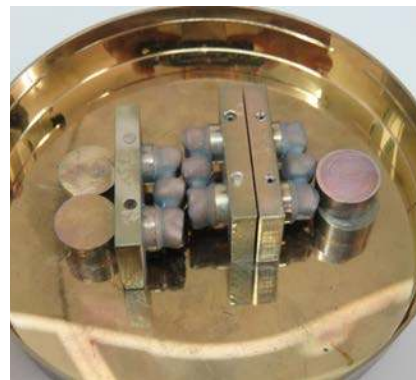
Las muestras destinadas a la observación mediante microscopía electrónica de barrido deben cumplir unas determinadas características: alta conductividad eléctrica, muestras secas y con superficie lisa y limpia, fijación a un soporte portamuestras (según tamaño y características de la muestra) y estabilidad bajo el haz de electrones.

Lo primero que se realizó para aumentar la conductividad eléctrica de las probetas de este estudio, fue el recubrimiento o “*sputtering*” con una película de metal. Además de aumentar la conductividad, el objetivo de este recubrimiento es obtener imágenes de gran calidad y resolución y evitar la distorsión que el haz de electrones del microscopio produce al cargar la superficie de una muestra no conductora.

El recubrimiento metálico se llevo a cabo con la metalizadora Quorum Q150R S (Quorum Technologies, Laughton, Reino Unido) que funciona realizando una pulverización por bombeo rotativo de metales nobles como el platino o el oro, que fue el metal empleado en nuestro caso (Fig. 6.55).

La metalizadora es automática y consta de una cámara de vacío con atmósfera de gas argón en cuya base se encuentra un soporte giratorio donde se posiciona la muestra y una tapa donde se encuentra una lámina de oro puro conectada a unos

electrodos. Para comenzar con el recubrimiento hay que seleccionar en la pantalla táctil el material y el tiempo (Au 240") y pulsando "run profile", empieza el proceso con el vacío de la cámara (3×10^{-2} Mbar), tras ello, se genera una diferencia de potencial de 20 mA que se mantiene durante minutos. A continuación, se realiza el purgado de la cámara hasta retirar el argón (15 segundos). El proceso dura aproximadamente ocho minutos, y se repite por los dos lados de la probeta (Figs. 6.56 y 6.57). De esta forma, ya estarían listas para ser medidas con el microscopio electrónico.



Figs. 6.55 y 6.56. Metalizadora Quorum Q150R S y probetas posicionadas tras metalización.



Fig. 6.57. Probeta MPC 5 metalizada y lista para ser medida con microscopía electrónica.

6.5.2. Obtención de las imágenes

El estudio de las muestras se realizó en el ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid, utilizando el microscopio electrónico de barrido (MEB) JSM-6400 Scanning Microscope (JEOL, Tokio, Japón) (Figs. 6.58 y 6.59). La capacidad de magnificación del equipo oscila entre 15 y 300.000 aumentos, con una resolución de 3,5 nm y un voltaje variable entre 0,5 KV y 40 KV.



Figs. 6.58 y 6.59. Microscopio electrónico de barrido JSM-6400.

Las imágenes se obtienen por técnica de espectrometría por dispersión de energía de rayos X. El detector de dispersión de energía empleado para recoger la información fue Link Pentafet (Oxford Instruments, Abingdon, Reino Unido). El microscopio está conectado a un monitor y un ordenador personal con el software de digitalización de imágenes INCA® Suite (Oxford Instruments, Abingdon, Oxfordshire, Reino Unido) que permite, en función del detector empleado, analizar los elementos químicos que componen la muestra, o captar imágenes a través de un segundo detector de electrones secundario. En este estudio se procedió a la captación de imágenes para medir la discrepancia marginal vertical (distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial de la preparación medida paralelamente al eje longitudinal del diente, en nuestro caso, del muñón de acero) en la zona de la interfase de todas las probetas en las áreas marcadas en cada pilar (cara vestibular y lingual).

Para introducir la probeta en el MEB se posicionaba en una mordaza portamuestras (Figs. 6.60 y 6.61) por el lado V (vertibular), una vez dentro y realizado el vacío se orientaba buscando la interfase del pilar 1 en la zona marcada y se enfocaba para obtener una imagen a 1000 aumentos. Se obtenía otra imagen del mismo modo del pilar 2 y a continuación se extraía la probeta, se cambiaba al lado L (lingual) para observar nuevamente la interfase de los dos pilares (1 y 2) (Fig 6.62).



Figs. 6.60 y 6.61. Mordaza portamuestras con probeta posicionada.



Fig. 6.62. Vista de probeta posicionada en el interior del microscopio al abrirlo.

Todas las imágenes fueron captadas por el mismo operador con una tensión de aceleración de 20 KV y a una distancia de trabajo de 20 mm, consiguiendo una posición eucéntrica, lo que quiere decir que la posición en la que el haz de electrones primario incide no cambia de una muestra a otra al seguir las mismas coordenadas.³⁰⁵ Estas imágenes se archivaban en formato digital TIFF, empleando el programa INCA®, con un código de letras y números que indicaba el subgrupo de pertenencia (MC, MCc, MS, MSc, MP, MPc, MF, MFc, L, Lc, P o Pc), el orden de la probeta dentro del subgrupo (1 al 10), el número del pilar (1 o 2) y la cara estudiada (V o L) (Figs. 6.63 y 6.64).

Todas las imágenes fueron tomadas a 1000 aumentos a excepción de las imágenes MF2V1, MS3V1, MP6V1, P9L2, P8L2, MCc5V1, MPc6V1, MPc9L2, Lc3L1, Lc4V1, Pc3V1 y Pc7V2, que se tomaron a 500 aumentos.

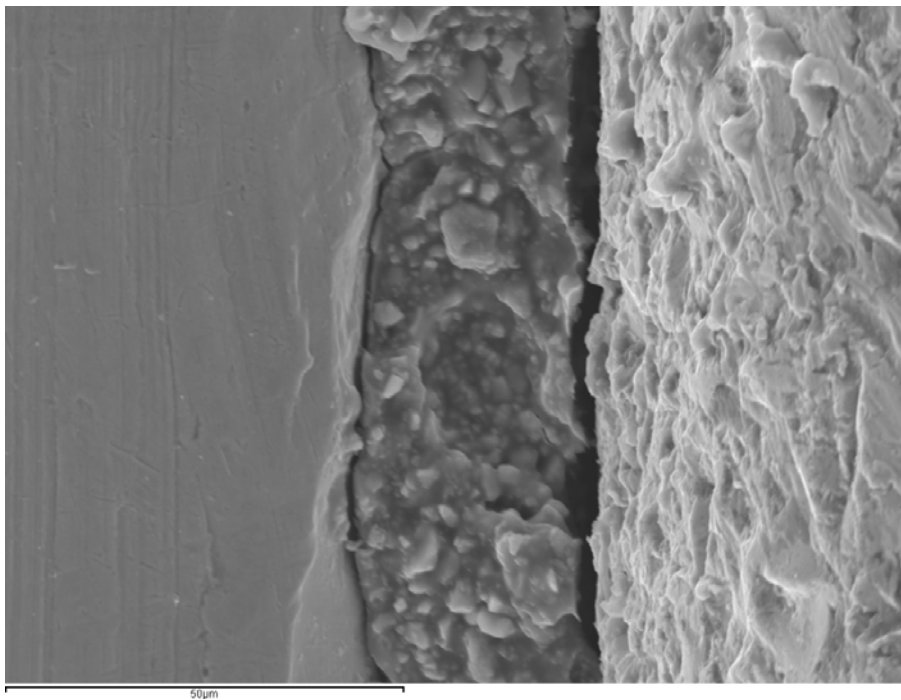


Fig. 6.63. Imagen de microscopia electrónica MSc1V1 x1000.

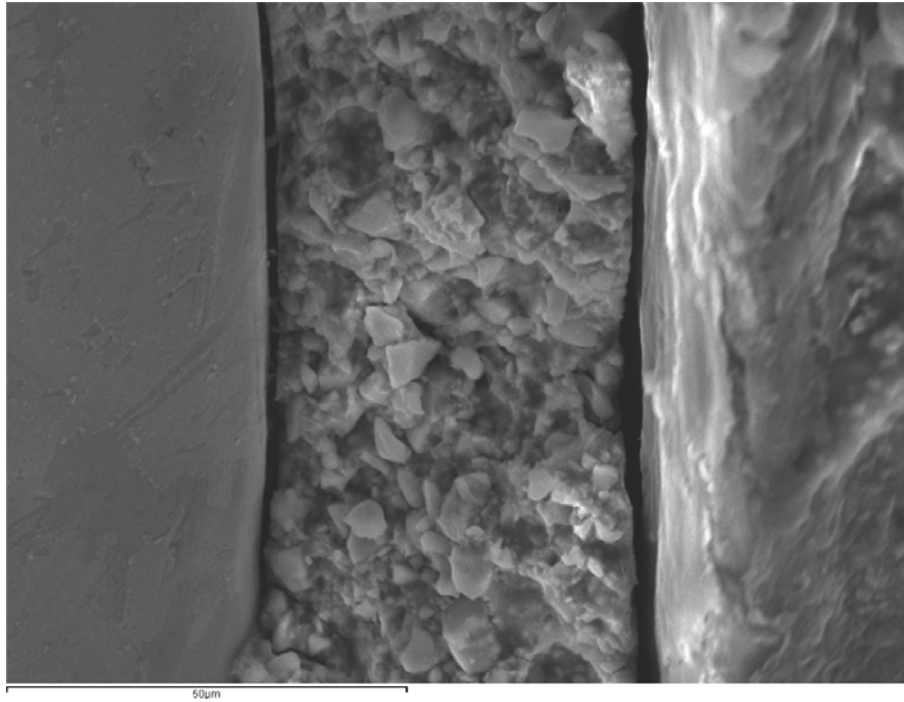
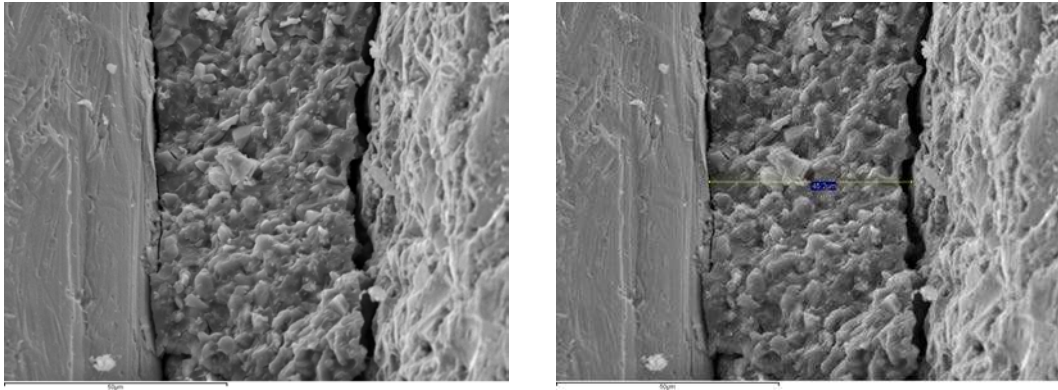


Fig. 6.64. Imagen de microscopía electrónica Pc10L1 x1000.

6.5.3. Análisis de las imágenes

El análisis de imágenes se llevó a cabo, como ya hemos dicho anteriormente, en el ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica, empleando el software INCA® suite (Oxford Instruments, Abingdon, Oxfordshire, Reino Unido).

Cada imagen captada por el MEB con una escala en la parte inferior se guardaba en formato digital TIFF por duplicado. El primer archivo contenía la imagen captada por el microscopio sin procesar y en el segundo, se procedía con la herramienta “calipper” del programa informático, al trazado de una línea recta en color amarillo que marcaba, a una altura arbitraria y diferente seleccionada por el operador en cada imagen, una zona de medición en micras de la discrepancia marginal. A continuación, se procedía a guardar el archivo de la imagen también en formato TIFF con la misma nomenclatura, añadiendo una letra “a” que indicaba la realización de la medición (Figs. 6.65 y 6.66).



Figs. 6.65 y 6.66. Imágenes de microscopía electrónica MS9V1 x1000 y MS9V1a x1000.

Debido a que el software INCA® sólo permitía trazar una línea por imagen (Fig. 6.67), se utilizó el programa para procesamiento de imagen digital ImageJ 1.49v (Wayne Rasband, National Institutes of Health, USA) para poder realizar más mediciones en la imagen. El procesamiento de las imágenes con este programa se realizaba abriendo la imagen seleccionada captada por el MEB y lo primero que se hacía es calibrarla utilizando la escala en micras en la parte inferior de la imagen. Tras calibrarla a micras, lo siguiente que se realizaba es celdar la imagen en 15 líneas horizontales azules equidistantes que nos van a servir como guía para hacer las 15 mediciones de la discrepancia marginal (Fig. 6.68).

Al ir realizando las mediciones con líneas amarillas, el programa permite abrir una ventana (ROI Manager) en la que se van numerando las líneas y presenta varias opciones entre las que podemos escoger renombrar línea y poner la longitud de la misma que va a ir apareciendo en otra ventana nombrada como “Results”. Esta ventana permite ser guardada con formato .xls, de esta forma las mediciones en micras de cada una de las líneas que hemos realizado las podemos abrir directamente en una hoja de cálculo de Microsoft® Excel, lo que facilita enormemente el traspaso de todos los datos obtenidos, al realizarse de forma automática. La imagen calibrada y con las 15 mediciones se guardaba con el mismo nombre que la del formato TIFF pero en JPG.

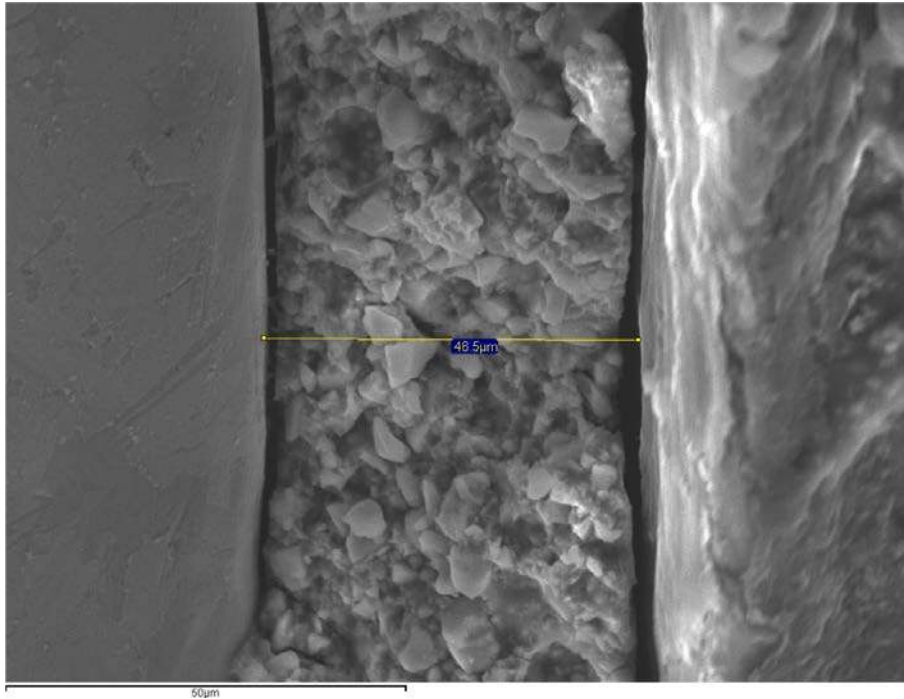


Fig. 6.67. Imagen digital de probeta Pe10L1a x1000, medición con INCA®.

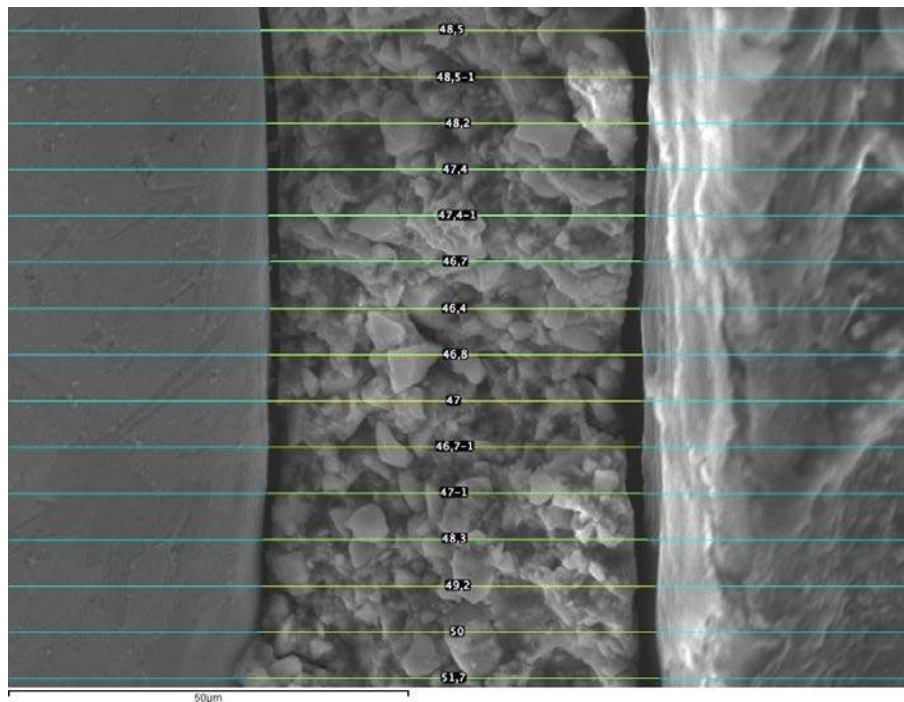


Fig. 6.68. Imagen digital de probeta Pe10L1a x1000, medición con ImageJ.

El proceso fue realizado siempre por el mismo operador y se repitió con cada una de las cuatro imágenes conseguidas por probeta, obteniendo 30 mediciones por pilar y 60 por probeta. El total de imágenes digitales que se registraron fue de 1.440, 120 por subgrupo.

6.6. TERMOCICLADO

Tras el estudio del ajuste marginal, todas las probetas se limpiaron con agua destilada para eliminar restos de la metalización y se almacenaron en 120 tarros cilíndricos (Resopal, Madrid, España) fabricados en polietileno de alta densidad, con tapa estriada a rosca y obturador, con una altura de 53 mm y un diámetro de 32 mm (Figs. 6.69 y 6.70).



Figs. 6.69 y 6.70. Tarros cilíndricos de almacenaje para el termociclado.

A continuación, se sometió a todas las probetas a un proceso de envejecimiento térmico o termociclado en la cámara climática CCK0/81 (Dycometal, Viladecans, Barcelona, España) controlada con el programa iTools (Eurotherm®, Schneider electric, Alcobendas, Madrid, España) en el laboratorio de ensayos de la Facultad de Ciencias Químicas de la Universidad Complutense de Madrid (Figs. 6.71 y 6.72).



Figs. 6.71 y 6.72. Cámara climática CCK0/81.

Para la realización del termociclado se rellenaron los tarros que contenían cada una de las probetas con 30 ml de saliva artificial Fusayama-Meyer (LCTech, Obertaufkirchen, Alemania)³⁶⁵ (Tabla 6.1), fabricada a una temperatura de 37°C y a un pH de 5.3 controlado por un pH-metro (GLP 22, Crison, Barcelona, España) (Figs. 6.73, 6.74 y 6.75). Una vez rellenos, los tarros se cerraron con el obturador y la tapa roscada. Se programó la cámara climática para la realización de 6.000 ciclos con una temperatura mínima de 5°C y una máxima de 55°C, con un tiempo de permanencia de 5 minutos. Los ciclos fueron monitorizados mediante gráficas con el programa iTools instalado en un ordenador conectado a la cámara climática.

Saliva	Composición	pH
Fusayama-Meyer	0.4 g/L KCl + 0.4 g/L NaCl + 0.906 g/L CaCl ₂ ×2H ₂ O + 0.690 g/L NaH ₂ PO ₄ ×2H ₂ O + 0.005 g/L Na ₂ S×9H ₂ O + 1 g/L Urea	5.3

Tabla 6.1. Composición de la saliva artificial Fusayama-Meyer.



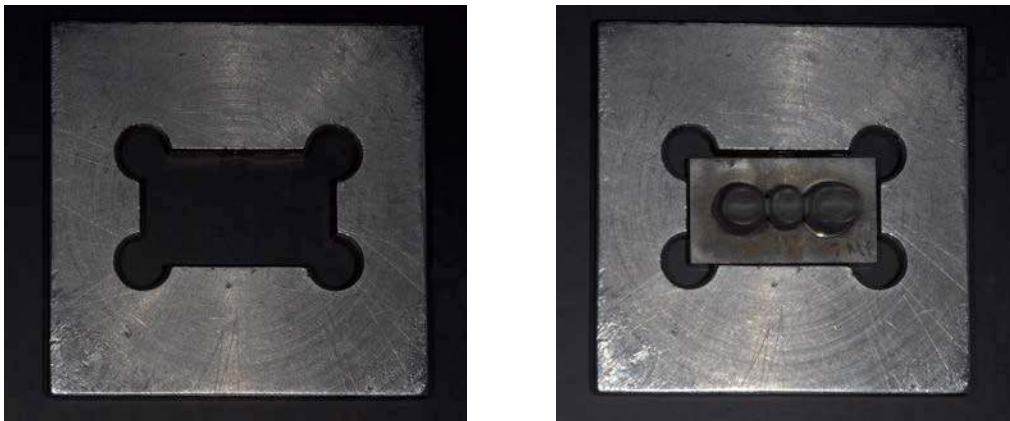
Figs. 6.73, 6.74 y 6.75. Fabricación de la saliva artificial, control con pH-metro y saliva artificial almacenada en probeta de ensayo.

6.7. ESTUDIO DE RESISTENCIA A LA FRACTURA

6.7.1. Confección de la pletina

Se confeccionó una pletina en acero inoxidable en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid, para posicionar las probetas.

Las dimensiones de la pletina son 6x6 cm de ancho y una altura de 7 mm, que poseía en el centro un hueco para alojar la base de las probetas (Figs. 6.76 y 6.77).

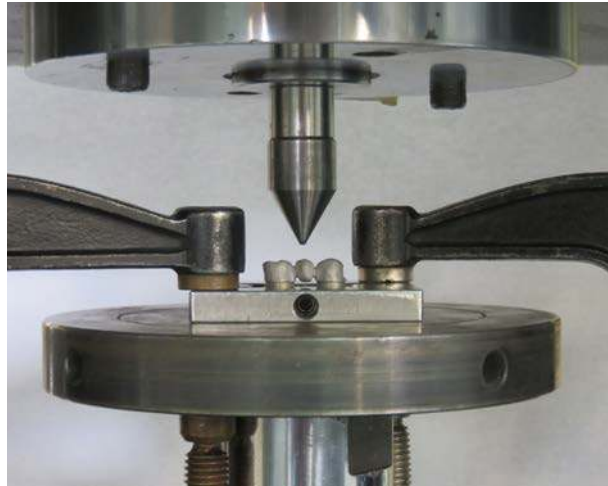


Figs. 6.76 y 6.77. Pletina para posicionar probetas.

6.7.2. Confección del empujador

Se confeccionó un empujador cónico de acero templado, acabado en una punta redondeada de 1,5 mm (Fig. 6.78), en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid.

El empujador era adaptable mediante el vástago roscado a la máquina universal de ensayo de compresión que se iba a utilizar para el experimento (Fig. 6.79).



Figs. 6.78 y 6.79. Detalle del empujador y empujador enroscado en máquina de ensayo.

6.7.3. Instrumento para pruebas mecánicas

La carga de las probetas se realizó en el Centro Nacional de Investigaciones Metalúrgicas (CENIM, CSIC).

Se realizó un ensayo de flexión por carga en tres puntos para las probetas con pónico intermedio, que consistía en aplicar la carga en un punto equidistante de los dos puntos sobre los que se sujetan las probetas y un ensayo de flexión con configuración de viga en voladizo para la probetas con pónico en cantilever, en el que la carga se aplicaba en la pieza en extensión. Para ello se empleó la máquina universal de ensayo electromecánico (ME 405/10; SERVOSIS S.A, Pinto, España) (Fig. 6.80).

Esta es una máquina para ensayos de tracción/compresión/flexión, que se compone de:

- Un cuerpo que realiza el ensayo mecánico que consta de: bancada, columnas laterales, puente superior, puente inferior, célula de carga, mordazas para sujetar la pletina en la que se sitúan las probetas. Se empleó como utillaje un plato de compresión circular con distintos diámetros, con centrador (Figs. 6.81 y 6.82).
- Un equipo de medida y control, conformado por un ordenador y un software de control PCD2K, conectado al anterior, que registra los datos (Fig. 6.83).



Fig. 6.80. Máquina universal de ensayo electromecánico ME 405/10.



Figs. 6.81 y 6.82. Vista frontal del cuerpo de la máquina de ensayo y detalle de la célula de carga y mordazas para sujetar la pletina donde se alojan las probetas.



Fig. 6.83. Equipo informático para medida y control de datos.

La célula de carga utilizada para este ensayo fue de 10 Tm, con una celda de 2.000 Kg, y un fondo de escala de 1/5 y la velocidad de avance del puntero que realiza la carga, fue de 1 mm/minuto.

6.7.4. Carga de las estructuras

Para lograr una distribución de la carga más uniforme se interpuso un lámina de estaño de 0,3 mm (dimensiones: 5x5 mm) entre la superficie oclusal de las estructuras y el empujador (Fig. 6.84).



Fig. 6.84. Lámina de estaño posicionada sobre probeta MP2 preparada para ser cargada.

Las estructuras con pónico intermedio (grupo 1), se colocaron en la pletina que se sujetaba a ambos lados por dos mordazas y la carga se aplicó en sentido vertical, en el centro del pónico y a la misma distancia de cada uno de los pilares (Fig. 6.85).

Las estructuras con pónico en cantilever (grupo 2), se situaron en la pletina que se sujetó al plato en un extremo con una mordaza y en el otro extremo se sujetó también la estructura con la mordaza, interponiendo dos láminas de acero para no dañarla. Esto fue necesario debido a que el ensayo de flexión con configuración de viga en voladizo es distinto y la distribución de fuerzas también es distinta, por ello se

requiere de una sujeción de la estructura para que no se descementen los pilares antes de obtener los valores que se buscan. Otra modificación que se realizó es cortar la base donde van alojados los muñones en la zona pónico para que fuese posible realizar correctamente el ensayo sin que los pónicos tocasen antes con la base. La carga también se aplicó en sentido vertical y en el centro del pónico situado en un extremo (Fig. 6.86).

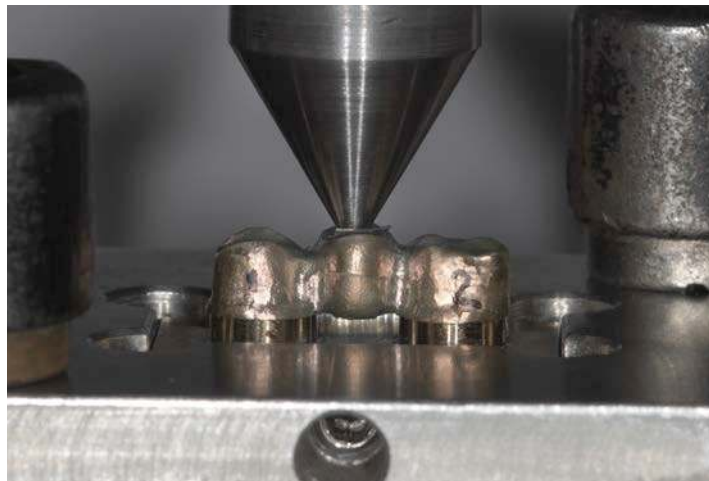


Fig. 6.85. Probeta P4 durante la aplicación de carga.

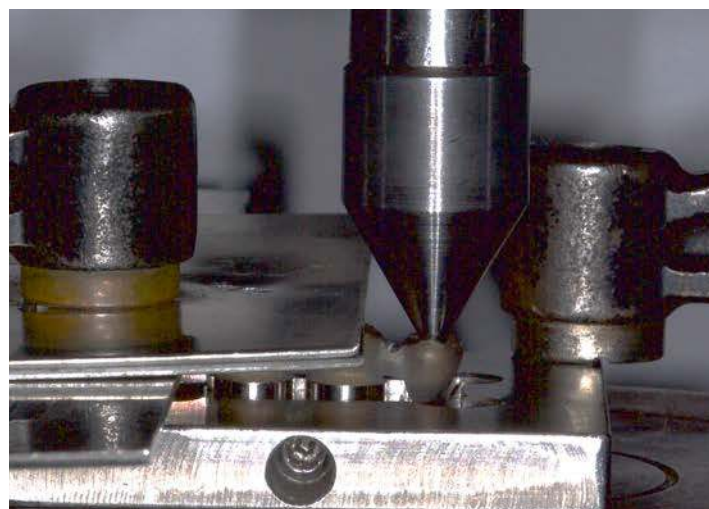


Fig. 6.86. Probeta MPc3 durante la aplicación de carga.

Las probetas se cargaron hasta la fractura total de la estructura, definida como el momento en que se registraba una disminución drástica en la gráfica monitorizada en el ordenador, junto con la evidencia de la fractura visiblemente.

Los resultados fueron recogidos por el ordenador, y mediante un programa informático, se obtuvieron las curvas de carga/desplazamiento.

El análisis de la resistencia a la fractura se realizó en las 120 estructuras de puentes que fueron sometidos previamente al termociclado. Se registraron los valores de resistencia a la fractura, expresados en kilogramos/fuerza o kilopondios (unidad del sistema técnico de unidades).

Previo el análisis de los datos registrados se realizó la transformación de las medidas en Kg/f a Newton (N), por ser la unidad mas empleada en los estudios revisados. Para ello, se multiplicaron los resultados obtenidos por 9,8, ya que el Newton se define como la fuerza que actúa sobre un kilogramo-masa y le proporciona una aceleración de un metro por segundo al cuadrado ($N = Kg \times m/s^2$).

6.8. TRATAMIENTO DE LOS DATOS

Para realizar el análisis estadístico de los resultados del presente estudio *in vitro* se asignaron a cada subgrupo del grupo 1 y grupo 2, el valor promedio de las mediciones del ajuste marginal y la resistencia a la fractura.

Para facilitar el estudio, los datos obtenidos fueron resumidos y archivados en una hoja de cálculo Microsoft® Excel 2000, que contenía todas las mediciones realizadas en cada subgrupo. Los análisis estadísticos que se realizaron fueron:

- Estadística descriptiva de todas las variables.
- Estadística inferencial.

Para la comprobación del ajuste a la normalidad de las variables se empleó el Test de Shapiro-Wilk. Como la variable ajuste marginal no cumplía los principios de normalidad en todos los subgrupos, se utilizaron los siguientes test no paramétricos:

- Test de Krusal-Wallis para realizar las comparaciones entre los subgrupos analizados del grupo 1 y grupo 2 y test no paramétrico de comparaciones múltiples *a posteriori* cuando el test de Kruskal-Wallis demostró diferencias significativas.
- Test U de Mann-Whitney para realizar las comparaciones entre los subgrupos de grupo 1 contra los subgrupos del grupo 2.

La variable resistencia a la fractura si cumplía los principios de normalidad en todos los subgrupos, por lo que se utilizaron los siguientes test paramétricos:

- Test de ANOVA unifactorial para realizar las comparaciones entre los subgrupos analizados del grupo 1 y el test *a posteriori* F de Ryan-Einot-Gabriel-Welsch cuando el test de ANOVA demostró diferencias significativas.
- Pruebas robustas de igualdad de medias de Welch y Brown-Forsythe para las comparaciones entre los subgrupos analizados del grupo 2, al no asumirse varianzas iguales, y el test *a posteriori* de comparaciones múltiples T2 de Tamhane cuando las pruebas robustas demostraron diferencias significativas.
- Test t de Student para realizar las comparaciones entre los subgrupos del grupo 1 contra los subgrupos del grupo 2.

Además, se utilizó el análisis de Weibull, para describir mejor el comportamiento de fractura de todos los subgrupos del grupo 1 y 2 analizados.

El análisis estadístico de todas las variables se realizó con los programas informáticos: SPSS 22 (SPSS Inc, Chicago, Estados Unidos) y SAS (SAS Institute, Carolina del Norte, Estados Unidos) en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid. El nivel de significación se estableció para valores de $P \leq 0,05$.

07. RESULTADOS

Las variables planteadas para este estudio “*in vitro*” fueron las siguientes (Tabla 7.1):

Variables	Tipo	Descripción	Categorías
Diseño de estructura	Independiente	Cualitativa nominal	Grupo 1: estructuras con pónico intermedio Grupo 2: estructuras con pónico en cantilever
Material	Independiente	Cualitativa nominal	Co-Cr colado Co-Cr sinterizado láser Co-Cr presinterizado Co-Cr fresado Circona PEEK
Ajuste Marginal	Dependiente	Cuantitativa continua (Micrómetros; μm)	
Resistencia a la fractura	Dependiente	Cuantitativa continua (Newton; N)	

Tabla 7.1: Variables del estudio.

La exposición de los resultados del presente estudio se va a estructurar en las siguientes secciones para poder interpretarlos claramente:

7.1. Análisis del sellado marginal:

- 7.1.1. Evaluación del sellado marginal de las estructuras de puentes con pónico intermedio confeccionados con distintos materiales y tecnologías.
- 7.1.2. Evaluación del sellado marginal de las estructuras de puentes con pónico en cantilever confeccionados con distintos materiales y tecnologías.
- 7.1.3. Análisis comparativo del sellado marginal entre las estructuras de puentes con pónico intermedio y con pónico en cantilever de diferentes materiales y tecnologías según diseño.

7.2. Análisis de la resistencia a la fractura con carga estática y tras termociclado de los grupos.

- 7.2.1. Evaluación de la resistencia a la fractura de las estructuras de puentes con pónico intermedio confeccionados con distintos materiales y tecnologías.
- 7.2.2. Evaluación de la resistencia a la fractura de las estructuras de puentes con pónico en cantilever confeccionados con distintos materiales y tecnologías.
- 7.2.3. Análisis comparativo de la resistencia a la fractura entre las estructuras de puentes con pónico intermedio y con pónico en cantilever de diferentes materiales y tecnologías según diseño.

7.1. ANÁLISIS DEL SELLADO MARGINAL

7.1.1. Evaluación del sellado marginal de las estructuras de puentes con pónico intermedio

7.1.1.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

Los resultados de la discrepancia marginal vertical promedio en micras de los seis subgrupos del grupo de estructuras con pónico intermedio se recogen en la tabla 7.2 y Fig. 7.1.

Subgrupo	N	Media	DE	Mín	Máx
MC	10	40,1083	10,43040	26,90	53,90
MS	10	41,8457	10,35627	27,16	57,20
MP	10	39,7853	8,77329	24,24	53,10
MF	10	38,6663	18,27594	22,83	80,01
L	10	51,1160	19,52342	18,45	85,44
P	10	43,4480	15,62896	20,90	78,56

Tabla 7.2. Medias (N), desviaciones estándar (DE), valor máximo (Máx) y valor mínimo (Mín) de la discrepancia marginal vertical de los materiales y técnicas de confección estudiados.

La discrepancia marginal vertical de cada uno de los subgrupos analizados se encontró dentro de los límites clínicamente aceptados.

El subgrupo de circona (L) (Fig. 7.2) obtuvo valores de discrepancia marginal superiores al resto de subgrupos (51,11 μm) mientras que el subgrupo de Co-Cr fresado (MF) (Fig. 7.3) obtuvo el menor desajuste marginal vertical (38,66 μm).

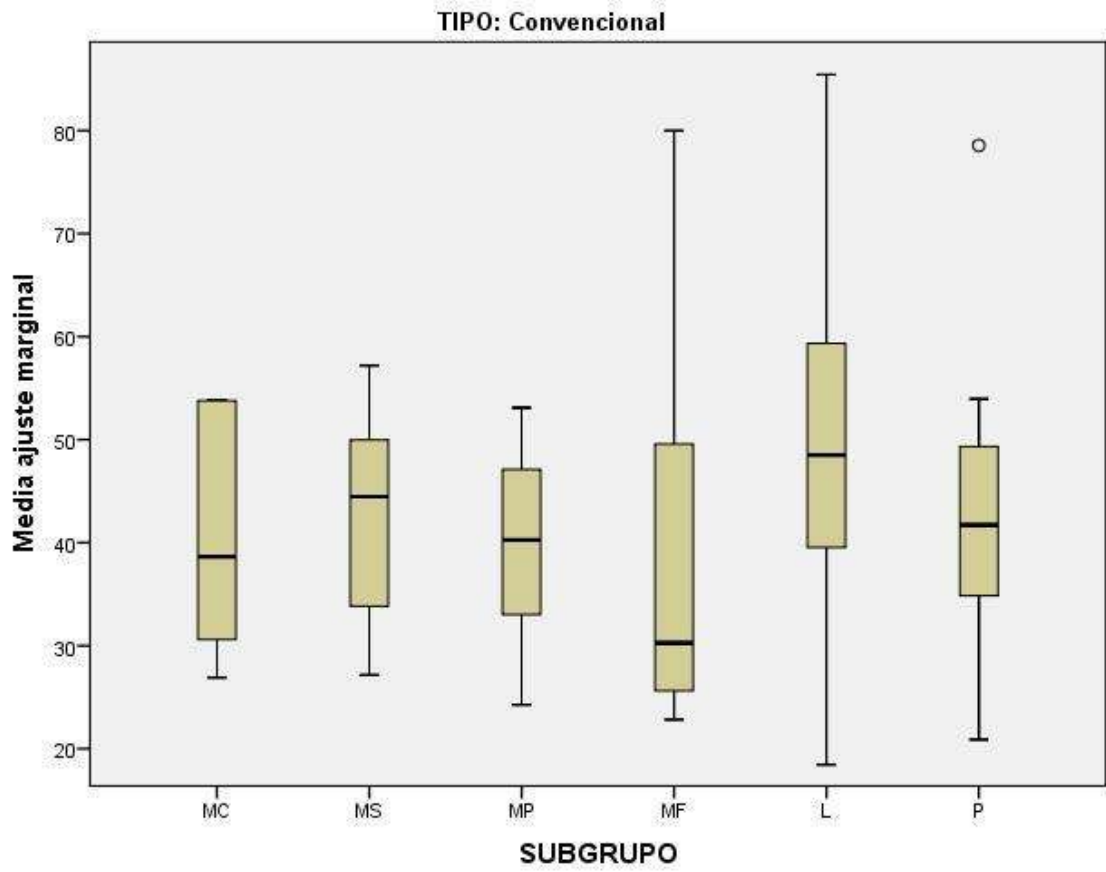


Fig. 7.1. Box plots del ajuste marginal para grupo 1.



Fig. 7.2. Imagen de microscopía electrónica de L1L1a x 1000.

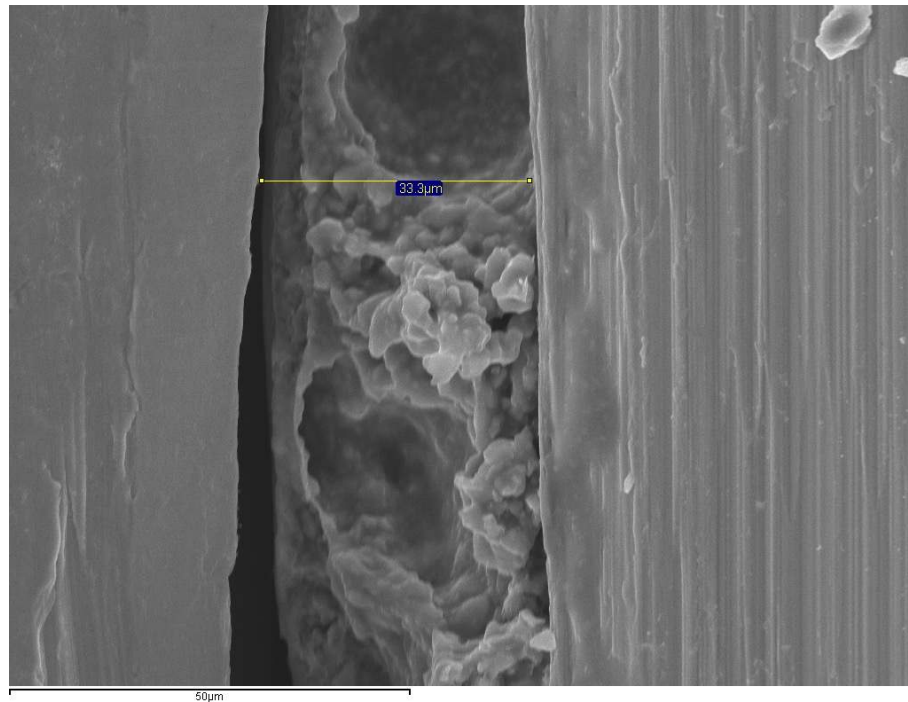


Fig. 7.3. Imagen de microscopía electrónica de MF5L2a x 1000.

7.1.1.2. ANÁLISIS INFERENCIAL

La prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes (Fig. 7.4) puso de manifiesto que no existieron diferencias significativas ($P = 0,469$) en el ajuste marginal entre los subgrupos de estructuras con pónico intermedio (grupo 1).

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,469	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

Fig. 7.4. Prueba de Kruskal-Wallis.

7.1.2. Evaluación del sellado marginal de las estructuras de puentes con pónico en cantilever

7.1.2.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

Los resultados de la discrepancia marginal vertical promedio en micras de los seis subgrupos del grupo de estructuras con pónico en cantilever se recogen en la tabla 7.3 y Fig. 7.5.

Subgrupo	N	Media	DE	Mín	Máx
MCc	10	34,5545	6,92659	26,94	50,71
MSc	10	35,2258	10,60276	26,17	62,42
MPc	10	40,8130	5,54718	32,18	49,21
MFc	10	34,1673	15,84739	19,63	71,69
Lc	10	57,3740	10,49815	42,14	78,67
Pc	10	41,7655	14,54621	17,83	68,77

Tabla 7.3. Medias (N), desviaciones estándar (DE), valor máximo (Máx) y valor mínimo (Mín) de la discrepancia marginal vertical de los materiales y técnicas de confección estudiados.

La discrepancia marginal vertical de cada uno de los subgrupos analizados se encontró dentro de los límites clínicamente aceptados.

Al igual que entre los subgrupos del grupo 1, el subgrupo de circona (Lc) (Fig. 7.6) obtuvo valores de discrepancia marginal superiores al resto de subgrupos (57,37 μm). Los subgrupos de Co-Cr fresado (MFc) (Fig. 7.7), Co-Cr colado (MCc) (Fig. 7.8) y Co-Cr sinterizado láser (MSc) (Fig. 5.9) obtuvieron valores de desajuste muy similares (34,17 μm , 34,55 μm y 35,22 μm , respectivamente).

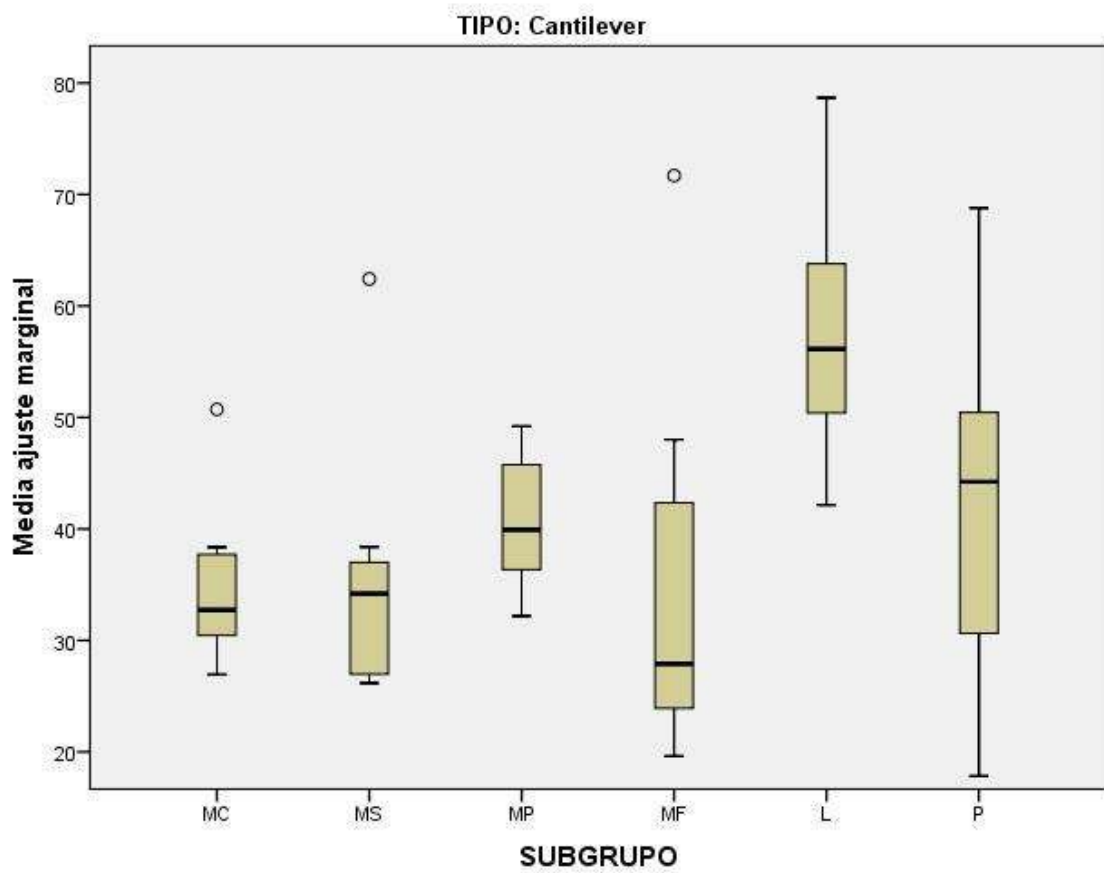


Fig. 7.5. Box plots del ajuste marginal para grupo 2.

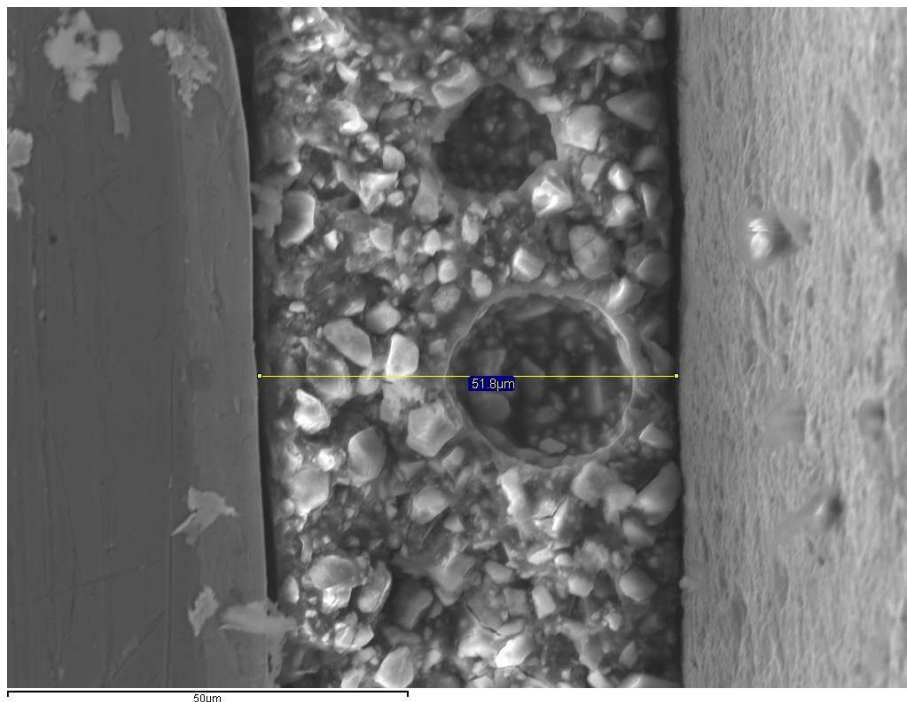


Fig. 7.6. Imagen de microscopía electrónica de Lc1V1a x 1000.

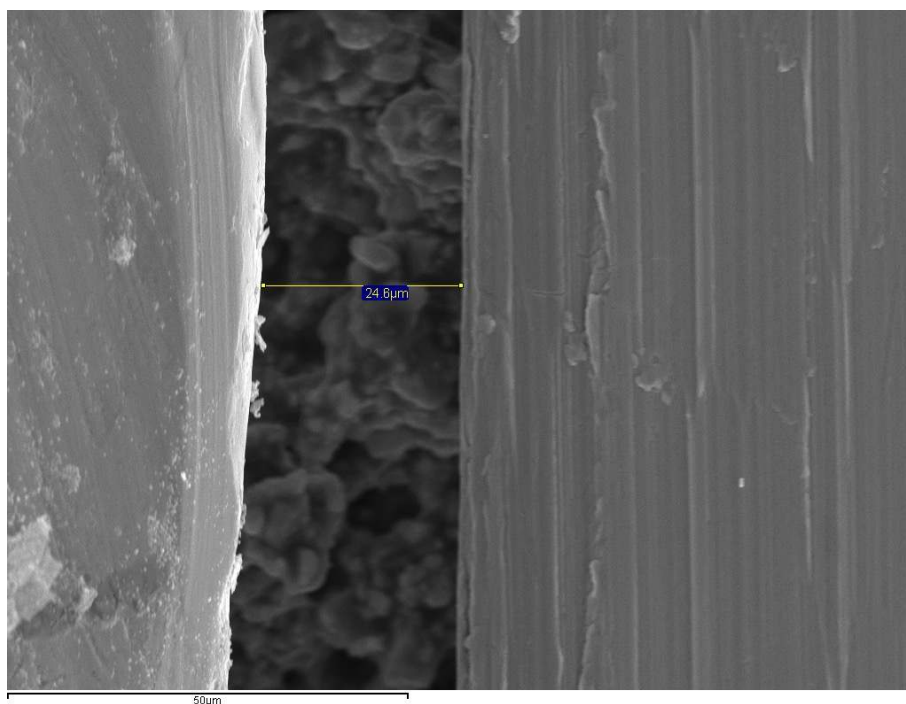


Fig. 7.7. Imagen de microscopía electrónica de MFc3V1a x 1000.

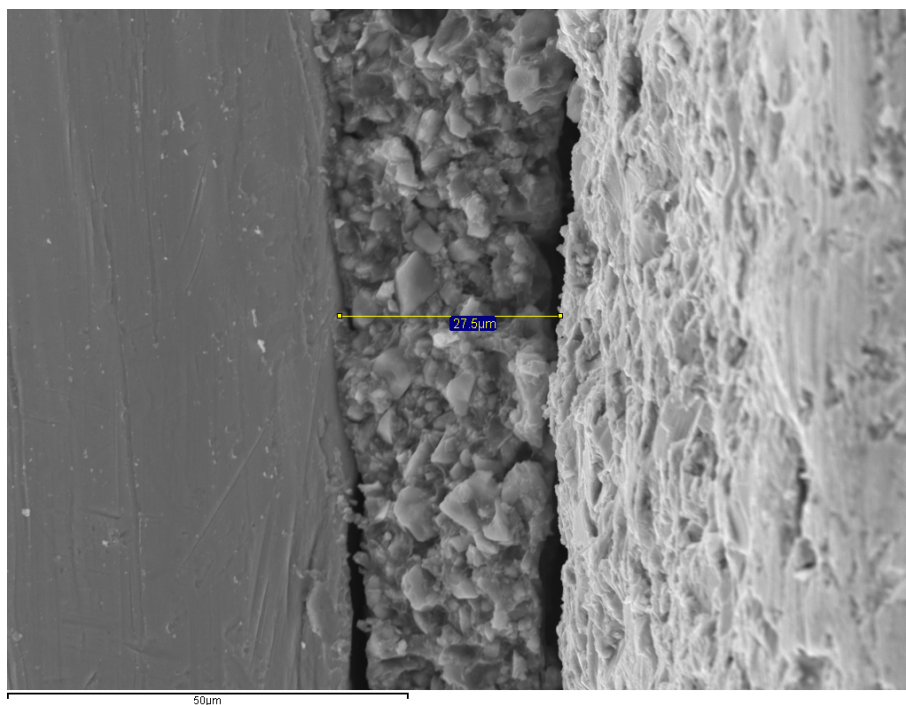


Fig. 7.8. Imagen de microscopía electrónica de MCc6V2a x 1000.

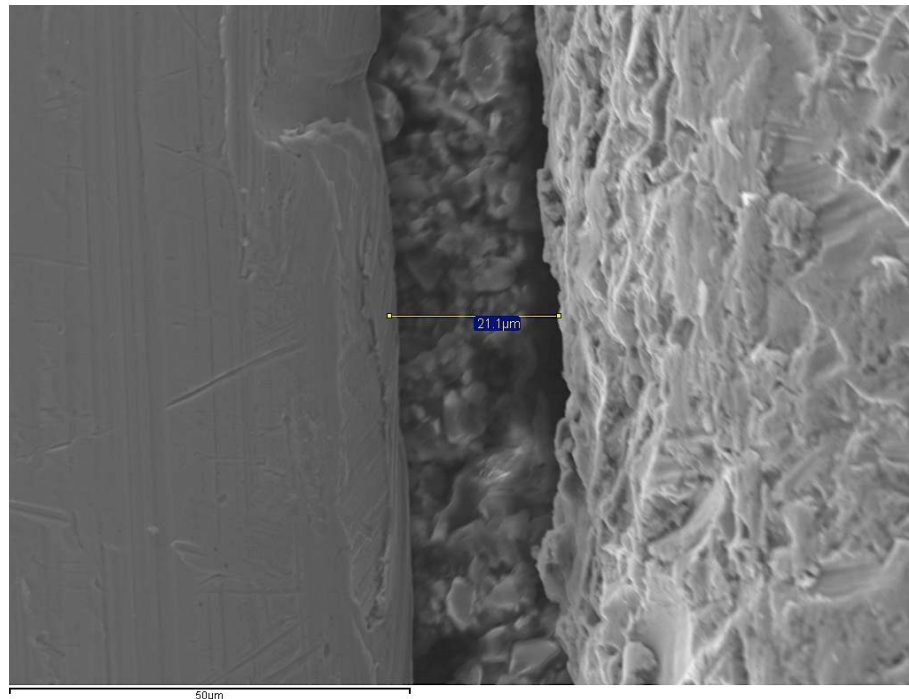


Fig. 7.9. Imagen de microscopía electrónica de MSc4V1a x 1000.

7.1.2.2. ANÁLISIS INFERENCIAL

La prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes (Fig. 7.10) puso de manifiesto que existieron diferencias significativas ($P= 0,001$) en el ajuste marginal entre los subgrupos de estructuras con pónico en cantilever (grupo 2).

Resumen de contrastes de hipótesis				
	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,001	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

Fig. 7.10. Prueba de Kruskal-Wallis.

Para conocer entre que subgrupos existían diferencias, se realizó un test de comparaciones múltiples no paramétrico *a posteriori* con la corrección de Bonferroni para comparar todos los subgrupos dos a dos (Fig. 7.11), encontrándose diferencias significativas ente los subgrupos Lc y MFc (P= 0,001), Lc y MSc (P= 0,003) y Lc y MCc (P= 0,006).

Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de prueba	Estándar Error	Desv. Estadístico de prueba	Sig.	Sig. ajust.
MF-MS	-2,450	7,810	-,314	,754	1,000
MF-MC	3,450	7,810	,442	,659	1,000
MF-P	-13,000	7,810	-1,665	,096	1,000
MF-MP	-14,100	7,810	-1,805	,071	1,000
MF-L	31,200	7,810	3,995	,000	,001
MS-MC	1,000	7,810	,128	,898	1,000
MS-P	-10,550	7,810	-1,351	,177	1,000
MS-MP	11,650	7,810	1,492	,136	1,000
MS-L	28,750	7,810	3,681	,000	,003
MC-P	-9,550	7,810	-1,223	,221	1,000
MC-MP	-10,650	7,810	-1,364	,173	1,000
MC-L	27,750	7,810	3,553	,000	,006
P-MP	1,100	7,810	,141	,888	1,000
P-L	18,200	7,810	2,330	,020	,297
MP-L	17,100	7,810	2,189	,029	,428

Cada fila prueba la hipótesis nula hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y la muestra 2 son iguales.
Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significancia es ,05.

Fig. 7.11. Comparaciones múltiples *a posteriori* entre los subgrupos del grupo 2.

Al no encontrar diferencias significativas entre los subgrupos Lc y Pc y los subgrupos Lc y MPc y al analizar los box plots del grupo 2, si parece haber diferencias evidentes, se procedió a la realización de pruebas paramétricas aunque todos los subgrupos no cumplieren los principios de normalidad.

El análisis de la varianza unifactorial puso de manifiesto que existieron diferencias significativas en el ajuste marginal entre los distintos subgrupos del grupo 2 ($P= 0,0001$). El test *post hoc* que se realizó a continuación fue la prueba *F* de Ryan-Einot-Gabriel-Welsch, que mostró diferencias entre el subgrupo de circona (Lc) y el resto de subgrupos. No se establecieron diferencias significativas en el ajuste marginal entre los demás subgrupos analizados (Tabla 7.4).

	SUBGRUPO	Subconjunto para alfa = 0.05	
		1	2
Ryan-Einot-Gabriel-Welsch F	MFc	34,1690	
	MCc	34,5570	
	MSc	35,2270	
	MPc	40,8140	
	Pc	41,7670	
	Lc		57,3770
	Sig.	,386	1,000

Tabla 7.4. Prueba *F* de Ryan-Einot-Gabriel-Welsch para el grupo 2.

Se consideró acertada la aplicación del análisis de la varianza, dado que los subgrupos MCc, MSc y MFc, no se ajustan a la normalidad debido a un único valor aislado alto de ajuste marginal (Fig. 7.5). Este valor aislado alto se traduce en promedios superiores de esos subgrupos, acercándose al subgrupo Lc, pero aún así, se encuentran diferencias al aplicar el test paramétrico.

7.1.3. Análisis comparativo del sellado marginal entre las estructuras de puentes con pónico intermedio y con pónico en cantilever

7.1.3.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

Cuando se compararon los materiales y técnicas de confección según los dos tipos de diseño de la estructura, se observó que los valores de discrepancia marginal fueron muy similares entre los subgrupos del grupo 1 y grupo 2. (Tabla 7.5 y Fig. 7.12).

Subgrupo	N	Grupo 1 Convencional		Grupo 2 Cantilever	
		Media	DE	Media	DE
MC	10	40,1083	10,43040	34,5545	6,92659
MS	10	41,8457	10,35627	35,2258	10,60276
MP	10	39,7853	8,77329	40,8130	5,54718
MF	10	38,6663	18,27594	34,1673	15,84739
L	10	51,1160	19,52342	57,3740	10,49815
P	10	43,4480	15,62896	41,7655	14,54621

Tabla 7.5. Medias (N) y desviaciones estándar (DE) de la discrepancia marginal vertical de los materiales y técnicas de confección estudiados.

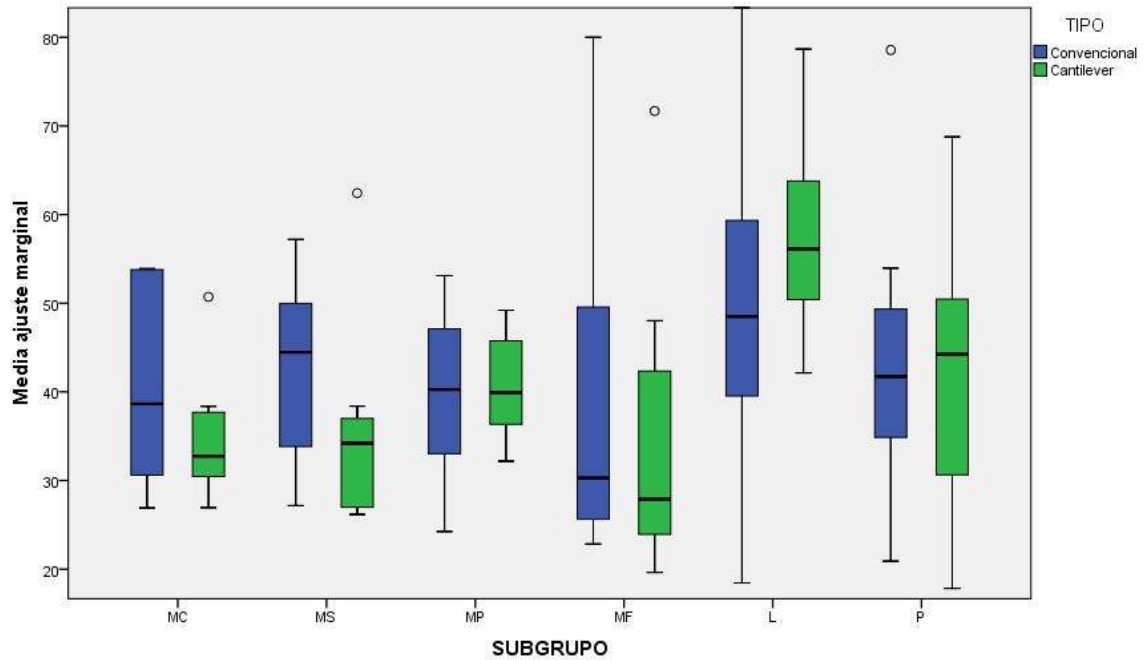


Fig. 7.12. Box plots del ajuste marginal para el grupo 1 y 2.

7.1.3.2. ANÁLISIS INFERENCIAL

La prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes estableció que no existieron diferencias estadísticamente significativas en el ajuste marginal en ninguno de los subgrupos según el diseño de la estructura (convencional o cantilever). (Figs. 7.13-7.18).

Resumen de contrastes de hipótesis				
	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de TIPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,280 ¹	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

¹Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Fig. 7.13. Prueba U de Mann-Whitney para subgrupos MC y MCc.

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de TIPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,123 ¹	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

¹Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Fig. 7.14. Prueba U de Mann-Whitney para subgrupos MS y MSc.

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de TIPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,912 ¹	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

¹Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Fig. 7.15. Prueba U de Mann-Whitney para subgrupos MP y MPc.

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de TIPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,436 ¹	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

¹Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Fig. 7.16. Prueba U de Mann-Whitney para subgrupos MF y MFc.

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de TIPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,247 ¹	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

¹Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Fig. 7.17. Prueba U de Mann-Whitney para subgrupos L y Lc.

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de TIPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	1,000 ¹	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

¹Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Fig. 7.18. Prueba U de Mann-Whitney para subgrupos P y Pc.

7.2. ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA CON CARGA ESTÁTICA Y TRAS TERMOCICLADO DE LOS GRUPOS

7.2.1. Evaluación de la resistencia a la fractura de las estructuras de puentes con pónico intermedio

7.2.1.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

Los valores de resistencia a la fractura (Tabla 7.6 y Fig. 7.19) estaban por encima de los 1.000 N en todos los subgrupos analizados. El subgrupo de Co-Cr fresado (MF) obtuvo los valores más elevados (11.156,61 N). Los subgrupos metálicos analizados obtuvieron valores por encima de los 9.000 N. El subgrupo cerámico de circonita (L) obtuvo los valores más inferiores de resistencia a la fractura (1.859,95 N). (Figs. 7.20-7.25).

Subgrupo	N	Media	DE	Mín	Máx
MC	10	9836,2600	433,88319	9167,90	10598,70
MS	10	10784,9980	476,10889	10101,84	11487,56
MP	10	9066,0820	451,98156	8336,86	9728,46
MF	10	11156,6140	530,69371	10430,14	11860,94
L	10	1859,9540	128,53901	1687,68	2016,84
P	10	3132,2760	307,15277	2730,28	3729,88

Tabla 7.6. Medias (N), desviaciones estándar (DE), valor máximo (Máx) y valor mínimo (Mín) de la resistencia a la fractura de los materiales y técnicas de confección estudiados.

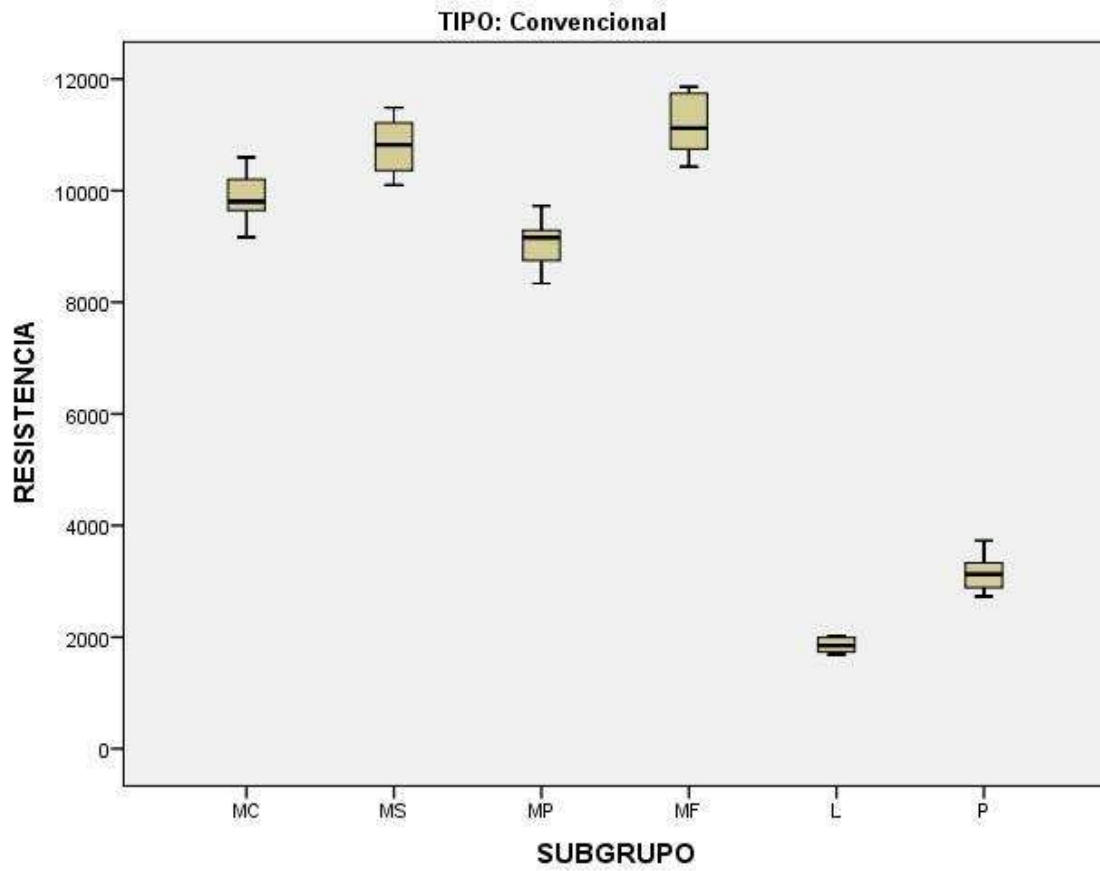


Fig.7.19. Box plots de la resistencia a la fractura del grupo 1.



Fig. 7.20. Fractura de la probeta MC1.



Fig. 7.21. Fractura de la probeta MS4.



Fig. 7.22. Fractura de la probeta MP3.



Fig. 7.23. Fractura de la probeta MF1.



Fig. 7.24. Fractura de la probeta L5.



Fig. 7.25. Fractura de la probeta P4.

En las figuras 7.26-7.31 se pueden observar las curvas de carga-desplazamiento de probetas de cada uno de los subgrupos analizados.

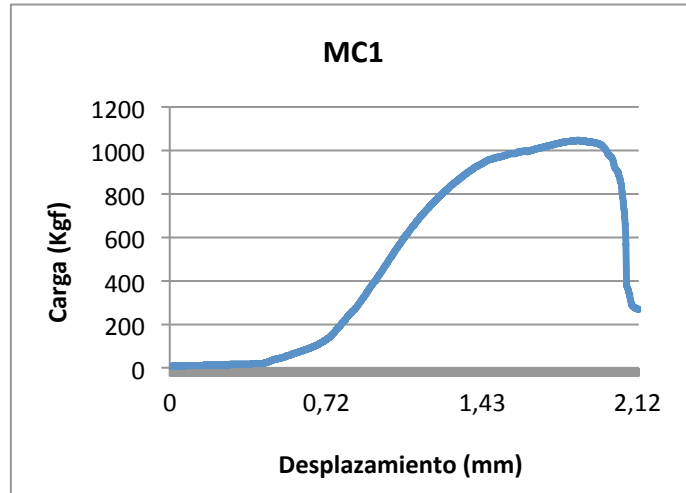


Fig. 7.26. Curva carga-desplazamiento de la probeta MC1.

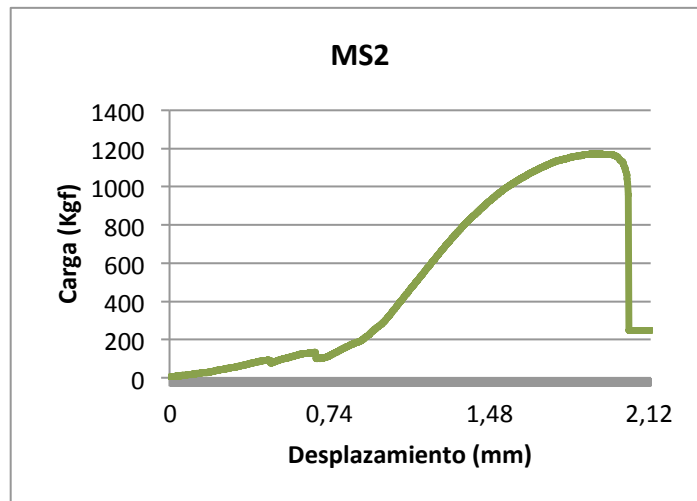


Fig. 7.27. Curva carga-desplazamiento de la probeta MS2.

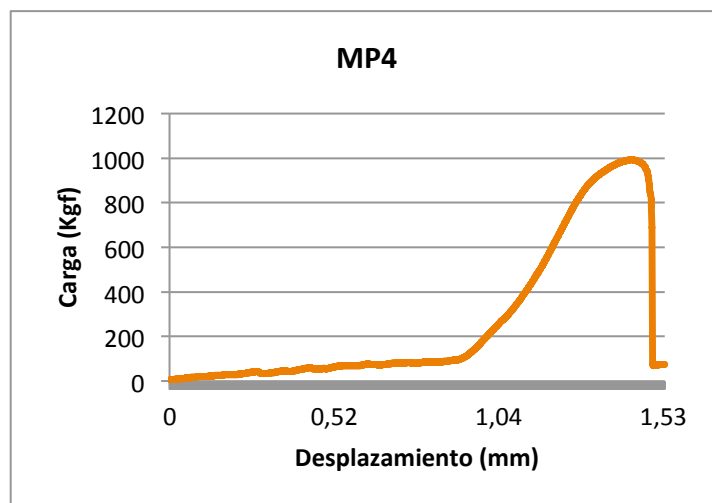


Fig. 7.28. Curva carga-desplazamiento de la probeta MP4.

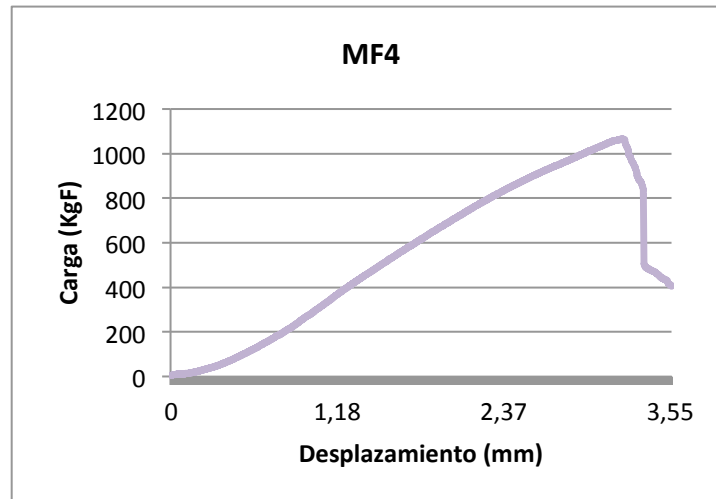


Fig. 7.29. Curva carga-desplazamiento de la probeta MF4.

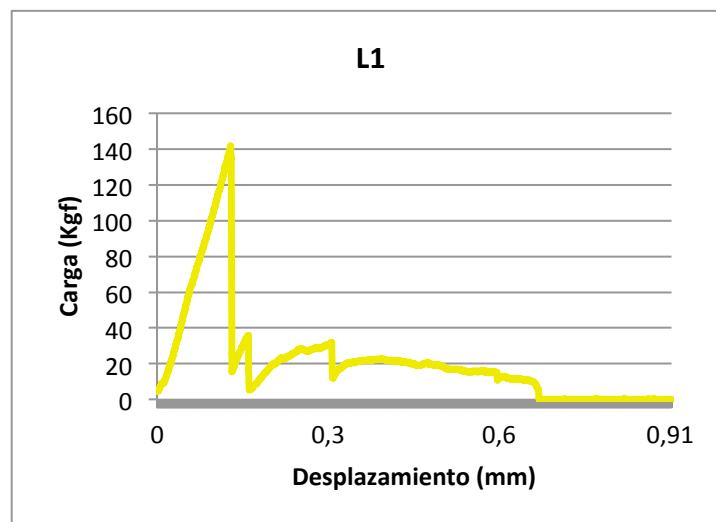


Fig. 7.30. Curva carga-desplazamiento de la probeta L1.

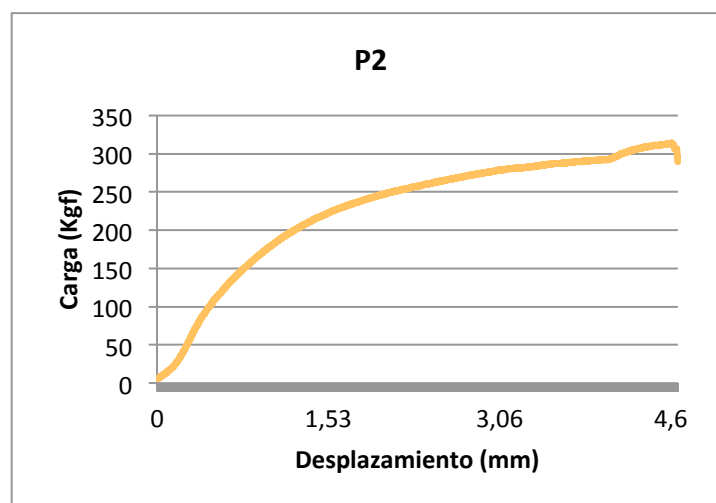


Fig. 7.31. Curva carga-desplazamiento de la probeta P2.

7.2.1.2. ANÁLISIS INFERENCIAL

El análisis de la varianza unifactorial puso de manifiesto que existieron diferencias significativas en la resistencia a la fractura entre los subgrupos analizados ($P= 0,0001$).

Para conocer entre que subgrupos existían diferencias, se realizó un test *post hoc* prueba F de Ryan-Einot-Gabriel-Welsch, que mostró diferencias estadísticamente significativas entre todos los subgrupos excepto entre MS y MF, que no tuvieron diferencias significativas (Tabla 7.7).

	SUBGRUPO	Subconjunto para alfa = 0.05				
		1	2	3	4	5
Ryan-Einot-Gabriel-Welsch F	Lc	1859,954				
	Pc		3132,276			
	MPc			9066,082		
	MCC				9836,260	
	MSc					10784,998
	MFc					11156,614
	Sig.	1,000	1,000	1,000	1,000	,137

Tabla 7.7. Prueba F de Ryan-Einot-Gabriel-Welsch para el grupo 1.

A priori, puede parecer sensato utilizar los test estadísticos tradicionales basándose en que los datos siguen una distribución normal, pero para valorar la probabilidad de supervivencia (fiabilidad) o resistencia a la fractura en este caso, son necesarias técnicas más específicas, por lo que se utilizó el **análisis de Weibull**, para describir mejor el comportamiento de fractura de los materiales analizados.

La distribución de Weibull viene caracterizada por dos parámetros: escala o resistencia característica de Weibull (σ_0) y forma o módulo de Weibull (m). La constante m está relacionada con la variabilidad de resultados de resistencia y cuanto mayor es el valor de m , el comportamiento de los datos es más predecible y menor es su distribución. La constante σ_0 está relacionada con la distribución de los datos a lo

largo del eje de resistencia a la fractura (fuerza o carga) en el gráfico de Weibull. Será por tanto la fuerza a la que el 63,2% de las muestras se fracturan. Valores más altos de este parámetro se corresponden con mayores valores de resistencia a la fractura.³⁶⁶

El análisis de Weibull por máxima verosimilitud para los subgrupos del grupo 1, puso de manifiesto que existieron diferencias significativas en el parámetro escala o resistencia entre todos los materiales, salvo entre los subgrupos MS y MF y los subgrupos MC y MP. No se encontraron diferencias en el parámetro forma o módulo entre todos los subgrupos (Tabla 7.8 y Fig. 7.32). Los intervalos de confianza de los parámetros escala y forma fueron al 99,67% (debido a que para un nivel de significación del 0,05, y aplicando la corrección de Bonferroni, cada una de las comparaciones hubo de serlo al nivel de significación 0,0033). Al realizar la comparación entre dos subgrupos, se considera que existen diferencias significativas cuando no se cruzan los correspondientes intervalos de confianza.

		Estimador	Error estándar	Límites de confianza	
				Inferior	Superior
MC	Escala Weibull σ_0	10036,2809	134,5689	9648,5628	10439,5791
	Forma Weibull m	25,0160	5,8955	12,5165	49,9981
MS	Escala Weibull σ_0	11000,6682	136,7152	10606,2019	11409,8056
	Forma Weibull m	26,9225	6,6397	13,0437	55,5687
MP	Escala Weibull σ_0	9268,3975	128,8412	8897,4487	9654,8118
	Forma Weibull m	24,0563	5,9197	11,6737	49,5733
MF	Escala Weibull σ_0	11398,6384	154,7102	10952,9963	11862,4123
	Forma Weibull m	24,6723	6,1030	11,9275	51,0352
L	Escala Weibull σ_0	1917,0363	35,9799	1814,1781	2025,7262
	Forma Weibull m	17,8064	4,5482	8,4067	37,7159
P	Escala Weibull σ_0	3269,7541	101,7929	2983,9266	3582,9607
	Forma Weibull m	10,7921	2,4955	5,4705	21,2905

Tabla 7.8. Parámetros escala y forma de Weibull y límites de confianza del grupo 1.

Todos los subgrupos obtuvieron valores de resistencia característica o escala (estimador) por encima de los 1.000 N. El subgrupo de Co-Cr fresado (MF) obtuvo los mayores valores de resistencia característica (11.398,64 N), es decir, el 63,2% de las muestras se fracturará al llegar 11.398,64 N, consiguiendo la mayor probabilidad de supervivencia, mientras que el subgrupo de circona (L) obtuvo los valores más inferiores de resistencia característica (1.917,04 N), es decir el 63,2% de las muestras se fracturará al llegar a 1.917,04 N.

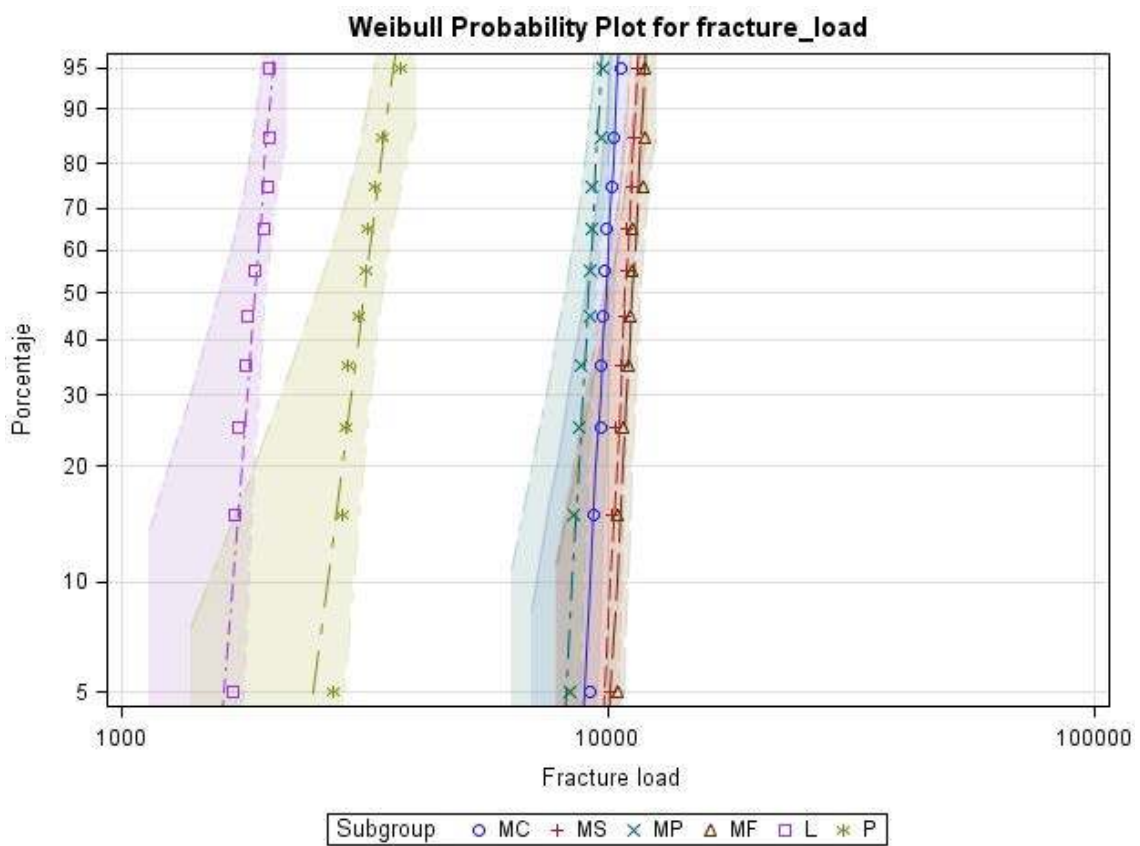


Fig.7.32. Gráfico de probabilidad de Weibull de resistencia a la fractura para el grupo 1.

7.2.2. Evaluación de la resistencia a la fractura de las estructuras de puentes con pónico en cantilever

7.2.2.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

Los valores de resistencia a la fractura (Tabla 7.9 y Fig. 7.33) solo estuvieron por encima de los 1.000 N en los subgrupos de estructuras metálicas. El subgrupo de Co-Cr fresado (MFC) obtuvo los valores más elevados (2.257,14 N). El subgrupo cerámico de circona (Lc) y el de PEEK (Pc) obtuvieron los valores más inferiores de resistencia a la fractura (668,75 N y 345,06 N respectivamente) sin llegar al límite de los 1.000 N. (Figs. 7.34-7.39).

Subgrupo	N	Media	DE	Mín	Máx
MCc	10	1858,7660	108,88055	1675,80	1983,52
MSc	10	2161,1420	61,10381	2061,92	2234,40
MPc	10	1831,6900	97,42964	1690,50	1997,04
MFC	10	2257,1360	157,37388	2.042,32	2495,08
Lc	10	668,7480	83,28928	534,10	790,86
Pc	10	345,0580	32,25393	305,76	393,96

Tabla 7.9. Medias (N), desviaciones estándar (DE), valor máximo (Máx) y valor mínimo (Mín) de la resistencia a la fractura de los materiales y técnicas de confección estudiados.

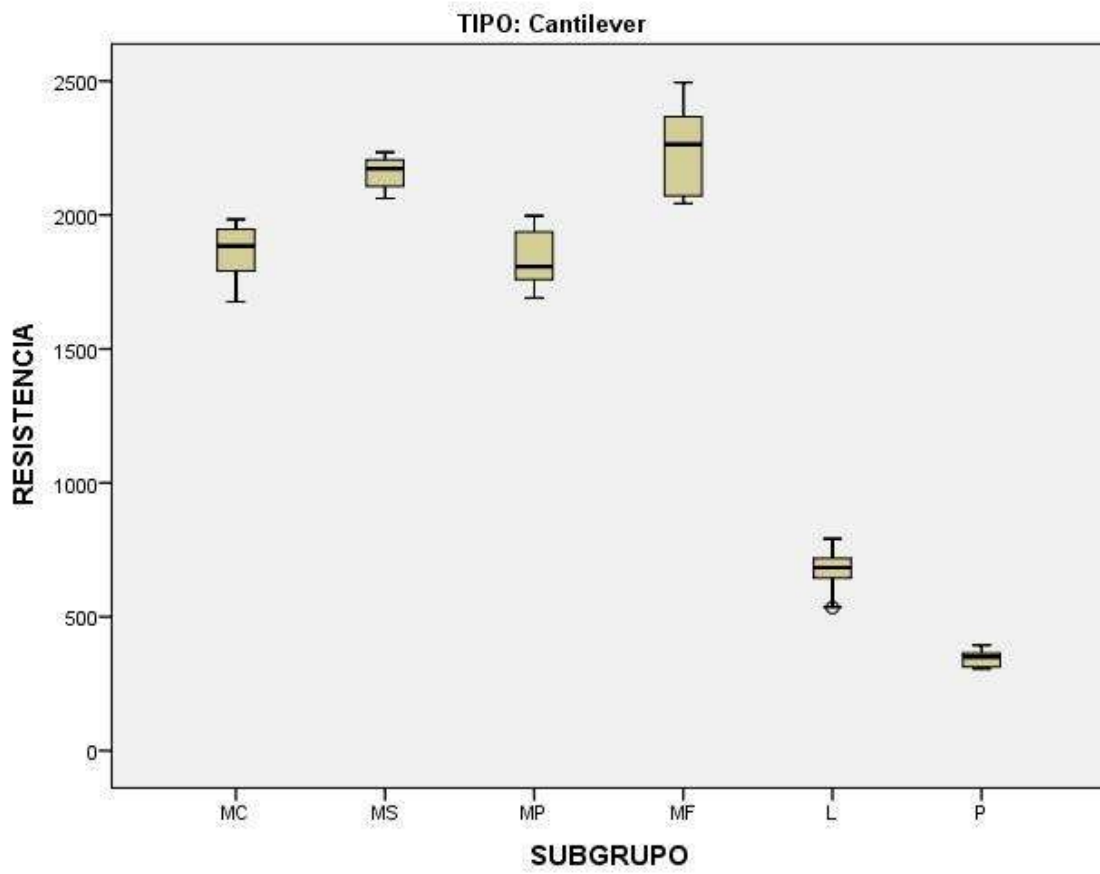


Fig.7.33. Box plots de la resistencia a la fractura del grupo 2.



Fig. 7.34. Fractura de la probeta MCc6.

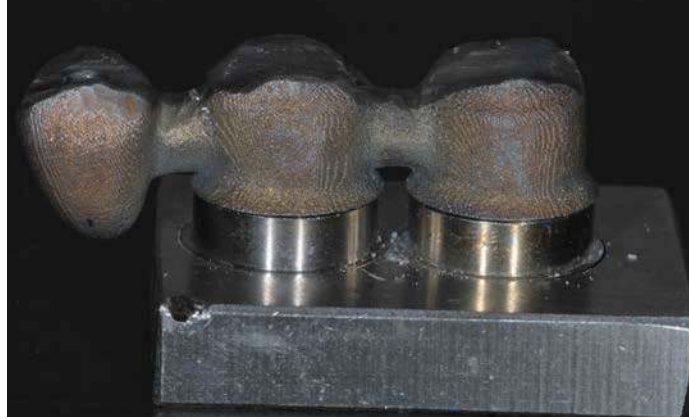


Fig. 7.35. Fractura de la probeta MSc2.

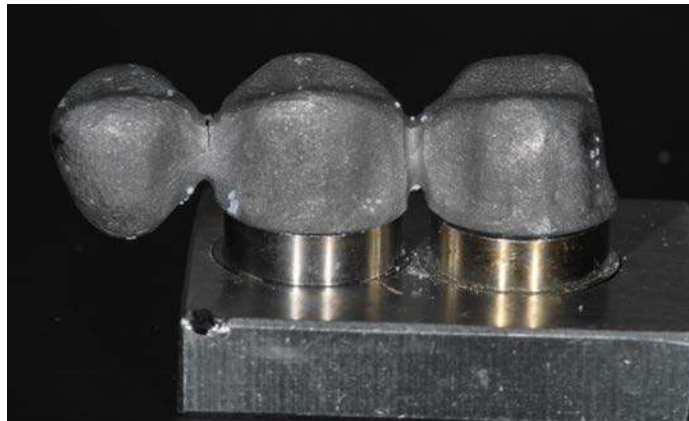


Fig. 7.36. Fractura de la probeta MPc5.



Fig. 7.37. Fractura de la probeta MFc1.

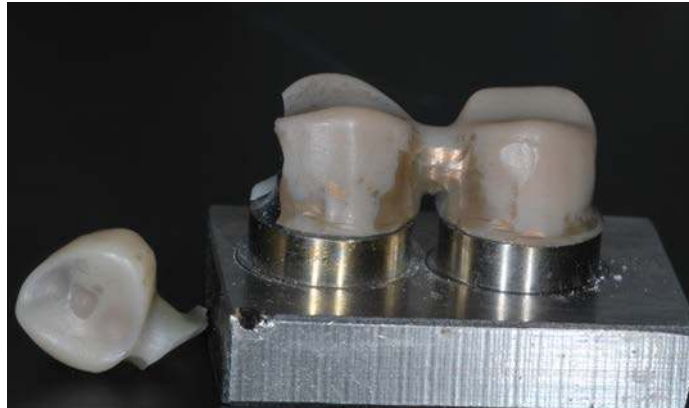


Fig. 7.38. Fractura de la probeta Lc1.



Fig. 7.39. Fractura de la probeta P3.

En las figuras 7.40-7.45 se pueden observar las curvas de carga-desplazamiento de probetas de cada uno de los subgrupos analizados.

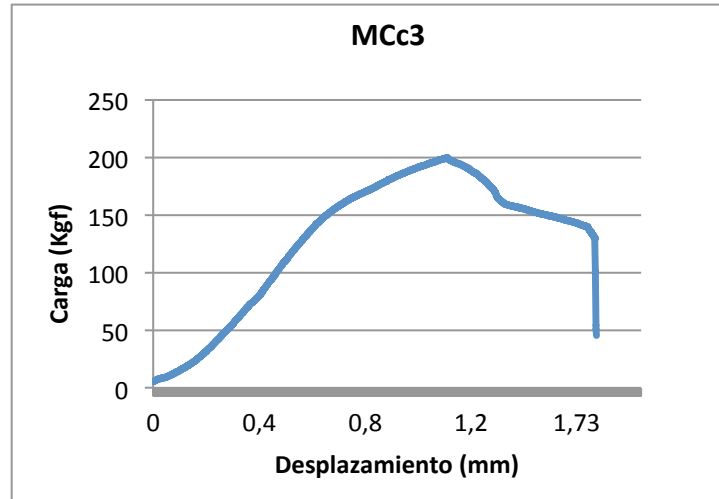


Fig. 7.40. Curva carga-desplazamiento de la probeta MCc3.

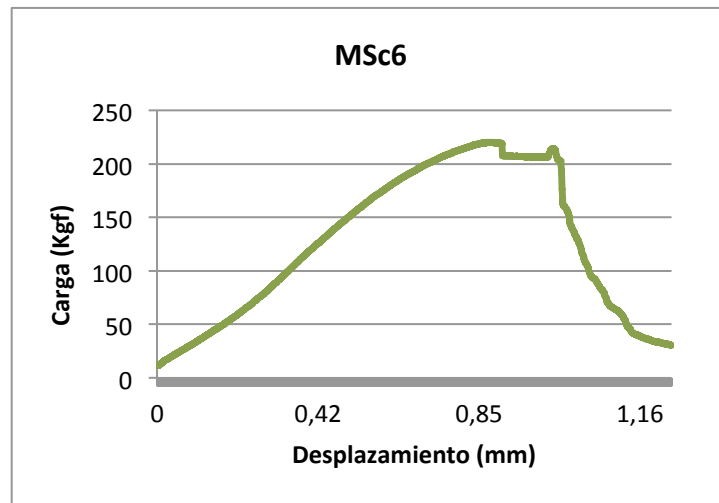


Fig. 7.41. Curva carga-desplazamiento de la probeta MSc6.

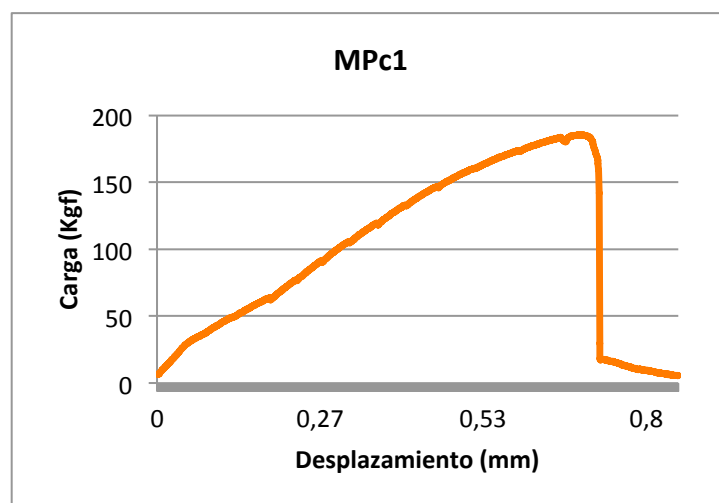


Fig. 7.42. Curva carga-desplazamiento de la probeta MPc1.

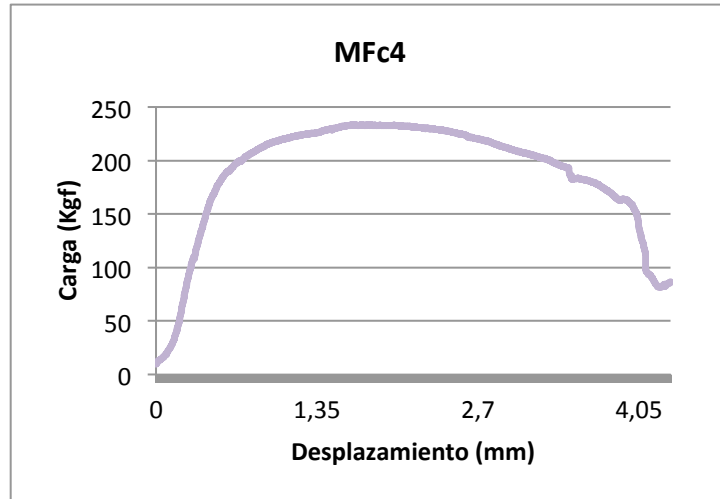


Fig. 7.43. Curva carga-desplazamiento de la probeta MFc4.

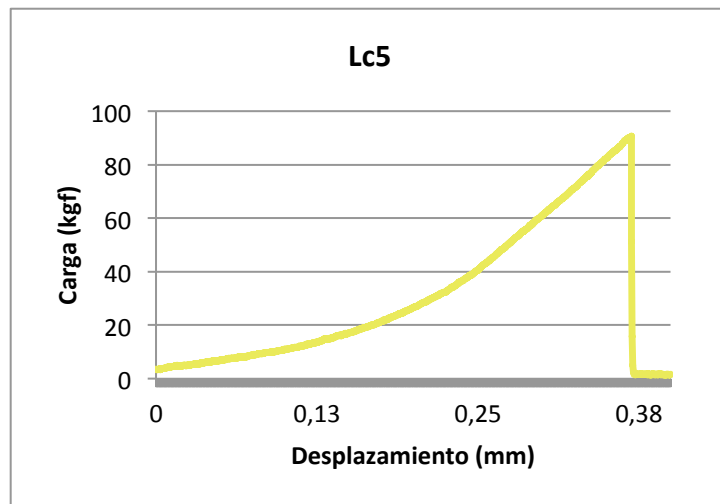


Fig. 7.44. Curva carga-desplazamiento de la probeta Lc5.

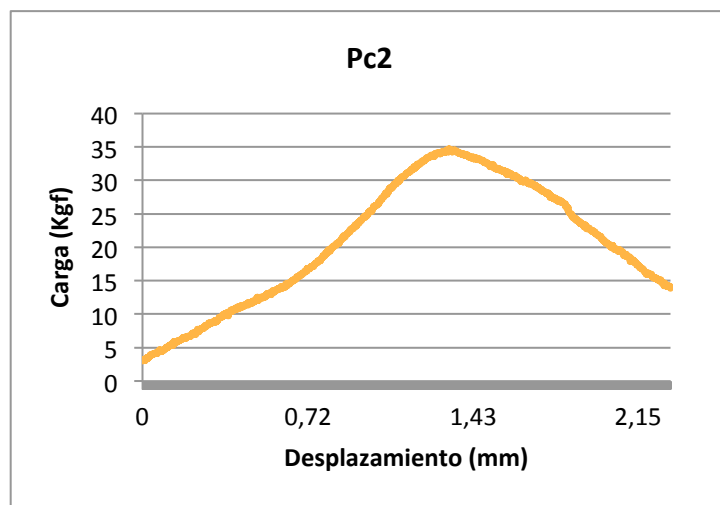


Fig. 7.45. Curva carga-desplazamiento de la probeta Pc2.

7.2.2.2. ANÁLISIS INFERENCIAL

Al no asumirse varianzas iguales, se realizaron las pruebas robustas de igualdad de medias de Welch y Brown-Forsythe que pusieron de manifiesto diferencias estadísticamente significativas entre los subgrupos analizados ($P= 0,0001$).

Para conocer entre que subgrupos existían diferencias, se realizó el test *post hoc* de comparaciones múltiples T2 de Tamhane que mostró diferencias estadísticamente significativas entre todos los subgrupos salvo entre MSc y MFc y entre MPc y MCc que no tuvieron diferencias (Tabla 7.10).

	(I) SUBGRUPO	(J) SUBGRUPO	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.
Tamhane	MC	MS	-302,37600	39,48247	,000
		MP	27,07600	46,20336	1,000
		MF	-398,37000	60,51571	,000
		L	1190,01800	43,34983	,000
		P	1513,70800	35,91001	,000
	MS	MC	302,37600	39,48247	,000
		MP	329,45200	36,36786	,000
		MF	-95,99400	53,38559	,787
		L	1492,39400	32,66616	,000
		P	1816,08400	21,84947	,000
	MP	MC	-27,07600	46,20336	1,000
		MS	-329,45200	36,36786	,000
		MF	-425,44600	58,53125	,000
		L	1162,94200	40,53349	,000
		P	1486,63200	32,45435	,000
	MF	MC	398,37000	60,51571	,000
		MS	95,99400	53,38559	,787
		MP	425,44600	58,53125	,000
		L	1588,38800	56,30599	,000
		P	1912,07800	50,80045	,000
L	MC	-1190,01800	43,34983	,000	
	MS	-1492,39400	32,66616	,000	
	MP	-1162,94200	40,53349	,000	
	MF	-1588,38800	56,30599	,000	
	P	323,69000	28,24433	,000	
P	MC	-1513,70800	35,91001	,000	
	MS	-1816,08400	21,84947	,000	
	MP	-1486,63200	32,45435	,000	
	MF	-1912,07800	50,80045	,000	
	L	-323,69000	28,24433	,000	

Tabla 7.10. Prueba T2 de Tamhane.

Al igual que para el grupo 1 se realizó seguidamente el análisis de Weibull para obtener mayor información sobre la fractura de los materiales analizados.

El análisis de Weibull por máxima verosimilitud e intervalos de confianza del 99,67% para los subgrupos del grupo 2, puso de manifiesto que existieron diferencias significativas en el parámetro escala o resistencia entre todos los materiales salvo entre los subgrupos MSc y MFc y los subgrupos MCc y MPc, en los que se cruzan los intervalos de confianza. No se encontraron diferencias en el parámetro forma o módulo entre todos los subgrupos (Tabla 7.11 y Fig. 7.46).

		Estimador	Error estándar	Límites de confianza	
				Inferior	Superior
MCc	Escala Weibull σ_0	1905,2673	27,1215	1827,2195	1986,6489
	Forma Weibull m	23,3430	6,1661	10,7418	50,7268
MSc	Escala Weibull σ_0	2188,1396	15,5613	2142,8899	2234,3448
	Forma Weibull m	46,8222	12,1563	21,8345	100,4063
MPc	Escala Weibull σ_0	1877,2304	31,1165	1787,9913	1970,9235
	Forma Weibull m	20,2662	4,8177	10,0790	40,7500
MFc	Escala Weibull σ_0	2326,5155	44,9527	2198,1099	2462,4222
	Forma Weibull m	17,3001	4,2784	8,3650	35,7793
Lc	Escala Weibull σ_0	702,7914	22,8035	638,8824	773,0934
	Forma Weibull m	10,2606	2,5740	4,9096	21,4439
Pc	Escala Weibull σ_0	359,2069	9,5180	332,3011	388,2912
	Forma Weibull m	12,6310	3,1273	6,1023	26,1446

Tabla 7.11. Parámetros escala y forma de Weibull, error estándar y límites de confianza del grupo 2.

De las estructuras con cantilever solamente los subgrupos de metal presentaron valores de resistencia característica o escala mayores de 1.000 N. El subgrupo de Co-Cr fresado (MFc) obtuvo también los mayores valores de resistencia característica (2.326,51 N), es decir, el 63,2% de las muestras se fracturará al llegar 2.326,51 N, consiguiendo la mayor probabilidad de supervivencia, mientras que el subgrupo de PEEK (Pc) obtuvo los valores más inferiores de resistencia característica (359,21 N), es decir el 63,2% de las muestras se fracturará al llegar a 359,21 N.

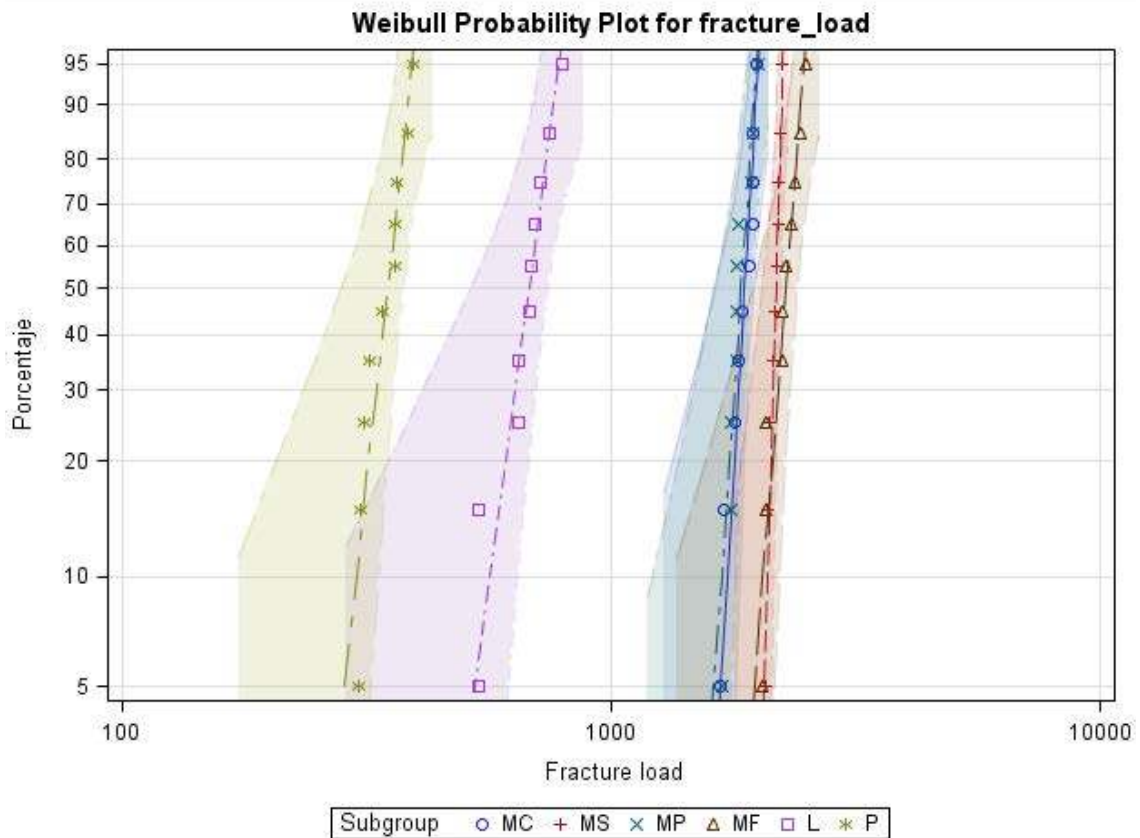


Fig.7.46. Gráfico de probabilidad de Weibull de resistencia a la fractura para el grupo 2.

7.2.3. Análisis comparativo de la resistencia a la fractura entre las estructuras de puentes con pónico intermedio y con pónico en cantilever

7.2.3.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

Cuando se compararon los materiales y técnicas de confección según los dos tipos de diseño de la estructura, se observó que los valores de resistencia a la fractura fueron muy inferiores en el grupo de estructuras con cantilever (grupo 2). (Tabla 7.12 y Fig. 7.47).

Subgrupo	N	Grupo 1 Convencional		Grupo 2 Cantilever	
		Media	DE	Media	DE
MC	10	9836,2600	433,88319	1858,7660	108,88055
MS	10	10784,9980	476,10889	2161,1420	61,10381
MP	10	9066,0820	451,98156	1831,6900	97,42964
MF	10	11156,6140	530,69371	2257,1360	157,37388
L	10	1859,9540	128,53901	668,7480	83,28928
P	10	3132,2760	307,15277	345,0580	32,25393

Tabla 7.12. Medias (N) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura de los materiales y técnicas de confección estudiados.

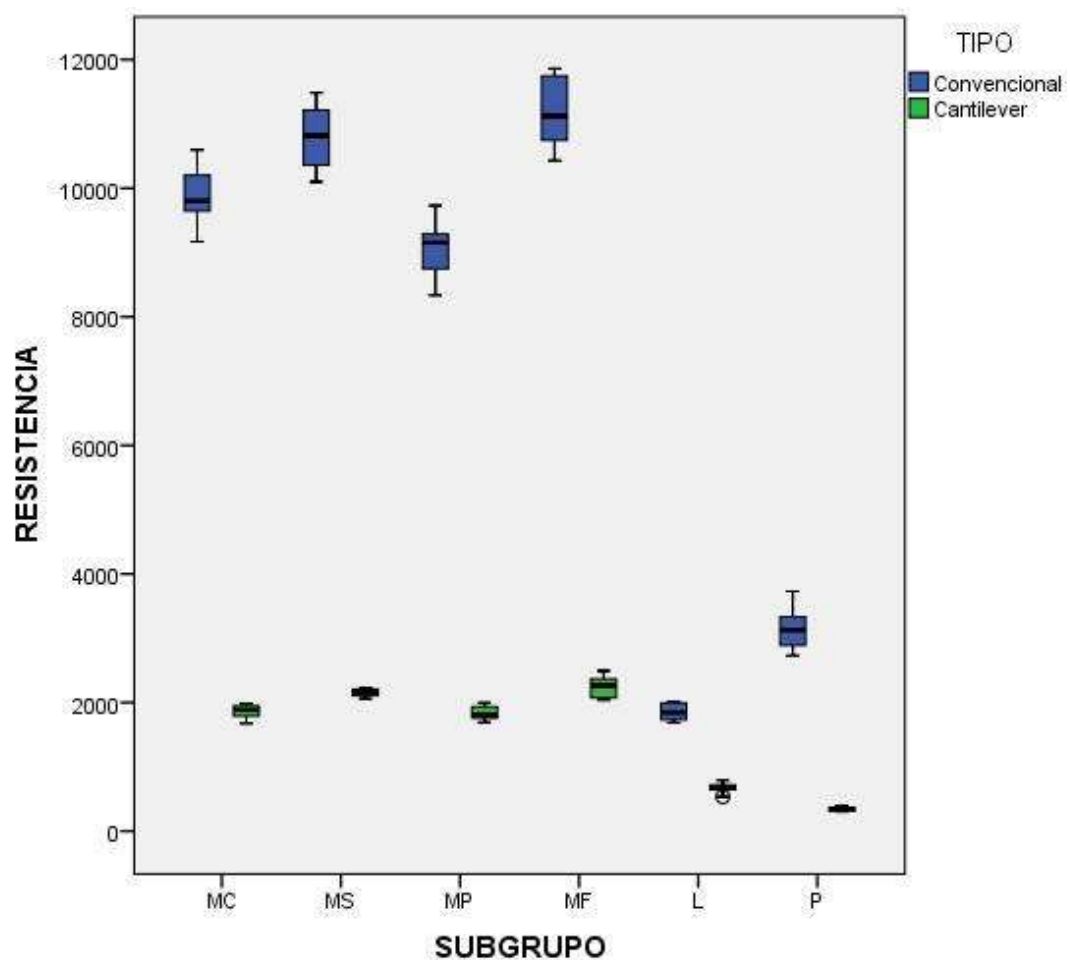


Fig. 7.47. Box plots de la resistencia a la fractura para el grupo 1 y 2.

7.2.3.2. ANÁLISIS INFERENCIAL

La prueba t de Student para muestras independientes estableció que existieron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura en todos los subgrupos según el diseño de la estructura (convencional o cantilever). (Fig. 7.48 y Tablas 7.13-7.18).

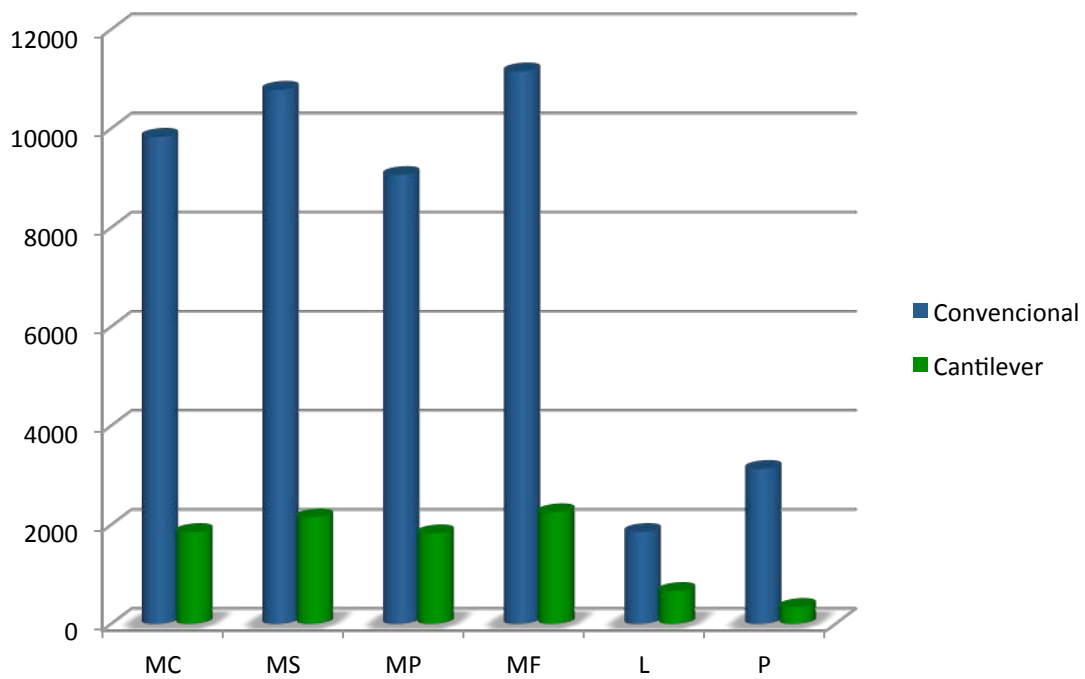


Fig. 7.48. Resistencia a la fractura para cada material y técnica de confección.

		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias		
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
RESISTENCIA	Se asumen varianzas iguales	7,773	,012	56,394	18	,000
	No se asumen varianzas iguales			56,394		

Tabla 7.13. Prueba t de Student para los subgrupos MC y MCc.

		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias		
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
RESISTENCIA	Se asumen varianzas iguales	14,418	,001	56,813	18	,000
	No se asumen varianzas iguales			56,813		

Tabla 7.14. Prueba t de Student para los subgrupos MS y MSC.

		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias		
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
RESISTENCIA	Se asumen varianzas iguales	14,191	,001	49,479	18	,000
	No se asumen varianzas iguales			49,479		

Tabla 7.15. Prueba t de Student para los subgrupos MP y MPC.

07. RESULTADOS

		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias		
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
RESISTENCIA	Se asumen varianzas iguales	8,369	,010	50,842	18	,000
	No se asumen varianzas iguales			50,842		

Tabla 7.16. Prueba t de Student para los subgrupos MF y MFc.

		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias		
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
RESISTENCIA	Se asumen varianzas iguales	4,232	,054	24,594	18	,000
	No se asumen varianzas iguales			24,594		

Tabla 7.17. Prueba t de Student para los subgrupos L y Lc.

		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias		
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
RESISTENCIA	Se asumen varianzas iguales	15,868	,001	28,539	18	,000
	No se asumen varianzas iguales			28,539		

Tabla 7.18. Prueba t de Student para los subgrupos P y Pc.

A continuación, se realizó el análisis de Weibull por máxima verosimilitud e intervalos de confianza del 95% para comparar los subgrupos del grupo 1 y grupo 2, según diseño. Este test puso de manifiesto que existieron diferencias significativas en el parámetro escala o resistencia en todos los subgrupos al compararlos según diseño (convencional contra cantilever). No se encontraron diferencias en el parámetro forma o módulo en todos los subgrupos según diseño (Tabla 7.19 y Figs. 7.49-7.54).

	Forma de Weibull m				Escala de Weibull σ_0			
	Estimador	Error Est.	Límites de confianza		Estimador	Error Est.	Límites de confianza	
			Inf	Sup			Inf	Sup
MC	25,02	5.89	15,76	39,70	10036,28	134,57	9775,97	10303,53
MCc	23,34	6.17	13,91	39,17	1905,27	27,12	1852,84	1959,17
MS	26,92	6.64	16,60	43,65	11000,67	136,71	10735,95	11271,91
MSc	46,82	12.16	28,15	77,88	2188,14	15,56	2157,85	2218,85
MP	24,06	5.92	14,85	38,97	9268,40	128,84	9019,28	9524,39
MPc	20,27	4.82	12,72	32,29	1877,23	31,12	1817,22	1939,22
MF	24,67	6.10	15,19	40,06	11398,64	154,71	11099,41	11705,93
MFc	17,30	4.28	10,65	28,09	2326,51	44,95	2240,06	2416,31
L	17,81	4.55	10,79	29,38	1917,04	35,98	1847,80	1988,87
Lc	10,26	2.57	6,27	16,78	702,79	22,80	659,49	748,94
P	10,79	2.49	6,86	16,98	3269,75	101,79	3076,21	3475,48
Pc	12,63	3.13	7,77	20,52	359,21	9,52	341,03	378,35

Tabla 7.19. Parámetros escala y forma de Weibull, error estándar y límites de confianza para comparar grupo 1 y grupo 2 según diseño.

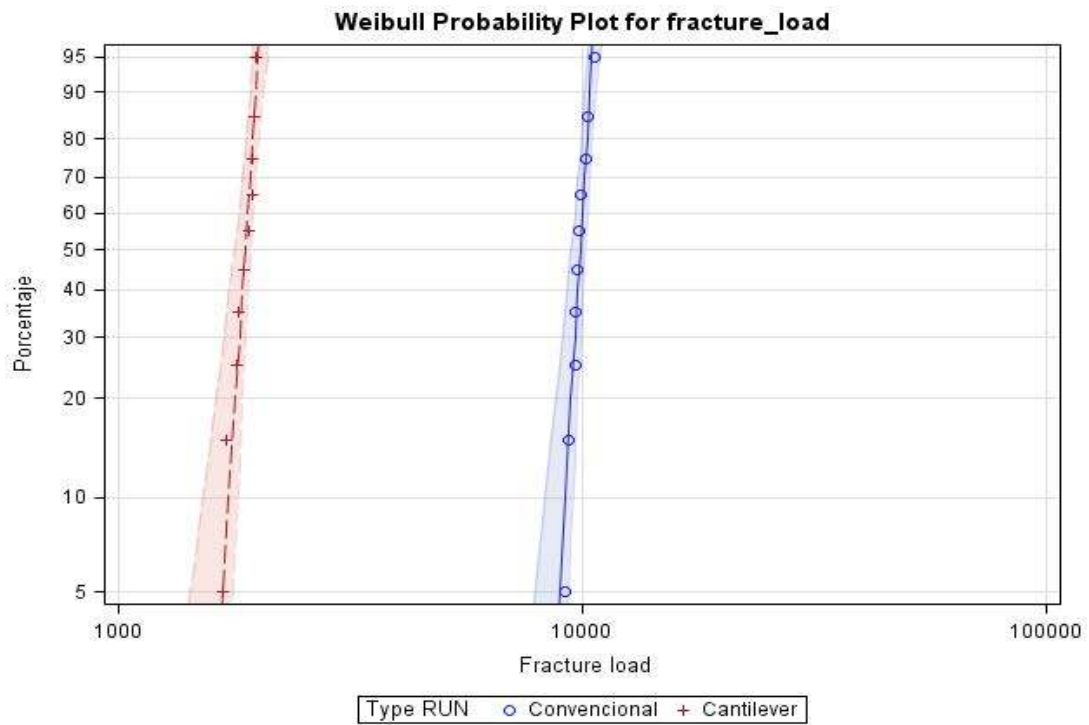


Fig. 7.49. Gráfico de probabilidad de Weibull de resistencia a la fractura para los subgrupos MC y MCc.

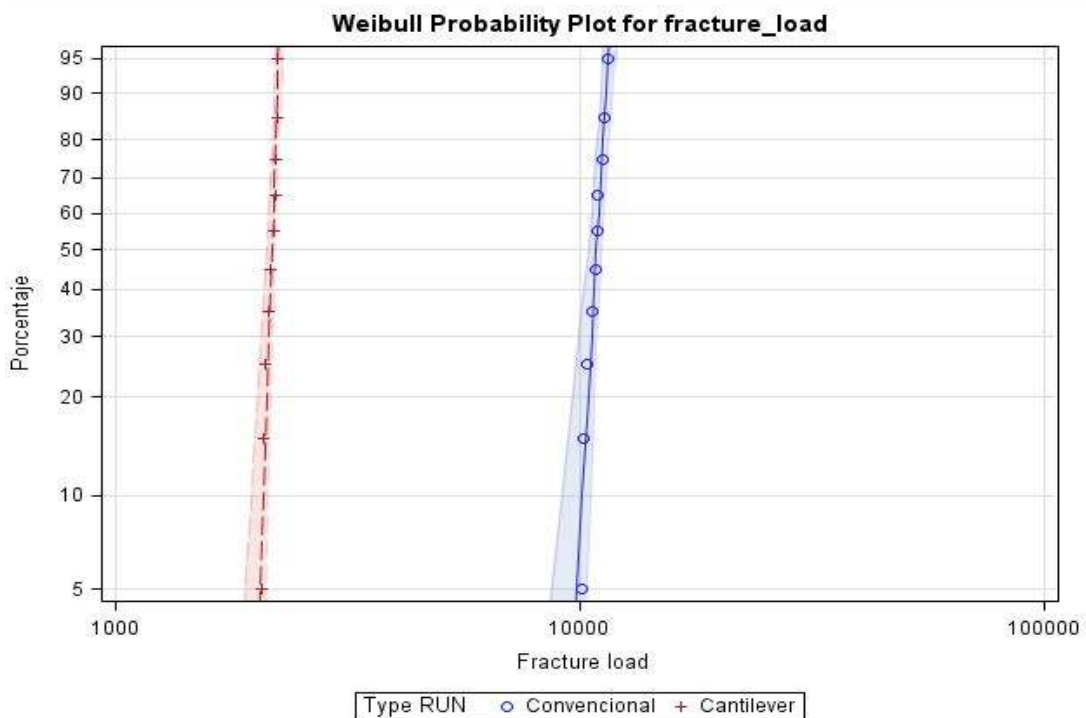


Fig. 7.50. Gráfico de probabilidad de Weibull de resistencia a la fractura para los subgrupos MS y MSc.

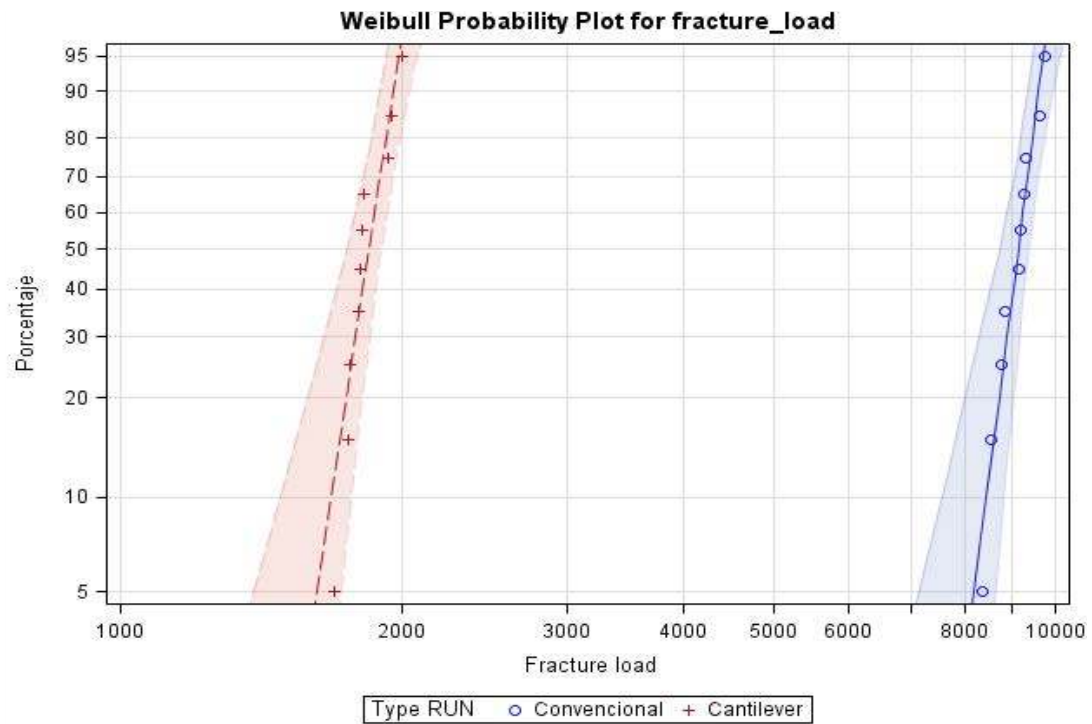


Fig. 7.51. Gráfico de probabilidad de Weibull de resistencia a la fractura para los subgrupos MP y MPC.

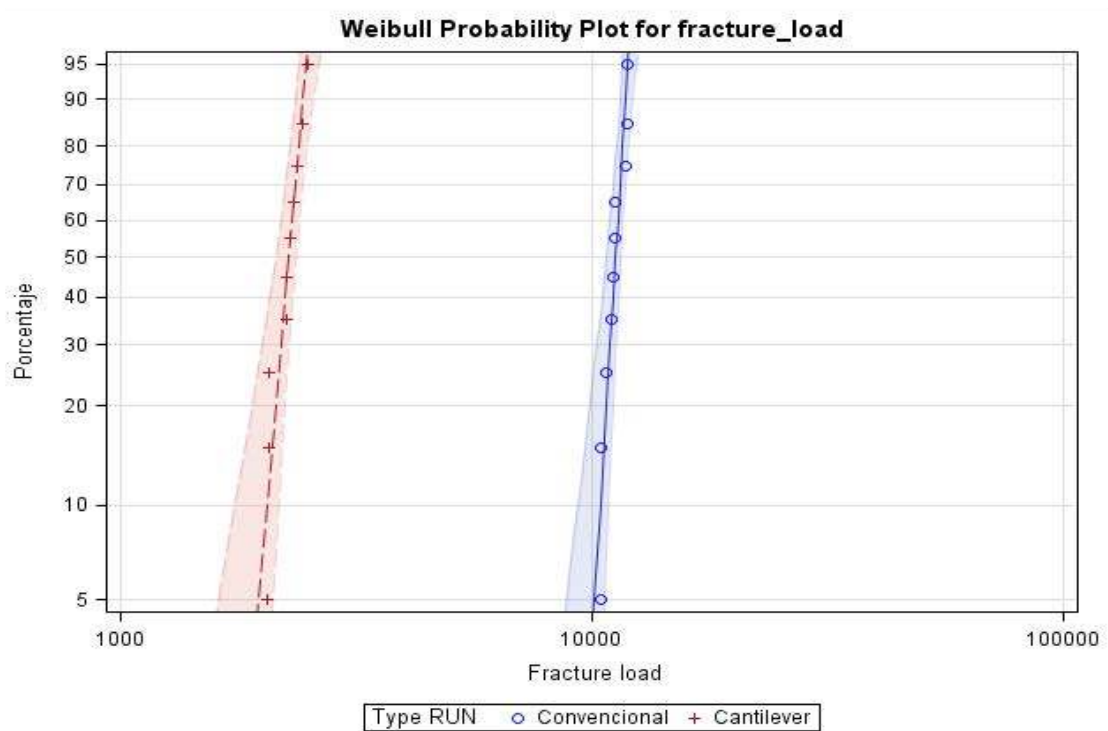


Fig. 7.52. Gráfico de probabilidad de Weibull de resistencia a la fractura para los subgrupos MF y MFC.

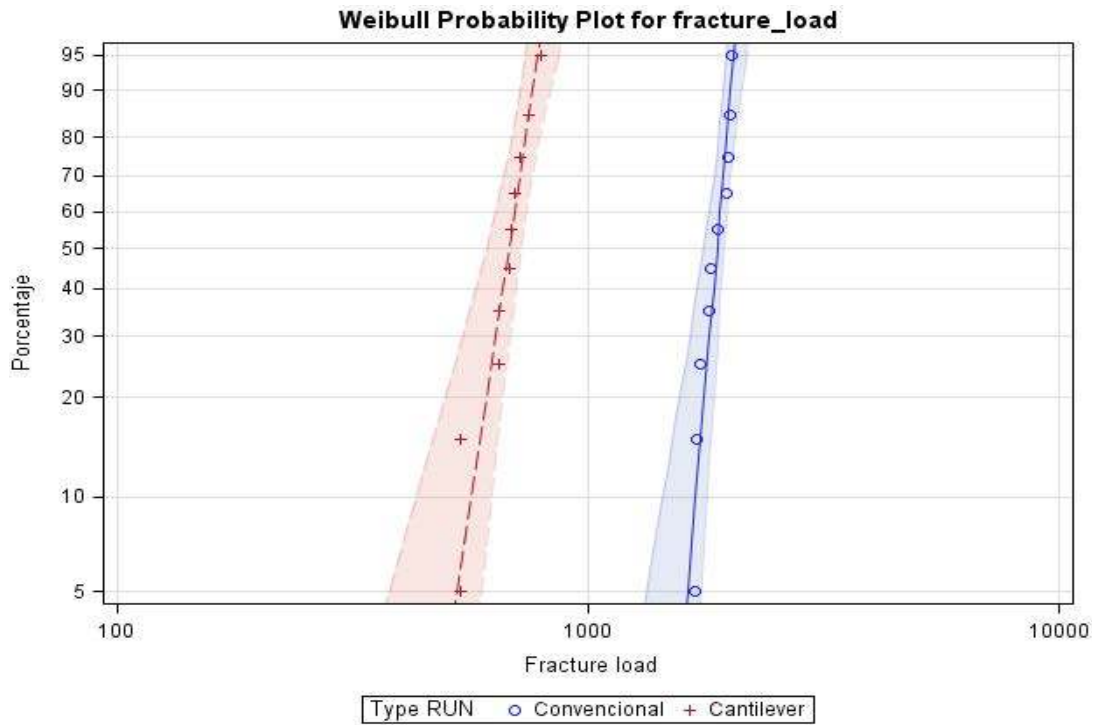


Fig. 7.53. Gráfico de probabilidad de Weibull de resistencia a la fractura para los subgrupos L y Lc.

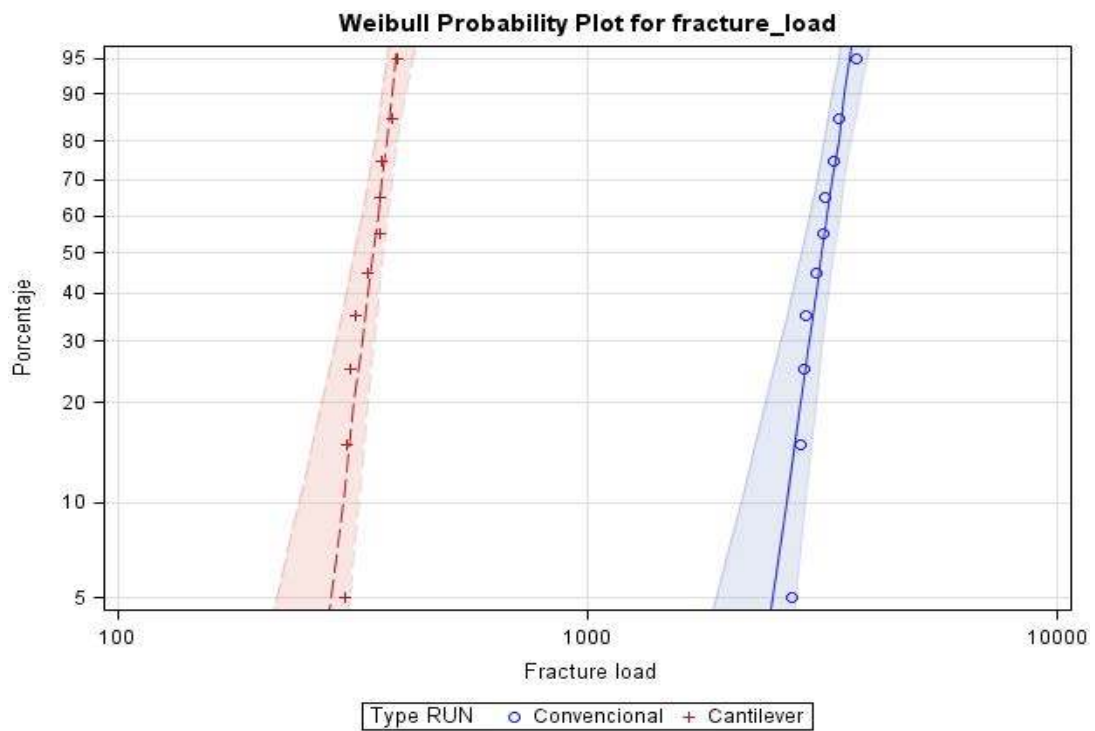


Fig. 7.54. Gráfico de probabilidad de Weibull de resistencia a la fractura para los subgrupos P y Pc.

08. DISCUSIÓN

Los factores que pueden influir en el éxito de una prótesis parcial fija dentosoportada son múltiples y complejos. Aunque los principales son, como ya se ha ido reiterando el ajuste marginal y la resistencia a la fractura, aparte de la estética. La aparición de nuevos materiales y técnicas de confección para este tipo de prótesis hace necesario que se siga investigando para poder conocer su comportamiento, desde sus indicaciones, limitaciones, ventajas y desventajas, y que de esta forma podamos seleccionar la mejor opción de tratamiento en cada caso concreto.

8.1. SELLADO MARGINAL

El sellado o ajuste marginal supone un factor determinante para la supervivencia clínica de las restauraciones fijas dentosoportadas y su importancia clínica radica en que la falta de un adecuado ajuste puede provocar complicaciones severas.^{7, 208-213} Sin embargo, revisando la literatura no existe un límite claro o consenso sobre cuál puede ser considerado un valor óptimo de ajuste.^{217, 224, 226, 228, 237, 252} La mayoría de autores siguen referenciando en sus investigaciones el criterio establecido por McLean y von Fraunhofer²²⁰ en 1971, que tras analizar más de mil coronas establecieron como clínicamente aceptable una discrepancia marginal inferior a 120 μm .^{3, 48, 218, 223-227, 229-231, 367} Para las restauraciones CAD/CAM, algunos autores aceptan discrepancias menores de 100 μm .^{225, 226, 243, 271, 368-370}

Las mediciones del ajuste marginal de una restauración se pueden realizar *in vivo* o *in vitro*. En la actualidad no existe una forma estandarizada para la realización de las mediciones, la variedad de técnicas utilizadas en los estudios es muy amplia y dispar, lo que dificulta las comparaciones.^{3, 226, 230, 231, 261, 291, 292, 297, 299-303, 371} Las técnicas *in vitro* permiten evaluar de forma aislada el material y/o tecnología bajo condiciones estandarizadas para poder comparar los diferentes grupos evitando las posibles variables de confusión, aunque tienen sus limitaciones en cuanto a la extrapolación de los datos y deben ser confirmados posteriormente por estudios *in vivo*, que son más relevantes clínicamente pero es más complicado realizar mediciones precisas. Este estudio, se ha realizado *in vitro* y se ha utilizado la microscopía

electrónica de barrido (MEB) para valorar la interfase de forma directa. La MEB es una técnica conservadora con gran magnificación y calidad lo que permite valorar la discrepancia marginal de una forma muy precisa.^{215, 226, 261, 297} Aunque también presenta algunas limitaciones, ya que las mediciones van a depender del ángulo en que se observen y es complicado repetirlas desde el mismo ángulo.^{304, 305} Esto puede ser controlado posicionando las muestras en una base y alineándolas con el plano focal del microscopio para asegurarnos que siempre se toman desde los mismos puntos, y al utilizar probetas estandarizadas con estructuras experimentales que presentan formas y márgenes más regulares siendo más fáciles de posicionar.^{135, 146, 147, 224, 226, 297} Las mediciones de desajuste cuando utilizamos microscopía electrónica van a ser realizadas con programas de análisis de imágenes. Estos programas son muy útiles para calibrar las imágenes y realizar de forma rápida y precisa numerosas mediciones que de otra forma sería complejo conseguir, sin embargo, hay que mencionar que no detectan todos los aspectos del ajuste marginal, ya que no pueden distinguir entre el ajuste perfecto y márgenes sobreextendidos. En este estudio, el mismo operador realizó todas las mediciones tras un periodo de aprendizaje previo calibrando imágenes.

Otra de las consideraciones, a parte de la técnica de medición, es definir que medida se va a realizar para valorar el ajuste marginal, esto también difiere de unas investigaciones a otras y se suma a la dificultad para poder compararlas.²⁹⁰ Holmes y cols.²¹⁴ propusieron una terminología en la que definieron una serie de mediciones entre la restauración y el margen dentario. En este estudio, basándonos en esa terminología, se midió la discrepancia marginal vertical en cuatro zonas (zona lingual y vestibular de los dos pilares), obteniendo sesenta mediciones de cada una de las probetas. Estudios previos, como el de Groten y cols.^{215, 216} y Gassino y cols.³⁰⁴ afirman que es necesario un número de mediciones mínimas para poder obtener resultados relevantes.

A parte de la técnica de medición, según Contrepois y cols.³ existen cuatro aspectos que influyen directamente el ajuste marginal: la línea de terminación, el espaciado para el cemento, cementación y la cerámica de recubrimiento.

La línea de terminación utilizada en este estudio fue en chamfer, siendo la más empleada en la mayoría de los estudios más recientes.^{48, 117, 139, 145, 149, 224, 226, 239-241, 371-373} Bottino y cols.²⁰⁷ en 2007 afirmaron que preparaciones dentarias en chamfer presentan valores menores de discrepancia marginal que preparaciones con línea de terminación en filo de cuchillo. Goodacre y cols.²⁴⁸ afirman que la elección de la línea de terminación debería basarse en las preferencias personales, estética, tipo de restauración y facilidad de realización.

Varias investigaciones han valorado las diferencias entre el ajuste marginal antes y después del cementado, afirmando algunas de ellas, que aumenta el desajuste tras la cementación.^{217, 218, 228, 240, 271, 272, 289, 295, 298, 374} Esto se puede deber a varios factores como la presión hidráulica, el exceso de cemento,³ aspectos del tipo de cemento, como el espesor de película y viscosidad, y la técnica de cementado.

En este estudio se evaluó en ajuste marginal tras cementado. El agente cementante que se utilizó fue cemento de vidrio-ionómero (Ketac™ Cem, 3M Espe) que presenta una espesor de capa de 16 μm por descripción del fabricante. Según algunos investigadores, debido a ese espesor de capa reducido, los resultados en términos de ajuste son mejores al emplear este tipo de cementos.^{256, 272, 293, 295}

El espaciado para el cemento debe ser suficiente para permitir un correcto asentamiento de la restauración, siendo otro de los parámetros que puede influir directamente en el ajuste. En las técnicas convencionales de confección, este espacio se consigue aplicando varias capas de un barniz de espesor conocido sobre la superficie del muñón, dejando el área marginal sin barnizar,²⁶⁶ sin embargo cuando utilizamos tecnología CAD/CAM, el espaciado se crea de forma virtual mediante un software con el grosor que se desee.²⁶⁸⁻²⁷⁰

En el presente estudio el espaciado para el cemento fue de 50 μm , permitiendo un flujo adecuado, disminuyendo de esta forma la presión hidráulica y mejorando el ajuste marginal como afirman algunos estudios.^{224, 375, 376}

El proceso de cementado se realizó de forma estandarizada, empleando una prensa bajo una fuerza de 50 N durante 10 minutos en todas las probetas,

coincidiendo con los protocolos de otros estudios que utilizan como referencia los 5Kgf (49 N).^{138, 148, 207, 254, 256, 326, 373, 377}

En referencia a la cerámica de recubrimiento, aunque no ha sido objeto de este estudio, no existe un consenso en si afecta de forma significativa al ajuste marginal. Varios estudios afirman que puede afectar, tanto en restauraciones metal-cerámicas,^{139, 276-283} como en totalmente cerámicas.²⁸⁴⁻²⁸⁷ Sin embargo, otros estudios, concluyen lo opuesto.^{215, 218, 288, 289}

8.1.1. Discrepancia marginal por subgrupos de estructuras de puentes con pónico intermedio

Los resultados obtenidos en la presente investigación, demostraron que todos los subgrupos de estructuras de puentes de tres unidades con pónico intermedio analizados eran capaces de obtener restauraciones con un adecuado ajuste marginal, dentro de los límites aceptados clínicamente de 120 μm .

Los resultados en términos de desajuste de los diferentes subgrupos de estructuras con pónico intermedio, no presentan diferencias significativas entre los subgrupos, por lo que debemos aceptar parcialmente la primera hipótesis nula del estudio.

El subgrupo de estructuras de Co-Cr con pónico intermedio confeccionadas con la técnica de colado, obtuvo valores de $40,11 \pm 10,43 \mu\text{m}$. Estos resultados son algo más bajos que los obtenidos por otros estudios como los de Castillo Oyagüe y cols. que obtienen valores de $79,1 \pm 13,5 \mu\text{m}$,¹³⁵ $68,6 \pm 7,3 \mu\text{m}$,¹⁴⁷ y $74,4 \pm 12,2 \mu\text{m}$,¹⁴⁶ o Kim y cols.¹⁴⁹ con valores de $78,9-80 \pm 14-19 \mu\text{m}$ y similares a los de Gonzalo y cols.²⁹⁷ con valores de $65 \pm 26 \mu\text{m}$ o Sundar y cols.¹³⁹ con valores de $66,24 \pm 12,79 \mu\text{m}$ en estructuras que también contienen níquel. Los valores inferiores obtenidos en este estudio pueden deberse a que los patrones de cera de las estructuras no se realizaron con la técnica manual convencional sino que se obtuvieron con la técnica de impresión 3D, coincidiendo con el estudio de Fathi y cols.³⁷⁸ que obtuvo mejores ajuste en

coronas coladas con patrones de cera realizados mediante técnica CAD/CAM aditiva.

El subgrupo de estructuras de Co-Cr con pónico intermedio confeccionadas mediante sinterizado selectivo láser obtuvo valores de discrepancia muy similares al subgrupo de estructuras coladas ($41,74 \pm 10,35 \mu\text{m}$). En los últimos años se han publicado diversos estudios acerca del ajuste marginal de las restauraciones confeccionadas con esta tecnología aditiva.

Kim y cols.³⁷⁹ en 2013 compararon el ajuste marginal de estructuras de puentes posteriores de tres unidades, realizadas mediante la técnica de colado y mediante técnica de sinterizado láser, obteniendo mejor ajuste marginal en las elaboradas mediante la técnica de colado ($62,3 \pm 14,3 \mu\text{m}$) que las realizadas mediante sinterizado ($75,0 \pm 9,9 \mu\text{m}$). Estos resultados coinciden con los Farjood y cols.³⁸⁰ y los de Karaman y cols.²⁴⁰ que compararon con coronas fabricadas por galvanofórmación. En el presente estudio no existen diferencias significativas entre el subgrupo confeccionado con la técnica de colado y la técnica de sinterizado láser, aunque los valores de desajuste son ligeramente mayores en las estructuras sinterizadas. Ucar y cols.⁹⁷ tampoco encontraron diferencias significativas al valorar el ajuste interno de coronas de Co-Cr sinterizadas con respecto a coronas coladas de Co-Cr y de Ni-Cr. Por el contrario, otras investigaciones obtuvieron mejores valores de ajuste en las estructuras realizadas mediante técnicas de sinterización selectiva láser.^{95, 108, 135, 139, 146, 147, 239, 373}

El subgrupo de estructuras de Co-Cr con pónico intermedio confeccionadas mediante fresado obtuvo los valores mínimos de desajuste, $38,66 \pm 18,27 \mu\text{m}$, de todos los subgrupos, aunque no existen diferencias estadísticamente significativas con los subgrupos de estructuras metálicas (coladas y sinterizadas). A la misma conclusión, llegan Tamac y cols.¹⁴⁴ en su investigación en la que no encontraron diferencias en el ajuste marginal entre las coronas realizadas mediante colado, sinterizado láser y fresado, aunque si las encontraron al evaluar el ajuste interno, siendo el grupo de sinterizado el que mayores valores presentó.

Nesse y cols.¹¹⁷ evaluaron el ajuste interno y marginal de estructuras metálicas de puentes posteriores de tres unidades con pónico intermedio de Co-Cr fabricadas con colado convencional, metal directo sinterizado por láser y fresado, obteniendo en

sus resultados que las estructuras fresadas son la que mejor ajuste presentan, coincidiendo con los resultados de este estudio. Sin embargo, Lövgren y cols.³⁸¹ obtuvieron mejores valores de ajuste marginal e interno en coronas unitarias de Co-Cr confeccionadas mediante sinterizado láser ($53 \pm 19 \mu\text{m}$) comparándolas con coronas mecanizadas ($91 \pm 24 \mu\text{m}$) y coladas con patrones de cera fresados ($104 \pm 33 \mu\text{m}$), que presentan valores de desajuste mayores que los de este estudio. Örtop y cols.¹⁴⁵ compararon la adaptación interna y marginal de estructuras de tres unidades de Co-Cr confeccionadas mediante técnica de colado convencional, técnica de colado con patrones de cera fresados, sinterizado selectivo láser y fresado y coinciden en obtener una mejor adaptación de las estructuras sinterizadas ($84 \pm 60 \mu\text{m}$) medidas tras seccionarlas después de la cementación. En esta investigación, los valores de ajuste marginal de todos los grupos son menores que los que reportan estos últimos estudios.

El subgrupo de estructuras de Co-Cr presinterizado con pónico intermedio confeccionadas mediante fresado de metal blando, obtuvo valores de $39,78 \pm 8,77 \mu\text{m}$, siendo muy aproximados a los del subgrupo de Co-Cr fresado. Este subgrupo tampoco presenta diferencias significativas con respecto a los anteriores de estructuras metálicas. Kocaağaoğlu y cols.³⁸² evaluaron el ajuste interno y marginal de coronas confeccionadas de Co-Cr mediante colado, fresado, fresado de metal blando y sinterizado láser y encontraron diferencias entre los grupos, siendo las coronas de metal fresado duro y blando las que presentaron un mejor ajuste, como ocurre en el presente estudio. Park y cols.³⁸³ compararon el ajuste marginal e interno de estructuras de coronas de Co-Cr realizadas mediante colado, fresado y fresado de metal blando y sus resultados se resumen en un mejor ajuste de las coronas fresadas de metal blando y coladas con respecto a las fresadas de metal duro. Este estudio obtuvo valores de discrepancia marginal en el grupo de metal presinterizado ($37,01 \pm 8,04 \mu\text{m}$) muy parecidos a los de la presente investigación, al igual que el estudio de Real-Voltas y cols.³⁸⁴ en el que se obtuvieron valores de ajuste marginal de coronas de Co-Cr presinterizado de $31,04 \pm 11,08 \mu\text{m}$. En los resultados de este último estudio, las coronas sinterizadas láser son las que mejor ajuste marginal ofrecen seguidas de las fresadas, presinterizadas y por último, las coladas.

Kim y cols.¹³⁸ en 2014 realizaron otro estudio en el que compararon sólo estructuras de puentes posteriores de tres piezas de Co-Cr realizadas mediante colado, sinterizado láser y fresado de metal blando, llegando a la conclusión que el mejor ajuste lo presentan las estructura fresadas de metal blando, seguido de las sinterizadas y por último, de las coladas. Eun-Han Kim y cols.³⁰³ en 2017 también evaluaron el ajuste marginal con microtomografía computerizada y obtuvieron un mejor ajuste en las coronas fresadas de metal blando (56,4-48,9 μm), seguidas por las coronas coladas, sinterizadas y por último, las fresadas de metal duro.

El subgrupo de estructuras de PEEK con pónico intermedio confeccionadas mediante fresado, obtuvo valores de desajuste de $43,44 \pm 15,63 \mu\text{m}$. Este subgrupo no presentó diferencias estadísticamente significativas con los subgrupos de estructuras metálicas. En la literatura no existen estudios que evalúen el ajuste marginal de estructuras de prótesis parciales fija de PEEK, ni tampoco que lo comparen con estructuras para prótesis fija definitiva. Esto puede ser debido a que hasta hace muy poco era considerado un material provisional, pero diferentes casas comerciales lo han ido desarrollando y reforzando de diferentes formas para presentarlo como una alternativa para prótesis definitivas. Abdullah y cols.³⁸⁵ evaluaron el ajuste marginal de coronas unitarias de PEEK comparándolas con varios materiales provisionales y sus resultados, $46,75 \pm 8,26 \mu\text{m}$, fueron muy parecidos a los del presente estudio.

El subgrupo de estructuras de zircona con pónico intermedio confeccionadas mediante fresado, obtuvo los valores más altos de desajuste, $51,12 \pm 19,52 \mu\text{m}$. Este subgrupo no presentó diferencias significativas con respecto a los subgrupos de estructuras metálicas y al subgrupo de PEEK. El sistema cerámico utilizado en este estudio fue el sistema LavaTM Zirconia y los resultados con respecto al ajuste marginal varían de unas publicaciones a otras. Algunos presentan valores de ajuste similares a los de este estudio,^{225, 226, 386} otros mayores^{223, 224, 297, 387, 388} y otros menores.^{246, 389-393}

La mayoría de los estudios comparan entre sistemas cerámicos y varios de ellos afirman que el sistema LavaTM obtiene mejores ajustes que otros sistemas de óxido de circonio.^{246, 389-391} Algunas investigaciones también comparan este sistema con un grupo control de estructuras metálicas coladas, obteniendo un mejor ajuste de las

estructuras de circona.^{225, 226, 298, 387, 391} Otros estudios, sin embargo, no encuentran diferencias^{223, 224, 297, 352, 388}, como ocurre en esta investigación.

Bae y cols.³⁹⁴ compararon el ajuste de coronas unitarias fresadas de PEKK (polietercetonacetona) que pertenece a la misma familia que el PEEK, con coronas unitarias fresadas de circona (Zenotec T1), obteniendo mejor ajuste marginal en las coronas de PEKK que en las de circona.

En referencia, al análisis de las estructuras metálicas de Co-Cr realizadas con diferentes tecnologías, la mayoría de las investigaciones están de acuerdo en que cumplen los requisitos de ser clínicamente aceptables con respecto al ajuste marginal. Lo mismo ocurre para las estructuras de PEEK y de circona.

Los distintos resultados entre los estudios pueden explicarse debido al empleo de distintos métodos de medición, tipos de microscopio y magnificación, diferente número y localización de las mediciones, uso de diferentes agentes cementantes y espaciado para cemento, a las diferencias entre los materiales y las que presentan las técnicas de confección.

Las técnicas tradicionales incluyen varios pasos que son muy sensibles a la técnica, debido a ser un proceso artesanal y por tanto son más susceptibles a cualquier pequeño error en alguna de sus fases, como en la realización de patrón de cera, colocación del revestimiento o durante el propio colado o repasado, que puede acumularse y afectar a la adaptación de la restauración.^{93, 94, 97, 371, 381, 395} Por su parte, las tecnologías CAD/CAM al ser procesos automatizados presentan mayores ventajas al permitir eliminar pasos, reducir las distorsiones que pueden tener las técnicas de colado y obtener restauraciones más homogéneas y precisas, sin embargo, varios factores pueden afectar al ajuste como la precisión del escáner, la transformación de los datos escaneados a modelos tridimensionales y la precisión en sí de la máquina de confección.³⁹⁶

En el caso del CAD/CAM aditivo, el tipo de aleación en polvo utilizada y el proceso en sí que utilice la maquinaria, si es fusión selectiva por láser (SLM) o metal directo sinterizado por láser (DMLS), puede dar variaciones en la estructura y por lo

tanto en el ajuste, dificultando las comparaciones entre las investigaciones debido a que la terminología y las diferencias no están aún muy claras. En este estudio se utilizó la tecnología DMLS. En el CAD/CAM sustractivo también puede influir la aleación y se pueden producir errores debido a la abrasión o defecto en las fresas o pérdida del diamantado que presentan, por ejemplo. Si el mecanizado es de metal blando, hay que tener en cuenta la posterior fase de sinterización como ocurre en las restauraciones de circona, ya que la contracción puede ser insuficiente.³⁸¹

8.1.2. Discrepancia marginal por subgrupos de estructuras de puentes con pónico en cantilever

Al igual que las estructuras de puentes de tres unidades con pónico intermedio, los resultados obtenidos sobre el ajuste marginal de las estructuras de puentes de tres unidades con pónico en cantilever demostraron que todos los subgrupos analizados eran capaces de obtener restauraciones con un adecuado ajuste marginal, dentro de los límites aceptados clínicamente de $120 \mu\text{m}$.

Los resultados en términos de desajuste de los diferentes subgrupos de estructuras con pónico en cantilever presentan diferencias significativas entre los subgrupos, por lo que debemos rechazar parcialmente la primera hipótesis nula.

El subgrupo de estructuras de circona con cantilever obtuvo los mayores valores de desajuste ($57,37 \pm 10,5 \mu\text{m}$) encontrándose diferencias estadísticamente significativas con respecto a los subgrupos de estructuras metálicas con cantilever (Co-Cr colado: $34,55 \pm 6,63 \mu\text{m}$; Co-Cr fresado: $34,17 \pm 15,85 \mu\text{m}$; Co-Cr sinterizado láser: $35,22 \pm 10,6 \mu\text{m}$ y Co-Cr presinterizado: $40,81 \pm 5,55 \mu\text{m}$) y el subgrupo de estructuras de PEEK con cantilever ($41,76 \pm 14,54 \mu\text{m}$). En la literatura no existen estudios sobre el ajuste de puentes dentosoportados con cantilever realizados con diferentes técnicas de confección con los que comparar los resultados del presente estudio.

Kahramanoğlu y cols.³⁹⁷ en 2013 realizaron una investigación *in vitro* sobre el

ajuste marginal de estructuras de puentes implantosoportados de tres unidades con pónico en cantilever sobre diferentes pilares y realizadas con aleación de Ni-Cr y circona. Las estructuras de circona obtuvieron mejores ajustes que las estructuras metálicas, siendo los valores de desajuste de todos los grupos, mayores que los obtenidos en esta investigación.

8.1.3. Discrepancia marginal entre grupos: Diseño

Al comparar las estructuras de los distintos materiales y tecnologías de confección según el diseño: con pónico intermedio o con pónico en cantilever, no se encontraron diferencias significativas en el ajuste marginal, por lo que la primera hipótesis nula debe ser parcialmente aceptada.

En la literatura no se han encontrado investigaciones que comparen el ajuste marginal de prótesis parciales fijas convencionales con prótesis fijas con cantilever con las que podamos comparar los resultados de este estudio.

A pesar de existir escasos estudios sobre el comportamiento general de las prótesis parciales fijas con cantilever, este tipo de diseño supone una opción de tratamiento que se suele realizar en clínica con relativa frecuencia como alternativa en pacientes que no pueden colocarse implantes y que no desean llevar prótesis removibles. Las indicaciones de este tipo de prótesis abarcan la necesidad de mejorar la oclusión del paciente obteniendo un mayor confort en la masticación, satisfacer sus demandas estéticas y controlar las fuerzas oclusales en pacientes con soporte periodontal severamente reducido.¹⁹⁴

Wolfart y cols.¹⁹⁵ realizaron un estudio clínico en el que compararon prótesis fijas de circona de tres y cuatro unidades convencionales y con cantilever, evaluando la tasa de supervivencia y complicaciones. Con respecto a la adaptación marginal no observaron evidencia visible de hendidura o penetración de la sonda exploratoria en ninguna de las restauraciones.

Los contados estudios clínicos que comparan las prótesis fijas con cantilever

con prótesis fijas convencionales, obtienen conclusiones controvertidas en cuanto al riesgo o fracaso. Algunos autores afirman que la tasa de supervivencia de las prótesis fijas en cantilever es menor y que presentan más complicaciones,^{154, 190} mientras otros demuestran una supervivencia aceptable y comparable,^{195-197, 200} aunque puede variar según las variables analizadas.

8.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA

Las propiedades mecánicas de los materiales suponen un criterio de selección para poder elegirlos como materiales restauradores en prótesis fija, más aún cuando se va a realizar en sectores posteriores, ya que su resistencia va estar directamente relacionada con el éxito a largo plazo.

En los dientes anteriores las fuerzas de masticación varían entre los 20 y 200 N y en la región molar la fuerza puede alcanzar los 800 N.^{13, 307-309} Estos valores pueden aumentar hasta los 1.000 N si existe alguna parafunción o en algún momento durante la masticación.^{310, 311} Por tanto, las restauraciones deben soportar al menos esas fuerzas para asegurar su resistencia.

En los estudios *in vitro*, varios factores afectan a las propiedades mecánicas y a la resistencia a la fractura como son la microestructura, la técnica de fabricación, la terminación de la superficie y el cementado.^{324, 398, 399}

En este estudio se empleó un cemento de vidrio ionómero en todos los grupos analizados, no existiendo diferencias entre este tipo de cementos y los cementos adhesivos respecto a la resistencia a la fractura en varios estudios analizados.^{51, 400-402}

Además, en la resistencia también van a influir las condiciones del ensayo, como las condiciones de almacenamiento hasta la fractura, el tipo de test usado y la dirección y localización de la aplicación de la carga.^{322, 328, 403} Todos estos factores dificultan la comparación de los diferentes estudios sobre la resistencia a la fractura en prótesis fija.

Los estudios *in vitro* permiten evaluar de manera aislada las propiedades mecánicas de los materiales bajo condiciones estandarizadas, aunque después tendrán que ser corroborados clínicamente. Por ello, en estos estudios habrá que determinar esas condiciones ya que pueden influenciar los resultados, como pueden ser los pilares que van a simular los muñones para realizar los ensayos mecánicos.^{399, 404} Los tipos de pilares empleados en los estudios son: dientes naturales,^{306, 321, 326, 337, 400, 401, 405, 406} resinas,^{176, 180, 184, 323, 407-410} y metales como acero,^{49, 298, 411-414} cromo-níquel,^{339, 415, 416} cobalto-cromo,⁴¹⁷⁻⁴¹⁹ aluminio,⁴¹⁰ latón,⁴²⁰ o titanio.^{408, 421}

Varios estudios^{401, 410, 422} manifiestan que en los ensayos *in vitro*, los pilares que simulan los muñones dentarios deben estar estandarizados para poder realizar comparaciones y que los materiales a base de resinas presentan un módulo elástico similar a la dentina,^{323, 422} mientras que los materiales metálicos, al tener un módulo elástico mayor, pueden dar resultados de resistencia a la fractura mayores y no comparables con la situación *in vivo*.^{404, 423}

En el presente estudio, se han empleado pilares de acero mecanizado en todos los casos, lo que permite comparaciones entre los grupos y aunque no tienen el mismo comportamiento que los dientes naturales, permiten la estandarización con respecto a la forma, el tamaño y las propiedades mecánicas, además de evitar una posible destrucción prematura al testar aleaciones metálicas, comparado con la utilización de dientes naturales o de resina, que podría complicar el análisis.^{418, 424}

Otro de los aspectos, es la forma de los especímenes que se van a testar. En este estudio se decidió confeccionar prótesis parciales fijas de tres unidades, en lugar de utilizar barras, cilindros o discos,^{130, 187, 318, 412, 425-430} debido a que las dimensiones y formas de los puentes son muy diferentes de las barras. La forma de los puentes no es uniforme, pudiendo influir en la concentración de las fuerzas, y variar su distribución, lo que puede causar diferentes patrones de fractura que deben intentar considerarse en los estudios *in vitro* de materiales para restauraciones dentales.^{159, 410} Algunos estudios incluso intentan simular la movilidad fisiológica de los dientes naturales creando una especie de ligamento periodontal artificial en las bases de las probetas, que en algunos de ellos intenta además compensar el uso de materiales rígidos como

muñones.^{321, 400, 401, 410, 411, 418, 423}

El grosor de las estructuras también se ha estandarizado para simular las condiciones clínicas, siendo de 0,5 mm en las estructuras metálicas y de circona y de 0,7 mm para las estructuras de PEEK, de acuerdo a muchos de los autores,^{323, 339, 359, 405, 411, 420, 422, 424, 431, 432} aunque en algunos de los estudios no se especifica. El espaciado para el cemento en todas las estructuras fue el mismo, 50 μm . La línea de terminación empleada fue un chamfer circunferencial de 1 mm, al igual que en estudios previos,^{49, 298, 348-350, 406, 412-414, 433, 434} pudiendo influir esta profundidad en el comportamiento biomecánico,⁴³³ aunque igualmente en muchos de los estudios, tampoco se especifica.

Con el fin de imitar las condiciones *in vivo* de las restauraciones dentales, los procedimientos de envejecimiento como pre-carga o carga cíclica y termociclado deberían realizarse en los estudios *in vitro*.^{322, 339, 435} Muchos autores emplean solo la carga estática en sus estudios *in vitro*^{176, 189, 298, 323, 406, 413-416, 420, 421, 428, 436, 437} y defienden que las fuerzas de compresión son adecuadas para evaluar la resistencia a la fractura de coronas o prótesis parciales fijas. Por el contrario, otros muchos, incluyen en sus investigaciones procedimientos para el envejecimiento artificial (termociclado y carga cíclica), en un intento de reproducir las condiciones a las que están sometidas las restauraciones en el medio oral, tanto de estrés mecánico y humedad, como de cambios de temperatura.^{187, 328, 330, 339, 359, 401, 408-411, 419, 422, 423, 431, 438-440}

Por lo que existe controversia sobre la necesidad de someter a los especímenes a estas pruebas previas. Aunque los resultados de algunos de los estudios no encuentran ninguna influencia del envejecimiento en la resistencia a la fractura,^{44, 180, 326, 359, 411, 441-443} podría ser prudente incluir estos test de fatiga para evitar crear cargas de fractura poco realistas, ya que según otros estudios pueden implicar una disminución en la resistencia a la fractura.^{318, 328, 355, 440}

En este estudio, se realizó una prueba de envejecimiento, sometiendo a todas las muestras a termociclado de 6.000 ciclos, al igual que en estudios previos, que lo comparan con una permanencia en boca de 5 años.^{179, 444, 445} Sin embargo, otros autores utilizan un número de ciclos menor,^{318, 326, 328, 353, 401, 408-410, 446} y otros mayor,^{81, 180, 203, 339, 418, 424} no existiendo un acuerdo sobre el número de ciclos que se deben

utilizar en los estudios *in vitro*. Si existe un consenso en la mayoría de los estudios en la temperatura a que deben de ser sometidos los especímenes, siendo entre 5 y 55°C.^{49, 81, 179, 180, 326, 339, 353, 408-410, 418, 424, 444, 445}

Respecto a la carga cíclica, podría ser una opción de simulación de masticación, que parece influir en mayor medida en el descascarillado de cerámica de recubrimiento.^{337, 447} En este estudio al evaluar solo las estructuras, se realizó la carga estática, aunque podría resultar en mayores cargas de fractura que las fuerzas de masticación.

Además de no haber resultados concluyentes respecto a la necesidad de someter a las muestras a termociclado y carga cíclica para realizar el análisis de la resistencia a la fractura, existen grandes diferencias entre los estudios en las condiciones de los test, en lo que se refiere al número de ciclos, la carga aplicada, las temperaturas, la solución utilizada (agua destilada o saliva) y el tiempo empleado, lo que dificulta enormemente las comparaciones entre los mismos, siendo necesario una estandarización de estas condiciones en las investigaciones futuras.

Para el ensayo de carga estática, se decidió realizar un test de flexión hasta producir la fractura de las estructuras con una velocidad de 1 mm/min, al igual que en estudios previos similares.^{66, 67, 167, 312, 321, 328, 359, 385, 400, 401, 405, 411, 415, 423, 424, 430, 443, 446-449} Si la velocidad de cruceta es demasiado grande, los datos resultantes pueden sobrestimar la resistencia de las restauraciones.⁴⁴⁶ La carga fue aplicada en sentido vertical, lo que supone una limitación para la extrapolación de los resultados, ya que clínicamente las restauraciones también van a estar sometidas a tensiones no axiales, que pueden influir en su resistencia.²⁰³

El tamaño de la punta redondeada del empujador fue de 1,5 mm. Según Kelly y cols.^{322, 399} las dimensiones deben aproximarse a 1 mm para simular las áreas de contacto y presiones intraorales. Así mismo, para facilitar la distribución uniforme de la carga y minimizar los picos de concentración de estrés, se interpuso una lámina de estaño al igual que realizan varios estudios previos que interponen el mismo material o láminas de plástico.^{68, 81, 180, 202, 203, 307, 312, 339, 359, 400, 401, 404, 407, 408, 412, 417, 422, 423, 426, 449-451}

8.2.1. Resistencia a la fractura por subgrupos de estructuras de puentes con pónico intermedio

Los resultados obtenidos en la presente investigación, ponen de manifiesto que todos los subgrupos de estructuras de puentes de tres unidades con pónico intermedio analizados eran capaces de soportar cargas por encima de los 1.000 N.

Los resultados de resistencia a la fractura de los diferentes subgrupos de estructuras con pónico intermedio presentan diferencias significativas entre los subgrupos, por lo que la segunda hipótesis nula debe ser parcialmente rechazada.

En general, en la literatura no existen apenas estudios que comparen la resistencia a la fractura de las estructuras o núcleos de prótesis parciales fijas metálicas, cerámicas, ni de polímeros.

En este estudio, las estructuras de Co-Cr fresado fueron las que obtuvieron valores más altos de resistencia a la fractura, seguidas de las estructuras de Co-Cr sinterizado láser, superando ambos subgrupos los 10.000 N. Por su parte, las estructuras de Co-Cr presinterizado y Co-Cr colado obtuvieron valores de resistencia por encima de los 9.000 N. No existen estudios con los que se puedan contrastar estos resultados, excepto para el subgrupo de colado, en el que estudios previos obtuvieron valores de resistencia de estructuras de tres unidades de prótesis fijas muy similares a los de esta investigación^{49, 413, 434, 452, 453} y algo inferiores, en otro.²⁹⁸

Aunque no ha sido objeto de este estudio, la mayoría de estudios evalúa la resistencia a la fractura de las cerámicas de recubrimiento sobre estructuras metálicas,^{176, 339, 418, 419, 422, 425, 430, 431, 446, 454, 455} debido a que el desprendimiento o *chipping* de la cerámica de recubrimiento suele ser una de las complicaciones más comunes. Behr y cols.⁴⁵⁶ realizaron un estudio retrospectivo para evaluar el riesgo de *chipping* en 654 prótesis fijas metal-cerámicas y observaron que la tasa de éxito sin ninguna fractura de la cerámica, llegaba al 94 % y que el mayor riesgo ocurría durante el primer año tras ser cementadas, siendo después el riesgo de *chipping* mucho menor. Esto coincide con otros estudios clínicos que han reportado tasas de *chipping* relativamente bajas.^{2, 346, 457-460}

En las prótesis metal-cerámicas, la estructura metálica tiene una mayor capacidad de absorción del estrés mecánico, limitando la propagación de las fisuras,⁴⁶¹ y generalmente queda intacta, por lo que se asume que la fractura del núcleo es complicada y requiere de cargas muy altas que no son factibles de ocurrir en la cavidad oral. Las fuerzas de tensión o compresión provocan una deformación de la estructura metálica que la cerámica debido a su rigidez, no puede soportar. Actualmente, debido al uso de aleaciones mucho más rígidas, esto es menos frecuente, ya que reducen notablemente la flexión de la estructura.^{336, 360}

Ante las fuerzas de flexión sobre la estructura, se producen fuerzas de compresión en el lado que se aplica la fuerza, y fuerzas de tracción en el lado contrario. Las grietas suelen producirse en el lado de tracción, y se propagan hacia el lado de compresión provocando la fractura.^{315, 316}

En el presente estudio todas las estructuras metálicas primero mostraron una ligera deformación y seguidamente se fracturaron a nivel de los conectores mostrando patrones muy similares. Esto coincide con estudios previos que han demostrado que la zona del conector soporta las fuerzas de tensión y cizallamiento más altas.^{49, 159, 161-163, 167, 188, 298, 350, 413, 414, 428, 434, 438, 462-464}

Las dimensiones mínimas recomendadas para los conectores de estructuras metálicas son de 2,5 mm de altura y 2,5 mm de anchura, lo que da lugar a un área de superficie de 6,25 mm².^{165, 166} En el presente estudio se utilizaron conectores de 9 mm², para poder realizar comparaciones con el resto de subgrupos, lo que podría explicar los valores de resistencia tan altos obtenidos.

Las cerámicas de óxido de circonio son las más indicadas para prótesis parcial fija en sectores posteriores y tramos largos debido a su mayor resistencia.^{34, 38, 50} El subgrupo de estructuras de zircona obtuvo los valores más bajos de resistencia a la fractura (1.859 N) comparado con los subgrupos metálicos y de PEEK. El óxido de circonio utilizado en este estudio fue LavaTM Zirconia, que de todas las zircons existentes en la actualidad es la que presenta un número mayor de estudios. Los resultados coinciden con varios estudios previos que evalúan la resistencia a la fractura

de puentes Lava y no obtuvieron valores por encima de los 2.000 N.^{51, 401, 429} En coronas, Yildiz y cols.⁴⁰⁶ obtuvieron valores ligeramente superiores a 2.000 N y Silva y cols.¹⁸¹ reportaron valores de 1.134 N. Mientras que Choi y cols.⁴²¹ obtuvieron valores de resistencia a la fractura, por encima de los 4.000 N.

La mayoría de estos estudios comparan LavaTM Zirconia con otros sistemas cerámicos de óxido de circonio, sin llegar a un acuerdo sobre el sistema de circona que presenta una mayor resistencia a la fractura. Algunos autores encuentran diferencias en la resistencia a la fractura entre diferentes sistemas de circona,^{49, 176, 413, 429, 434, 465} sin embargo en otros estudios, no se observaron diferencias entre las circonas.^{323, 400, 406, 409, 414, 438, 441}

A pesar de presentar valores de resistencia a la fractura adecuados, el problema principal de estas cerámicas es el desprendimiento o *chipping* de la cerámica de recubrimiento, sobre todo en los sectores posteriores. Por ello, y aunque, como se ha indicado, en este estudio no se evaluó este aspecto, existen numerosas investigaciones tanto *in vitro*,^{49, 176, 323, 339, 343, 348-350, 401, 407, 408, 412-414, 421, 434, 444} como clínicas,^{170, 185, 342, 346, 347, 460, 462, 466-474} que se centran en analizar la fractura de la cerámica de recubrimiento de diferentes sistemas de circona y metal-cerámica, llegando a obtener tasas de *chipping* entre el 0-54%.

En este estudio, la mayoría de estructuras de circona se fracturaron a nivel de los conectores, demostrando que es la zona que soporta mayores tensiones^{159, 167, 184, 350, 413, 414, 428, 438, 463, 464, 475} La fractura continuaba hasta partir el pónico por la mitad y afectando también a los retenedores. La fractura era completa y frágil con una propagación muy rápida, no existiendo deformación como ocurría en las estructuras metálicas.

Por otro lado, el inicio de la fractura, tanto en las estructuras metálicas como en las de circona, ocurría en la zona gingival o inferior del conector (zona de tracción) y se propagaba de forma oblicua hasta la zona oclusal del pónico.^{49, 51, 159, 170, 186, 189, 298, 350, 413, 414, 424, 428, 464} Así mismo, diversos autores coinciden que esta forma de fractura es independiente del lugar de aplicación de la fuerza.^{51, 159, 464}

En este estudio, el área del conector de las estructuras de zircona fue de 9 mm² como recomiendan varios autores.^{34, 180-184, 414} Una reducción de su tamaño aumenta la tensión y el riesgo de fractura, por lo que su diseño es de máxima importancia en la supervivencia de las prótesis parciales cerámicas.^{49, 51, 184, 187-189} Además, a mayor número de unidades, mayor deberá ser el área del conector.^{36, 187}

Por esta razón, estas prótesis solamente se deben utilizar cuando la distancia entre la papila interdental y el reborde marginal es de alrededor de 4 mm. La altura de los pilares también es fundamental para obtener estructuras con una correcta forma y diseño y asegurar la resistencia mecánica de la restauración.³⁶

Oh y Anusavice¹⁵⁹ demostraron que la resistencia a la fractura de las restauraciones cerámicas está influenciada por el radio de curvatura gingival del pónico, siendo menor la resistencia a la fractura cuanto mayor es el radio de curvatura de la tronera gingival.

El subgrupo de estructuras de PEEK en este estudio, obtuvo valores de resistencia a la fractura de 3.132 N. Los escasos estudios que evalúan la resistencia a la fractura del PEEK fresado obtienen valores inferiores. Addullah y cols.³⁸⁵ en 2016 evaluaron la resistencia a la fractura sin realizar ningún tipo de envejecimiento de coronas de PEEK fresado obteniendo valores de 802,23 N. Stawarczyk y cols.⁶⁷ en 2013 analizaron la resistencia de puentes de tres unidades fresados sin cementar sobre las probetas metálicas y la media de sus resultados fue de 1.383 N. Stawarczyk y cols.⁶⁸ en 2015 evaluaron la resistencia de estructuras de puentes de tres unidades de PEEK realizados con diferentes técnicas de confección, siendo el PEEK fresado el que presentó mayores valores de resistencia a la fractura (2.354 N).

Cabe destacar que el comportamiento mecánico de los polímeros va a ser diferente. A pesar de que su estructura de cadena molecular es relativamente rígida, presenta una ductilidad considerable y puede acomodar un flujo de deformación plástica grande, tanto en tensión uniaxial como en compresión, debido a su singular microestructura y naturaleza viscoelástica.^{57, 71}

Previamente a la fractura, lo que se observó en este estudio, es una

deformación plástica del pónico, hasta producirse unas grietas en ambos lados en la zona superior de los conectores dando lugar a una fractura dúctil. Este comportamiento coincide con lo observado en estructuras de PEEK fabricadas por técnica de prensado⁶⁸ y en estructuras fresadas como las de este estudio, en las que se observó una gran deformación plástica durante el ensayo.⁶⁷

El tamaño de los conectores en las estructuras de este estudio fue de 16 mm² siguiendo las recomendaciones del fabricante y coincide con el área de conector utilizado por Stawarczyk y cols.⁶⁸ en 2015. Sin embargo, otros estudios utilizan áreas de conectores más pequeñas.^{67, 81}

A pesar de las pocas investigaciones, se puede afirmar que este polímero presenta buenas propiedades mecánicas con valores de resistencia a la fractura elevados, incluso por encima de las cerámicas circoniosas, para poder utilizarlo en rehabilitaciones fijas de sectores posteriores.⁶⁶⁻⁶⁸

8.2.2. Resistencia a la fractura por subgrupos de estructuras con pónico en cantilever

Los resultados obtenidos en la presente investigación, ponen de manifiesto que solo los subgrupos de estructuras metálicas de puentes de tres unidades con pónico en cantilever eran capaces de soportar cargas por encima de los 1.000 N.

Los resultados de resistencia a la fractura de los diferentes subgrupos de estructuras con pónico en cantilever presentan diferencias significativas entre los subgrupos, por lo que se debe rechazar parcialmente la segunda hipótesis nula.

Las estructuras de Co-Cr fresadas son las que obtuvieron valores más altos de resistencia a la fractura (2.257 N), seguidas por las de Co-Cr sinterizado láser (2.161 N) y por las de Co-Cr colado y presinterizado que obtuvieron valores muy similares llegando a los 1.800 N. En la literatura no existen estudios que evalúen la resistencia a la fractura de distintas estructuras metálicas dentosoportadas con cantilever, con los que poder comparar los resultados de este estudio.

Las estructuras metálicas analizadas, primero mostraron una deformación o doblado de la estructura a nivel del conector del pónico, lugar donde se estaba aplicando la carga, hasta producirse la grieta de fractura en la zona superior del conector debido a esa flexión. Este patrón de fractura se siguió en todas las estructuras metálicas que presentaban áreas de conectores de 9 mm².

Romeed y cols.⁴⁷⁶ encontraron que las tensiones principales máximas se concentran subyacentes a la superficie oclusal del conector, entre el retenedor y el pónico de las prótesis parciales fijas en voladizo. Esto coincide con los hallazgos de Eraslan y cols.⁴⁷⁷ que también localizan la zona de mayor tensión en la zona oclusal del conector que une el pónico, además en este estudio se confirma que cuando el pónico se carga oclusalmente, el pilar adyacente tiende a actuar como fulcro, con una tendencia de elevación en el retenedor más alejado. Para minimizar ese apalancamiento es mejor que el pónico sea más pequeño, y que tenga una forma de premolar en vez de molar. En el presente estudio para evitar que eso ocurriese y no poder obtener resultados concluyentes sobre la resistencia a la fractura, se sujetaron las estructuras en la parte contraria al pónico.

El subgrupo de estructuras de circona obtuvo valores de resistencia a la fractura de 668 N. El sistema de circona utilizado fue LavaTM Zirconia y el área de los conectores fue de 9 mm². Ohlmann y cols.²⁰² en 2009, valoraron la resistencia a la fractura de puentes de tres unidades de circona (Lava) con cantilever y obtuvieron resultados entre 346 a 548 N, según el tipo de diseño de la estructura. Este mismo autor⁴⁵¹ en 2013, analizó también la resistencia a la fractura de prótesis fija de tres unidades de Lava con cantilever y las comparó con prótesis fijas de disilicato de litio y metal-cerámicas. Los valores de resistencia a la fractura total del grupo de circona variaban entre los 346 y 590 N, dependiendo del diseño y si habían sido sometidos a envejecimiento artificial. El grupo de metal-cerámica (Co-Cr colado) solo fue sometido a carga hasta la fractura del recubrimiento cerámico, no se reportó ninguna fractura de la estructura, aunque el estudio indica que se llegaron a valores por encima de los 2.000 N. Gabbert y cols.²⁰³ encontraron valores de resistencia a la fractura en prótesis fijas de circona de tres unidades con pónico en cantilever de 603 N, siendo similares a los resultados de este estudio, aunque el área de los conectores fue 12 mm² al igual

que en las investigaciones de Ohlmann y cols.^{202, 451}

La fractura de las estructuras de circona que cabía esperar, era que ocurrirían en la zona del conector confirmando todo lo descrito hasta ahora. En el presente estudio, contrariamente a las expectativas, la fractura comenzaba en la pared del retenedor que unía por medio del conector el pónico y seguía con la propagación catastrófica de la grieta a lo largo de esta pared a la región del conector, desprendiéndose la pieza pónico con todo el conector. Estos hallazgos están de acuerdo con los de otros estudios^{199, 202, 203, 451, 478} que analizan puentes de circona con cantilever, y se puede explicar debido a que la carga axial en el pónico en voladizo puede producir fuerzas reactivas distales a la deformación compresiva del retenedor terminal en la parte inferior de la pared de la cofia y una carga de tracción en la parte superior.^{199, 202, 203, 451}

El subgrupo de estructuras de PEEK con cantilever presentó los valores más inferiores de resistencia a la fractura (345 N). No se ha encontrado ningún estudio realizado con prótesis fijas de PEEK con cantilever con el que se puedan comparar los resultados del presente estudio.

Las estructuras de PEEK analizadas, primero mostraron una ligera deformación de la estructura a nivel del conector del pónico que era donde se estaba realizando la carga, hasta producirse la grieta de fractura en la zona superior del conector debido a esa flexión. El mismo patrón, similar a las estructuras metálicas, pero con mucha menos deformación antes de la fractura, se siguió en todas las estructuras que presentaban áreas de conectores de 16 mm².

8.2.3. Resistencia a la fractura entre grupos: Diseño

Al comparar las estructuras de los distintos materiales y tecnologías de confección según el diseño: con pónico intermedio o con pónico en cantilever, se encontraron diferencias significativas en la resistencia a la fractura. Esto hace que debamos rechazar parcialmente la segunda hipótesis nula.

Al evaluar los resultados de esta investigación, los subgrupos de estructuras metálicas con pónico en cantilever presentan aproximadamente una resistencia a la fractura cinco veces menor que los subgrupos de estructuras metálicas con pónico intermedio. Para el subgrupo de estructuras de circonita, las que tienen el pónico en cantilever, presentan una resistencia a la fractura tres veces menor que las que tienen el pónico intermedio y en el caso de las estructuras de PEEK la diferencia es aún mayor, las estructuras con cantilever tienen una resistencia a la fractura ocho veces menor que las de pónico intermedio.

El diseño de la estructura por lo tanto va a influir de manera significativa en la resistencia a la fractura en todos los materiales que podemos seleccionar para la confección de prótesis fijas,^{315, 316} y esto tendrá que ser valorado al planificar el plan de tratamiento indicado para el paciente.

En la literatura científica no existen estudios que comparen la resistencia a la fractura de prótesis parciales fijas convencionales con prótesis fijas con cantilever con los que podamos comparar los resultados del estudio, al igual que ocurriría con el ajuste marginal.

Aunque, como ya se ha explicado, las investigaciones sobre el comportamiento de prótesis fijas con cantilever son escasas, la realidad clínica es distinta y este tipo de prótesis supone una opción más de tratamiento, como alternativa a implantes o prótesis parciales removibles. Por lo que es importante tener en cuenta todos los parámetros aplicables a la hora de planificar y tratar situaciones que impliquen prótesis fijas con extensiones. Si se desea alcanzar el éxito, el odontólogo debe tener en cuenta la oclusión con el antagonista, el estado periodontal, la longitud del tramo, la relación corona-raíz y la inclinación de los dientes pilares, además del material y características del diseño como la longitud del pónico y el tamaño y forma de los conectores.^{186, 428, 448, 477, 478}

Varios factores influyen en la longevidad de las prótesis fijas con o sin cantilever como son factores biológicos, técnicos y del paciente. Rara vez las prótesis fijas fracasan porque el paciente no se acostumbre a ellas. Los factores biológicos engloban problemas periodontales, pérdida de vitalidad, lesiones periapicales y caries. Los

factores técnicos incluyen la pérdida de retención, fractura de la estructura, del material de recubrimiento o fractura del diente o muñón.^{194, 204, 460}

Con respecto a la prótesis fijas convencionales, Pjetursson y cols.⁴⁶⁰ en 2015 realizaron un metaanálisis en el que evaluaron la supervivencia y tasa de complicaciones de prótesis fijas metal-cerámicas y totalmente cerámicas. Seleccionaron cuarenta estudios con un total de 1.796 restauraciones metal-cerámicas y 1.100 restauraciones totalmente cerámicas. Sus resultados fueron, una tasa de supervivencia del 94,4 % para las prótesis metal-cerámicas y un 90,4 % para la prótesis de circona en cinco años de función. Como complicaciones biológicas analizaron la aparición de caries, fractura de los muñones, pérdida de vitalidad y aparición de enfermedad periodontal sin encontrar, en general, diferencias entre las prótesis de circona y las metal-cerámicas y como complicaciones técnicas analizaron la pérdida de retención y descoloración, siendo las prótesis de circona las que presentaron mayor incidencia de las mismas. Por último, evaluaron la fractura de la cerámica de recubrimiento y de las estructuras. La complicación técnica más frecuente fue el *chipping* de la cerámica de recubrimiento y ocurrió con mayor frecuencia en las prótesis de circona. La fractura de la estructura también ocurrió con mayor frecuencia en las prótesis de circona con respecto a las metal-cerámicas.

Sin embargo, varios estudios clínicos que evalúan prótesis fijas de tres a cinco unidades de circona con seguimiento de hasta cinco años, algunos de ellos incluidos dentro del metaanálisis, presentan tasas de supervivencia del 84-100 % sin observar ninguna fractura de la estructura.^{52, 185, 344, 345, 479-481}

El efecto de un estrés o carga excesiva en el cantilever supone un factor de riesgo decisivo porque induce fuerzas laterales y de extrusión de los dientes pilares y afectación de los tejidos periodontales.^{153, 191} Esto puede dar lugar a la fractura o distorsión de los materiales restauradores provocando un desplazamiento a gingival del pónico, sobre todo si se trata de un molar,¹⁵⁶ una pérdida de retención,^{153, 191-195} reabsorción del hueso de soporte del pilar y llegar a la fractura de los dientes pilares.

Yang y cols.¹⁵⁴ estudiaron el comportamiento mecánico de prótesis parciales con cantilever y sus resultados fueron que las fuerzas transmitidas a través de los

pónticos en cantilever causaron movimientos de inclinación y rotacionales de los pilares. Las extensiones de mayor longitud causaron inclinaciones distales, aumentaron la deflexión y mostraron mayores zonas de concentración de estrés. Concluyen que para asegurar un éxito mecánico de estas prótesis, solo deben reemplazar un diente y no tener menos de dos dientes pilares.

Por lo tanto, pónticos en voladizo extensos provocan una gran tensión en el ligamento periodontal de los dientes pilares, los tramos más largos van a ser menos rígidos y su flexión va a variar con el cubo del espesor oclusogingival. Es decir, un póntico que equivalga al tamaño de dos dientes, se doblará ocho veces más que un póntico del tamaño de un solo diente, además si el grosor del póntico no es adecuado también se producirá un mayor doblado.^{477, 482} Siguiendo estas recomendaciones, el clínico debe evitar en la medida de lo posible, el uso de los pónticos más largos que la dimensión mesio-distal de un diente premolar y en zonas distales por el mayor aumento de tensiones en las restauraciones.^{198, 477}

Los estudios que evalúan la tasa de supervivencia de prótesis fijas con cantilever muestran valores comparables con las prótesis fijas convencionales. Pjetursson y cols.⁴⁸³ en 2007 realizaron un metaanálisis con prótesis fijas metal-cerámicas en el que concluyeron que la tasa de supervivencia a los cinco años de las prótesis con cantilever era de 91,4 % y de las prótesis convencionales, de 93,8 % y a los diez años de 80,3 % y 89,2 %, respectivamente, concluyendo que la mayor complicación era el *chipping* de la cerámica de recubrimiento y que la elección de prótesis con cantilever no debe ser valorado como la primera opción de tratamiento. Hämmerle y cols.¹⁹⁴ afirmaron en un estudio clínico en el que analizaron 115 prótesis metal-cerámicas con cantilever a largo plazo (5-16 años), que la mayor complicación biológica era la aparición de caries y la mayor complicación técnica era la pérdida de retención por descementación. Las fracturas del material o estructura fueron muy escasas, afectando solo a cinco prótesis.

Los estudios *in vitro* que evalúan prótesis fijas con cantilever de cerámica mostraron una pobre resistencia a la fractura, lo que indica que este tipo de restauraciones han de recomendarse con precaución para el reemplazo de los dientes

posteriores ausentes.^{202, 203, 451} Sin embargo, estos resultados se obtuvieron en las condiciones más desfavorables como afirman Ohlmann y cols.²⁰⁴ en 2012, que evaluaron el comportamiento de prótesis fijas de circonita con cantilever de incisivos y premolares con respecto a prótesis parciales fijas metal-cerámicas, tras dos años de seguimiento. Examinaron las complicaciones pulpares, fracturas, retención de placa y estética y no encontraron diferencias con respecto a las complicaciones endodónticas, ni con respecto a las variables biológicas de retención de placa e inflamación gingival, pero si hubo fracturas de la cerámica de recubrimiento en el grupo de circonita, afirmando también que es la complicación más común en este tipo de restauraciones. Al-Amleh y cols.⁴⁶⁹ en 2010 no observaron ninguna fractura de la estructura y la estética fue favorable en ambos grupos, aunque se necesitaría mayor tiempo de observación, según los autores, para poder valorarla. Wolfart y cols.¹⁹⁵ en 2009 tampoco encontraron ninguna fractura de la estructura al examinar prótesis de circonita con y sin cantilever durante cuatro años y las tasas de supervivencia fueron del 92 % y 96 %, respectivamente. Zenthöfer y cols.²⁰⁰ en 2015 también valoraron factores biológicos y técnicos de prótesis parciales fijas con cantilever de circonita con respecto a metal-cerámica en un estudio randomizado prospectivo a tres años. No encontraron ninguna fractura de la estructura y las complicaciones encontradas son comparables en los dos grupos.

Aunque hay controversia entre si las prótesis fijas con cantilever presentan un mayor número de complicaciones y una menor tasa de supervivencia que las prótesis convencionales que terminan en pilares, la mayoría de los autores parece estar de acuerdo en que la fractura de la estructura parece ser una complicación clínica rara.^{52,}

185, 194, 195, 200, 204, 344, 345, 460, 479-481

Tanto las diferencias en el tamaño del conector, diseño de la estructura y metodología utilizada pueden justificar las discrepancias entre los distintos estudios. En general, las propiedades mecánicas y de resistencia a la fractura de las estructuras evaluadas van a depender de varios factores como la composición exacta del material y su historia de producción (tecnología, tiempo, maquinaria, velocidad de formación y enfriamiento), que van a conducir a un tipo de microestructura determinada y que puede dar lugar a una alteración mecánica cuando se carga, pudiendo influir también

en la resistencia del material de recubrimiento.⁴²²

Son necesarias más investigaciones que aclaren todos los aspectos mencionados con respecto a la utilización de prótesis fijas con o sin cantilever en sectores posteriores, en especial de circona y PEEK, y con respecto a las prótesis metal-cerámicas que evalúen su comportamiento al fabricarse con nuevas tecnologías.

09. CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio *in vitro*, las conclusiones fueron las siguientes:

1. Todas las estructuras estudiadas para prótesis parciales fijas con diferentes materiales y tecnologías de confección y con dos tipos de diseño, pónico intermedio y con pónico en cantiléver, presentaron ajustes marginales dentro de los límites aceptados clínicamente.
2. Las estructuras de Co-Cr confeccionadas mediante CAD/CAM sustractivo fueron las que mejor ajuste marginal obtuvieron, tanto con pónico intermedio como con pónico en cantilever.
3. No se observaron diferencias al comparar las estructuras del mismo material y técnica de confección según diseño (pónico intermedio o pónico en cantilever), con respecto al ajuste marginal.
4. Todas las estructuras confeccionadas para prótesis parciales fijas con pónico intermedio con distintos materiales y tecnologías de confección, presentaron valores de resistencia a la fractura por encima de los 1.000 N, por lo que están indicadas para su uso en sectores posteriores.
5. Las estructuras metálicas para prótesis parciales fijas con pónico en cantilever, presentaron valores de resistencia por encima de los 1.000 N, pudiendo ser indicadas para su uso en sectores posteriores. Sin embargo, tanto las estructuras de circona como de PEEK con pónico en cantilever, presentaron valores inferiores a 1.000 N, por lo que su indicación para sectores posteriores no sería adecuada sin reservas.
6. Las estructuras de Co-Cr confeccionadas mediante CAD/CAM sustractivo obtuvieron los mayores valores de resistencia a la fractura, tanto con pónico intermedio como con pónico en cantilever.
7. Se encontraron diferencias al comparar la resistencia a la fractura de estructuras del mismo material y técnica de confección según diseño (pónico intermedio o pónico en cantilever), presentando las estructuras con cantilever una disminución drástica de la resistencia.

8. El patrón de fractura en las estructuras con pónico intermedio fue similar, de forma oblicua y con inicio a nivel de la zona gingival del conector, excepto para el grupo de PEEK que ocurría, tras una gran deformación plástica, en la zona oclusal del conector.
9. El patrón de fractura en las estructuras metálicas con pónico en cantilever también fue muy similar, originándose en la zona oclusal del conector que unía el pónico tras una deformación plástica. Las estructuras de PEEK también mostraron este patrón con menor deformación, sin embargo, en las de circona la fractura generalmente, se originaba en la pared de la cofia que se unía al pónico a través del conector.

10. BIBLIOGRAFÍA

1. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont* 2009; 18: 188-94.
2. Ozcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* 2003; 30: 265-9.
3. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2013; 110: 447-54.e10.
4. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 351-63.
5. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 223-34.
6. Revised ANSI/ADA specification no. 5 for dental casting alloys. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc* 1989; 118: 379.
7. Suárez MJ. Evaluación del sellado marginal de coronas de titanio colado y mecanizado con dos líneas de terminación. [Tesis doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2004.
8. Classification system for cast alloys. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc* 1984; 109: 766.
9. Craig R. Aleaciones de metales nobles y soldaduras. *Materiales en odontología restauradora*. 10 ed. Madrid: Harcourt Brace; 1998. p. 383- 95.
10. Syverud M, Dahl JE, Herø H, Morisbak E. Corrosion and biocompatibility testing of palladium alloy castings. *Dent Mater* 2001; 17: 7-13.
11. Papazoglou E, Brantley WA, Carr AB, Johnston WM. Porcelain adherence to high-palladium alloys. *J Prosthet Dent* 1993; 70: 386-94.
12. Wataha JC, Lockwood PE, Khajotia SS, Turner R. Effect of pH on element release from dental casting alloys. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 691-8.
13. Craig R. *Restorative Dental Materials*. 10ª ed. Orlando: Mosby Elsevier Health Science; 1997.
14. Li KC, Prior DJ, Waddell JN, Swain MV. Comparison of the microstructure and phase stability of as-cast, CAD/CAM and powder metallurgy manufactured Co-Cr dental alloys. *Dent Mater* 2015; 31: e306-15.
15. Wylie CM, Shelton RM, Fleming GJ, Davenport AJ. Corrosion of nickel-based dental casting alloys. *Dent Mater* 2007; 23: 714-23.

10. BIBLIOGRAFÍA

16. Xin XZ, Chen J, Xiang N, Gong Y, Wei B. Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co-Cr dental alloy after porcelain firing. *Dent Mater* 2014; 30: 263-70.
17. Vega JM. *Materiales en Odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos*. Madrid: Avances; 1996.
18. Lucchetti MC, Fratto G, Valeriani F, De Vittori E, Giampaoli S, Papetti P, et al. Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 602-8.
19. ISO 9693. *Dentistry--Compatibility testing--Part 1: Metal ceramic systems*, (2012).
20. Riquier R. Comparación de la técnica de fresado y la sinterización por láser. *Quintessence técnica* 2007; 18: 66-78.
21. Noack F. CoCr-Revolution. *The International Journal of Dental Technology* 2012; 13: 2-5.
22. Real-Voltas F. Estudio in vitro del ajuste marginal y la resistencia a fuerzas compresivas de coronas metal-cerámica de cromo-cobalto colado, sinterizado, mecanizado y presinterizado [Tesis doctoral]. Barcelona: Universidad Internacional de Cataluña; 2015.
23. Al Jabbari YS, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, Zinelis S. Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dent Mater* 2014; 30: e79-88.
24. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int* 1996; 27: 401-8.
25. Madrigal A, Suárez MJ, López I, Salido MP. Restauraciones de titanio colado y mecanizado. Indicaciones. *Rev Internacional de Prótesis Estomatológica* 2003; 5: 392-7.
26. Martínez F, Pradés G, Suárez MJ, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección RCOE 2007; 12: 253-63.
27. Vega JM. Porcelanas y cerámicas actuales. . RCOE 1999; 4: 41-54.
28. Fons A, Solá MF, Martínez González A, Casa J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. RCOE 2001; 6: 645-56.
29. Álvarez-Fernández MA, Peña-López JM, González-González A, Olay-García MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE 2003; 8: 525-46.

30. Díaz Romeral P, López Soto E, Malumbres F, Gil Villagrà LJ. Porcelanas dentales de alta resistencia para restauraciones de recubrimiento total: Una revisión bibliográfica. *Rev Int Prótesis Estomatológica* 2008; 10: 19-31.
31. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965; 119: 251-67.
32. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24: 299-307.
33. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008; 24: 289-98.
34. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 557-62.
35. Raigrodski AJ. Materials for all-ceramic restorations. *J Esthet Restor Dent* 2006; 18: 117-8.
36. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007; 35: 819-26.
37. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975; 258: 703-4.
38. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20: 1-25.
39. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after aging. *Solid State Ionics* 1981; 3: 489-93.
40. Cotič J, Jevnikar P, Kocjan A, Kosmač T. Complexity of the relationships between the sintering-temperature-dependent grain size, airborne-particle abrasion, ageing and strength of 3Y-TZP ceramics. *Dent Mater* 2016; 32: 510-8.
41. Kohorst P, Borchers L, Stempel J, Stiesch M, Hassel T, Bach FW, et al. Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomater* 2012; 8: 1213-20.
42. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002; 81: 487-91.
43. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999; 15: 426-33.
44. Borchers L, Stiesch M, Bach FW, Buhl JC, Hübsch C, Kellner T, et al. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomater* 2010; 6: 4547-52.

10. BIBLIOGRAFÍA

45. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 61-6.
46. Hamza TA, Sherif RM. In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD-CAM systems. *J Prosthet Dent* 2017; 117: 762-6.
47. Bömicke W, Waldecker M, Krisam J, Rammelsberg P, Rues S. In vitro comparison of the load-bearing capacity of ceramic and metal-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses in the posterior region. *J Prosthet Dent* 2017.
48. Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. The Marginal Fit of CAD/CAM Monolithic Ceramic and Metal-Ceramic Crowns. *J Prosthodont* 2017.
49. López-Suárez C. Puentes posteriores de circona monolítica y con recubrimiento: evaluación de la resistencia a la fractura. [Tesis doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2014.
50. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 389-404.
51. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 231-8.
52. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 2008; 21: 217-22.
53. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999; 20: 371-6.
54. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater* 2000; 16: 389-95.
55. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015; 28: 227-35.
56. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent* 2016; 115: 321-8.e2.
57. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 2007; 28: 4845-69.

58. Han CM, Lee EJ, Kim HE, Koh YH, Kim KN, Ha Y, et al. The electron beam deposition of titanium on polyetheretherketone (PEEK) and the resulting enhanced biological properties. *Biomaterials* 2010; 31: 3465-70.
59. Toth JM, Wang M, Estes BT, Scifert JL, Seim HB, Turner AS. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials* 2006; 27: 324-34.
60. Ha SW, Kirch M, Birchler F, Eckert KL, Mayer J, Wintermantel E, et al. Surface activation of polyetheretherketone (PEEK) and formation of calcium phosphate coatings by precipitation. *J Mater Sci Mater Med* 1997; 8: 683-90.
61. Meyer MR, Friedman RJ, Del Schutte H, Latour RA. Long-term durability of the interface in FRP composites after exposure to simulated physiologic saline environments. *J Biomed Mater Res* 1994; 28: 1221-31.
62. Boinard E, Pethrick RA, McFarlane CJ. The influence of thermal history on the dynamic mechanical and dielectric studies of polyetheretherketone exposed to water and brine. *Polymer* 2000; 41: 1063-76.
63. Zhang G, Latour RA, Kennedy JM, Del Schutte H, Friedman RJ. Long-term compressive property durability of carbon fibre-reinforced polyetheretherketone composite in physiological saline. *Biomaterials* 1996; 17: 781-9.
64. Kurtz SM, Muratoglu OK, Evans M, Edidin AA. Advances in the processing, sterilization, and crosslinking of ultra-high molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty. *Biomaterials* 1999; 20: 1659-88.
65. Rae P, Brown E, Orlor E. The mechanical properties of poly(ether-ether-ketone) (PEEK) with emphasis on the large compressive strain response. *Polymer* 2007; 48: 598-615.
66. Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller WD. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dent Mater* 2015; 31: 1377-84.
67. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2013; 101: 1209-16.
68. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J* 2015; 34: 7-12.
69. Garcia-Gonzalez D, Rusinek A, Jankowiak T, Arias A. Mechanical impact behavior of polyether-ether-ketone (PEEK). *Composite Structures* 2015; 124: 88-9.

70. Berer M, Tscharnuter D, Pinter G. Dynamic mechanical response of polyetheretherketone (PEEK) exposed to cyclic loads in the high stress tensile regime. *International Journal of Fatigue* 2015; 80: 397-405.
71. Shrestha R, Simsiriwong J, Shamsaei N, Moser RD. Cyclic deformation and fatigue behavior of polyether ether ketone (PEEK). *International Journal of Fatigue* 2016; 82: 411-27.
72. Schwitalla AD, Zimmermann T, Spintig T, Kallage I, Müller WD. Fatigue limits of different PEEK materials for dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017; 69: 163-8.
73. Friedrich K, Sue HJ, Liu P, Almajid AA. Scratch resistance of high performance polymers. *Tribology International* 2011; 44: 1032-46.
74. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res* 2016; 60: 12-9.
75. Talbot M, Springer G, Berglund L. The effects of crystallinity on the mechanical properties of PEEK polymer and graphite fiber reinforced PEEK. *J Compos Mater* 1987; 21: 1056-81.
76. Sagomonyants KB, Jarman-Smith ML, Devine JN, Aronow MS, Gronowicz GA. The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials* 2008; 29: 1563-72.
77. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening JV, von Foerster G. Polyetheretherketone--cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials* 2002; 23: 1749-59.
78. Suska F, Omar O, Emanuelsson L, Taylor M, Gruner P, Kinbrum A, et al. Enhancement of CRF-PEEK osseointegration by plasma-sprayed hydroxyapatite: A rabbit model. *J Biomater Appl* 2014; 29: 234-42.
79. Poulsson AH, Eglin D, Zeiter S, Camenisch K, Sprecher C, Agarwal Y, et al. Osseointegration of machined, injection moulded and oxygen plasma modified PEEK implants in a sheep model. *Biomaterials* 2014; 35: 3717-28.
80. Wang L, He S, Wu X, Liang S, Mu Z, Wei J, et al. Polyetheretherketone/nano-fluorohydroxyapatite composite with antimicrobial activity and osseointegration properties. *Biomaterials* 2014; 35: 6758-75.
81. Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 2016; 20: 2493-500.

82. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barberà M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 680-2.
83. Tan KH, Chua CK, Leong KF, Cheah CM, Cheang P, Abu Bakar MS, et al. Scaffold development using selective laser sintering of polyetheretherketone-hydroxyapatite biocomposite blends. *Biomaterials* 2003; 24: 3115-23.
84. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater* 2012; 28: 273-8.
85. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, et al. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 666-73.
86. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 1278-88.
87. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dent Mater* 2012; 28: 1280-3.
88. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dent Mater* 2010; 26: 553-9.
89. Hallmann L, Mehl A, Serenoc N, Hämmerle CHF. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science* 2012; 258: 7213-8.
90. Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 1489-97.
91. Thompson GA, Luo Q, Hefti A. Analysis of four dental alloys following torch/centrifugal and induction/ vacuum-pressure casting procedures. *J Prosthet Dent* 2013; 110: 471-80.
92. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012; 28: 3-12.
93. Cogolludo PG, Suarez MJ, Peláez J, Lozano JF. Influence of melting and casting methods and finish line design on the marginal discrepancy of nickel-chromium-titanium alloy crowns. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 443-5.
94. Gómez-Cogolludo P, Castillo-Oyagüe R, Lynch CD, Suárez-García MJ. Effect of electric arc, gas oxygen torch and induction melting techniques on the marginal accuracy of cast base-metal and noble metal-ceramic crowns. *J Dent* 2013; 41: 826-31.

10. BIBLIOGRAFÍA

95. Harish V, Mohamed ASA, Jagadesan N, Mohamed I, Siva S, Debasish B, et al. Evaluation of internal and marginal fit of two metal ceramic system - in vitro study. *Journal Of Clinical And Diagnostic Research* 2014; 8: ZC53-ZC6.
96. Ito M, Kuroiwa A, Nagasawa S, Yoshida T, Yagasaki H, Oshida Y. Effect of wax melting range and investment liquid concentration on the accuracy of a three-quarter crown casting. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 57-61.
97. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent* 2009; 102: 253-9.
98. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res* 2016; 60: 72-84.
99. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal* 2011; 56: 97-106.
100. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006; 137 Suppl: 7S-13S.
101. Pradíes G, Zarauz C, Valverde A, Ferreiroa A, Martínez-Rus F. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent* 2015; 43: 201-8.
102. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24: 111-5.
103. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 555-60.
104. Solaberrieta E, Mínguez R, Barrenetxea L, Etxaniz O. Direct transfer of the position of digitized casts to a virtual articulator. *J Prosthet Dent* 2013; 109: 411-4.
105. Solaberrieta E, Otegi JR, Mínguez R, Etxaniz O. Improved digital transfer of the maxillary cast to a virtual articulator. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 921-4.
106. Solaberrieta E, Mínguez R, Barrenetxea L, Otegi JR, Szentpétery A. Comparison of the accuracy of a 3-dimensional virtual method and the conventional method for transferring the maxillary cast to a virtual articulator. *J Prosthet Dent* 2015; 113: 191-7.
107. Solaberrieta E, Otegi JR, Goicoechea N, Brizuela A, Pradies G. Comparison of a conventional and virtual occlusal record. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 92-7.

108. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS. Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. *J Prosthodont* 2015; 24: 303-12.
109. Luthardt RG, Sandkuhl O, Herold V, Walter MH. Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 146-51.
110. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 680-5.
111. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2002; 23: 911-6, 8, 20 passim; quiz 24.
112. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 1289-96.
113. Keul C, Stawarczyk B, Erdelt KJ, Beuer F, Edelhoff D, Güth JF. Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization--a laboratory study. *Dent Mater* 2014; 30: 400-7.
114. Witkowski S. (CAD-)/CAM in Dental Technology. *Quintessence Dental Technology* 2005; 28: 169-84.
115. Van Roekel NB. Electrical discharge machining in dentistry. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 114-21.
116. Addison O, Cao X, Sunnar P, Fleming GJ. Machining variability impacts on the strength of a 'chair-side' CAD-CAM ceramic. *Dent Mater* 2012; 28: 880-7.
117. Nesse H, Ulstein DM, Vaage MM, Øilo M. Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 686-92.
118. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001; 4: 89-106.
119. Nayar S, Bhuminathan S, Bhat WM. Rapid prototyping and stereolithography in dentistry. *J Pharm Bioallied Sci* 2015; 7: S216-9.
120. Matta AK, Raju DR, Suman KNS. The integration of CAD/CAM and Rapid Prototyping in Product Development: A review. *Materials Today: Proceedings* 2015; 2: 3438-45.

10. BIBLIOGRAFÍA

121. Dandekeri SS, Sowmya MK, Bhandary S. Stereolithographic surgical template: a review. *J Clin Diagn Res* 2013; 7: 2093-5.
122. Wu G, Zhou B, Bi Y, Zhao Y. Selective laser sintering technology for customized fabrication of facial prostheses. *J Prosthet Dent* 2008; 100: 56-60.
123. Melchels FP, Feijen J, Grijpma DW. A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials* 2010; 31: 6121-30.
124. Kim KB, Kim JH, Kim WC. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of three-unit fixed dental prostheses produced by stereolithography. *Dent Mater J* 2014; 33: 504-9.
125. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *J Dent (Shiraz)* 2015; 16: 1-9.
126. Zein I, Hutmacher DW, Tan KC, Teoh SH. Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications. *Biomaterials* 2002; 23: 1169-85.
127. Woodfield TB, Malda J, de Wijn J, Péters F, Riesle J, van Blitterswijk CA. Design of porous scaffolds for cartilage tissue engineering using a three-dimensional fiber-deposition technique. *Biomaterials* 2004; 25: 4149-61.
128. Ponader S, von Wilmsowky C, Widenmayer M, Lutz R, Heintz P, Körner C, et al. In vivo performance of selective electron beam-melted Ti-6Al-4V structures. *J Biomed Mater Res A* 2010; 92: 56-62.
129. Murr LE, Amato KN, Li SJ, Tian YX, Cheng XY, Gaytan SM, et al. Microstructure and mechanical properties of open-cellular biomaterials prototypes for total knee replacement implants fabricated by electron beam melting. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011; 4: 1396-411.
130. Wang X, Xu S, Zhou S, Xu W, Leary M, Choong P, et al. Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. *Biomaterials* 2016; 83: 127-41.
131. Ebert J, Ozkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss O, Koops U, et al. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *J Dent Res* 2009; 88: 673-6.
132. Silva NR, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont* 2011; 20: 93-6.
133. Zeng L, Xiang N, Wei B. A comparison of corrosion resistance of cobalt-chromium-molybdenum metal ceramic alloy fabricated with selective laser melting and traditional processing. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 1217-24.

134. Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater* 2008; 24: 1525-33.
135. Oyague RC, Sanchez-Turrion A, Lopez-Lozano JF, Suarez-Garcia MJ. Vertical discrepancy and microleakage of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported structures luted with different cement types. *J Dent* 2012; 40: 123-30.
136. Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Àlvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 600-5.
137. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent Mater* 2008; 24: 1400-4.
138. Kim KB, Kim JH, Kim WC. Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 1432-6.
139. Sundar MK, Chikmagalur SB, Pasha F. Marginal fit and microleakage of cast and metal laser sintered copings--an in vitro study. *J Prosthodont Res* 2014; 58: 252-8.
140. Bilgin MS, Erdem A, Dilber E, Ersoy İ. Comparison of fracture resistance between cast, CAD/CAM milling, and direct metal laser sintering metal post systems. *J Prosthodont Res* 2016; 60: 23-8.
141. Williams JM, Adewunmi A, Schek RM, Flanagan CL, Krebsbach PH, Feinberg SE, et al. Bone tissue engineering using polycaprolactone scaffolds fabricated via selective laser sintering. *Biomaterials* 2005; 26: 4817-27.
142. Park JY, Kim HY, Kim JH, Kim WC. Comparison of prosthetic models produced by traditional and additive manufacturing methods. *J Adv Prosthodont* 2015; 7: 294-302.
143. Hollander DA, von Walter M, Wirtz T, Sellei R, Schmidt-Rohlfing B, Paar O, et al. Structural, mechanical and in vitro characterization of individually structured Ti-6Al-4V produced by direct laser forming. *Biomaterials* 2006; 27: 955-63.
144. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 909-13.

145. Ortorp A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater* 2011; 27: 356-63.
146. Castillo-de-Oyague R, Sanchez-Turrion A, Lopez-Lozano JF, Albaladejo A, Torres-Lagares D, Montero J, et al. Vertical misfit of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported crown copings luted with definitive and temporary luting agents. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal* 2012: e610-e7.
147. Castillo-Oyague R, Lynch CD, Turrion AS, Lopez-Lozano JF, Torres-Lagares D, Suarez-Garcia MJ. Misfit and microleakage of implant-supported crown copings obtained by laser sintering and casting techniques, luted with glass-ionomer, resin cements and acrylic/urethane-based agents. *J Dent* 2013; 41: 90-6.
148. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater* 2008; 24: 1311-5.
149. Kim KB, Kim WC, Kim HY, Kim JH. An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater* 2013; 29: e91-6.
150. Kajima Y, Takaichi A, Nakamoto T, Kimura T, Yogo Y, Ashida M, et al. Fatigue strength of Co-Cr-Mo alloy clasps prepared by selective laser melting. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 59: 446-58.
151. Stawarczyk B, Eichberger M, Schweiger J, Beuer F, Noack F, Hoffmann R. Quickly milled, reliably veneered. *The International Journal of Dental Technology* 2012; 13: 6-11.
152. Geis-Gerstorfer J, Noack F, Reichert A, Schille C. As good as cast. *The International Journal of Dental Technology* 2012; 13: 14-9.
153. Laurell L, Lundgren D, Falk H, Hugoson A. Long-term prognosis of extensive polyunit cantilevered fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 545-52.
154. Yang HS, Chung HJ, Park YJ. Stress analysis of a cantilevered fixed partial denture with normal and reduced bone support. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 424-30.
155. Connaert J AP, DeBoever J. . Long-term clinical study of porcelain fused-to-gold-restorations. *J Prosthet Dent* 1984; 51: 338-42.
156. Mallat E. Criterios clínicos en la elección de la aleación metalporcelana. Diseño de cofias y estructuras metálicas. *Prótesis fija estética. Un enfoque clínico e interdisciplinario*. Madrid: Elsevier; 2007. p. 187-227.
157. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977; 35: 297-303.

158. Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil* 1998; 25: 681-6.
159. Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 536-42.
160. Bonfante EA, da Silva NR, Coelho PG, Bayardo-González DE, Thompson VP, Bonfante G. Effect of framework design on crown failure. *Eur J Oral Sci* 2009; 117: 194-9.
161. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996; 27: 701-6.
162. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Experimental design of FPD made of all-ceramics and fibre-reinforced composite. *Dent Mater* 2000; 16: 159-65.
163. Augereau D, Pierrisnard L, Barquins M. Relevance of the finite element method to optimize fixed partial denture design. Part I. Influence of the size of the connector on the magnitude of strain. *Clin Oral Investig* 1998; 2: 36-9.
164. Yamamoto M. *Metal-Ceramics: Principle and Methods of Makoto Yamamoto*. Chicago: Quintessence Pub; 1985.
165. Miller LL. Framework design in ceramo-metal restorations. *Dent Clin North Am* 1977; 21: 699-716.
166. McLean JW. Construction of metal-ceramic bridgework . The science and art of dental ceramics. 2: Bridge design and laboratory procedures in dental ceramics: Quintessence; 1982. p. 331-79.
167. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004; 20: 441-8.
168. Marchack BW, Futatsuki Y, Marchack CB, White SN. Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 169-73.
169. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2011; 106: 145-52.
170. Raigrodski AJ, Yu A, Chiche GJ, Hochstedler JL, Mancl LA, Mohamed SE. Clinical efficacy of veneered zirconium dioxide-based posterior partial fixed dental prostheses: five-year results. *J Prosthet Dent* 2012; 108: 214-22.
171. Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK, et al. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials* 2004; 25: 2885-92.

10. BIBLIOGRAFÍA

172. White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater* 1994; 10: 52-8.
173. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 125-31.
174. Fleming GJ, Dickens M, Thomas LJ, Harris JJ. The in vitro failure of all-ceramic crowns and the connector area of fixed partial dentures using bilayered ceramic specimens: the influence of core to dentin thickness ratio. *Dent Mater* 2006; 22: 771-7.
175. Hsueh CH, Thompson GA, Jadaan OM, Wereszczak AA, Becher PF. Analyses of layer-thickness effects in bilayered dental ceramics subjected to thermal stresses and ring-on-ring tests. *Dent Mater* 2008; 24: 9-17.
176. Agustin-Panadero R, Fons-Font A, Roman-Rodriguez JL, Granell-Ruiz M, del Rio-Highsmith J, Sola-Ruiz MF. Zirconia versus metal: a preliminary comparative analysis of ceramic veneer behavior. *Int J Prosthodont* 2012; 25: 294-300.
177. Wakabayashi N, Anusavice KJ. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res* 2000; 79: 1398-404.
178. Fleming GJ, El-Lakwah SF, Harris JJ, Marquis PM. The effect of core:dentin thickness ratio on the bi-axial flexure strength and fracture mode and origin of bilayered dental ceramic composites. *Dent Mater* 2005; 21: 164-71.
179. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* 2009; 37: 978-83.
180. Beuer F, Steff B, Naumann M, Sorensen JA. Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *Eur J Oral Sci* 2008; 116: 381-6.
181. Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, et al. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res* 2011; 90: 104-8.
182. Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil* 2009; 36: 610-5.
183. Salimi H, Mosharraf R, Savabi O. Effect of framework design on fracture resistance of zirconium oxide posterior fixed partial dentures. *Dent Res J (Isfahan)* 2012; 9: 764-9.

184. Larsson C, Holm L, Lövgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil* 2007; 34: 702-9.
185. Peláez J, Cogolludo PG, Serrano B, Lozano JF, Suárez MJ. A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: three-year clinical results. *J Prosthet Dent* 2012; 107: 373-9.
186. Hamza TA, Attia MA, El-Hossary MM, Mosleh IE, Shokry TE, Wee AG. Flexural strength of small connector designs of zirconia-based partial fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2016; 115: 224-9.
187. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 2007; 23: 106-14.
188. Oh W, Götzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res* 2002; 81: 623-7.
189. Serrano B. Estudio experimental de la resistencia a la fractura de puentes totalmente cerámicos. [Tesis doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2005.
190. Pjetursson BE, Lang NP. Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. *J Oral Rehabil* 2008; 35 Suppl 1: 72-9.
191. Budtz-Jørgensen E, Isidor F. A 5-year longitudinal study of cantilevered fixed partial dentures compared with removable partial dentures in a geriatric population. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 42-7.
192. Brägger U, Hirt-Steiner S, Schnell N, Schmidlin K, Salvi GE, Pjetursson B, et al. Complication and failure rates of fixed dental prostheses in patients treated for periodontal disease. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22: 70-7.
193. De Backer H, Van Maele G, Decock V, Van den Berghe L. Long-term survival of complete crowns, fixed dental prostheses, and cantilever fixed dental prostheses with posts and cores on root canal-treated teeth. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 229-34.
194. Hämmerle CH, Ungerer MC, Fantoni PC, Brägger U, Bürgin W, Lang NP. Long-term analysis of biologic and technical aspects of fixed partial dentures with cantilevers. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 409-15.
195. Wolfart S, Harder S, Eschbach S, Lehmann F, Kern M. Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design. *Eur J Oral Sci* 2009; 117: 741-9.

196. Rehmman P, Podhorsky A, Wöstmann B. Treatment Outcomes of Cantilever Fixed Partial Dentures on Vital Abutment Teeth: A Retrospective Analysis. *Int J Prosthodont* 2015; 28: 577-82.
197. Palmqvist S, Swartz B. Artificial crowns and fixed partial dentures 18 to 23 years after placement. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 279-85.
198. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 23-6.
199. Awadalla HA, Azarbal M, Ismail YH, el-Ibiari W. Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 243-8.
200. Zenthöfer A, Ohlmann B, Rammelsberg P, Bömicke W. Performance of zirconia ceramic cantilever fixed dental prostheses: 3-year results from a prospective, randomized, controlled pilot study. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 34-9.
201. Henderson D, Blevins WR, Wesley RC, Seward T. The cantilever type of posterior fixed partial dentures: a laboratory study. *J Prosthet Dent* 1970; 24: 47-67.
202. Ohlmann B, Marienburg K, Gabbert O, Hassel A, Gilde H, Rammelsberg P. Fracture-load values of all-ceramic cantilevered FPDs with different framework designs. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 49-52.
203. Gabbert O, Ohlmann B, Schmitter M, Gilde H, Ruff T, Rammelsberg P. Fracture behaviour of zirconia ceramic cantilever fixed dental prostheses in vitro. *Acta Odontol Scand* 2008; 66: 200-6.
204. Ohlmann B, Eiffler C, Rammelsberg P. Clinical performance of all-ceramic cantilever fixed dental prostheses: results of a 2-year randomized pilot study. *Quintessence Int* 2012; 43: 643-8.
205. Salido MP SM, Pradíes G, L Lozano JF. . Influencia del lugar de aplicación del cemento, en la retención y ajuste marginal de las restauraciones de prótesis fija. . *Rev Europea de Odontoestomatología* 1997; IX: 279-86
206. Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 237-42.
207. Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Ozcan M. The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns. *Quintessence Int* 2007; 38: e425-32.
208. Ramfjord SP. Periodontal aspects of restorative dentistry. *J Oral Rehabil* 1974; 1: 107-26.

209. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol* 1983; 10: 563-78.
210. Goldman M, Laasonthorn P, White RR. Microleakage--full crowns and the dental pulp. *J Endod* 1992; 18: 473-5.
211. Valderhaug J, Birkeland JM. Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. Pocket depth and loss of attachment. *J Oral Rehabil* 1976; 3: 237-43.
212. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 357-64.
213. Newcomb GM. The relationship between the location of subgingival crown margins and gingival inflammation. *J Periodontol* 1974; 45: 151-4.
214. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 405-8.
215. Groten M, Girthofer S, Pröbster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 1997; 24: 871-81.
216. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 40-9.
217. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 582-93.
218. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 250-7.
219. Belser UC, MacEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 24-9.
220. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971; 131: 107-11.
221. Suárez MJ, González de Villaumbrosia P, Pradíes G, Lozano JFL. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *The International Journal Of Prosthodontics* 2003; 16: 229-32.
222. Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent* 2011; 105: 108-14.

223. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. Marginal fit of Zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2008; 21: 398-9.
224. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent* 2009; 102: 378-84.
225. Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Suárez MJ. Marginal and Internal Discrepancies of Posterior Zirconia-Based Crowns Fabricated with Three Different CAD/CAM Systems Versus Metal-Ceramic. *Int J Prosthodont* 2015; 28: 509-11.
226. Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. SEM evaluation of the precision of fit of CAD/CAM zirconia and metal-ceramic posterior crowns. *Dent Mater J* 2017.
227. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 394-404.
228. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 587-92.
229. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 753-8.
230. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 419-24.
231. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater* 1985; 1: 197-9.
232. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 26-31.
233. Kashani HG, Khera SC, Gulker IA. The effects of bevel angulation on marginal integrity. *J Am Dent Assoc* 1981; 103: 882-5.
234. Blackman R, Baez R, Barghi N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 435-40.
235. Council adopts American Dental Association Specification No. 8 (dental zinc phosphate cement) and 11 (agar impression material). *Council on Dental Materials and Devices. J Am Dent Assoc* 1967; 74: 1565-73.
236. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent* 1966; 16: 297-305.

237. Gardner FM. Margins of complete crowns--literature review. *J Prosthet Dent* 1982; 48: 396-400.
238. Bhowmik H, Parkhedkar R. A comparison of marginal fit of glass infiltrated alumina copings fabricated using two different techniques and the effect of firing cycles over them. *J Adv Prosthodont* 2011; 3: 196-203.
239. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent* 2015; 113: 623-7.
240. Karaman T, Ulku SZ, Zengingul AI, Guven S, Eratilla V, Sumer E. Evaluation and comparison of the marginal adaptation of two different substructure materials. *J Adv Prosthodont* 2015; 7: 257-63.
241. Han HS, Yang HS, Lim HP, Park YJ. Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. *J Prosthet Dent* 2011; 106: 191-7.
242. Kane LM, Chronaios D, Sierraalta M, George FM. Marginal and internal adaptation of milled cobalt-chromium copings. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 680-5.
243. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009; 101: 239-47.
244. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont* 2009; 18: 645-8.
245. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent* 2011; 105: 249-55.
246. Lins L, Bemfica V, Queiroz C, Canabarro A. In vitro evaluation of the internal and marginal misfit of CAD/CAM zirconia copings. *J Prosthet Dent* 2015; 113: 205-11.
247. Suárez MJ, Salido MP, López JF, Martínez JM. Factores implicados en el sellado marginal de las restauraciones de prótesis fija. *Av Odontoestomatol* 1994; 10: 53-9.
248. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 363-76.
249. Becker CM, Kaldahl WB. Current theories of crown contour, margin placement, and pontic design. 1981. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 107-15.

250. Tarnow D, Stan SS, Magner A, Zamzok J. Human gingival attachment responses to subgingival crown placement. Marginal remodelling. *Journal of Clinical Periodontology* 1986; 13: 563-9.
251. de Waal H, Castellucci G. The importance of restorative margin placement to the biologic width and periodontal health. Part II. *The International Journal Of Periodontics & Restorative Dentistry* 1994; 14: 70-83.
252. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 636-42.
253. Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. 3. The relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition. *J Periodontal Res* 1970; 5: 225-9.
254. Byrne G. Influence of finish-line form on crown cementation. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 137-44.
255. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. 1981. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 1-7.
256. Piemjai M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 412-6.
257. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentos esenciales en prótesis fija*. 3ª ed. Barcelona: Quintessence; 2000.
258. Loi I, Di Felice A. Biologically oriented preparation technique (BOPT): a new approach for prosthetic restoration of periodontically healthy teeth. *Eur J Esthet Dent* 2013; 8: 10-23.
259. Ayad MF, Maghrabi AA, Rosenstiel SF. Assessment of convergence angles of tooth preparations for complete crowns among dental students. *Journal Of Dentistry* 2005; 33: 633-8.
260. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dent Mater J* 2008; 27: 814-20.
261. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont* 2013; 22: 419-28.
262. Ayad MF. Effects of tooth preparation burs and luting cement types on the marginal fit of extracoronary restorations. *J Prosthodont* 2009; 18: 145-51.
263. Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 109-16.

264. Ayad MF, Johnston WM, Rosenstiel SF. Influence of tooth preparation taper and cement type on recementation strength of complete metal crowns. *J Prosthet Dent* 2009; 102: 354-61.
265. Kydd WL, Nicholls JI, Harrington G, Freeman M. Marginal leakage of cast gold crowns luted with zinc phosphate cement: an in vivo study. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 9-13.
266. Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan JD, Cohen KS. Techniques to improve the seating of castings. *J Am Dent Assoc* 1978; 96: 432-7.
267. Suárez MJ, López Lozano JF, Salido MP, del Río F. Factores a considerar en el cementado de restauraciones de prótesis fija. *Rev Europea de Odontoestomatología* 1994; 6: 335-40.
268. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 244-8.
269. Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K, et al. In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. *Dent Mater J* 2005; 24: 456-9.
270. Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A, Matsumura H. Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. *Acta Odontol Scand* 2008; 66: 214-8.
271. Suárez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martínez F. Marginal fit of titanium metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2005; 18: 390-1.
272. Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Influence of CAD/CAM systems and cement selection on marginal discrepancy of zirconia-based ceramic crowns. *Am J Dent* 2012; 25: 67-72.
273. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 529-35.
274. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 280-301.
275. Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res* 2011; 25: 261-6.
276. Strating H, Pameijer CH, Gildenhuys RR. Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations. Part I. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 59-65.
277. Van Rensburg F, Strating H. Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations: Part II. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 210-4.

278. Buchanan WT, Svare CW, Turner KA. The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. *J Prosthet Dent* 1981; 45: 502-6.
279. Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 476-81.
280. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 49-54.
281. Komine F, Shiratsuchi H, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of porcelain-firing procedures on the marginal distortion of electroformed metal-ceramic restorations. *Quintessence Int* 2007; 38: E583-8.
282. Naveen HC, Pillai LK, Porwal A, Nadiger RK, Guttal SS. Effect of porcelain-firing cycles and surface finishing on the marginal discrepancy of titanium copings. *J Prosthodont* 2011; 20: 101-5.
283. Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater* 2003; 19: 686-91.
284. Castellani D, Baccetti T, Clauser C, Bernardini UD. Thermal distortion of different materials in crown construction. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 360-6.
285. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 346-55.
286. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil* 2010; 37: 283-91.
287. Cho SH, Nagy WW, Goodman JT, Solomon E, Koike M. The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *J Prosthet Dent* 2012; 107: 17-23.
288. Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil* 1997; 24: 636-45.
289. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 585-90.
290. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 18-24.
291. Laurent M, Scheer P, Dejoux J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 2008; 35: 116-22.

292. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51: 129-34.
293. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 25-32.
294. Pilo R, Cardash HS. In vivo retrospective study of cement thickness under crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 621-5.
295. Kern M, Schaller HG, Strub JR. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 585-91.
296. Hayashi M, Wilson NH, Ebisu S, Watts DC. Influence of explorer tip diameter in identifying restoration margin discrepancies. *J Dent* 2005; 33: 669-74.
297. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 374-7.
298. Acevedo R. Análisis del sellado marginal y la resistencia a la fractura de núcleos cerámicos de óxido de circonio en puentes posteriores [Tesis doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2011.
299. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 575-84.
300. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 577-80.
301. Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *Eur J Esthet Dent* 2009; 4: 278-92.
302. Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 223-8.
303. Kim EH, Lee DH, Kwon SM, Kwon TY. A microcomputed tomography evaluation of the marginal fit of cobalt-chromium alloy copings fabricated by new manufacturing techniques and alloy systems. *J Prosthet Dent* 2017; 117: 393-9.
304. Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 218-23.
305. Marchionni S, Baldissara P, Monaco C, Scotti R. A systematic method for predetermined scanning electron microscope analysis in dental science. *Scanning* 2010; 32: 97-103.

10. BIBLIOGRAFÍA

306. Campos RE, Soares PV, Versluis A, de O Júnior OB, Ambrosano GM, Nunes IF. Crown fracture: Failure load, stress distribution, and fractographic analysis. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 447-55.
307. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 9-13.
308. Hagberg C. Assessment of bite force: a review. *J Craniomandib Disord* 1987; 1: 162-9.
309. Bakke M, Michler L, Han K, Möller E. Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles. *Scand J Dent Res* 1989; 97: 539-51.
310. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 145-50.
311. Varga S, Spalj S, Lapter Varga M, Anic Milosevic S, Mestrovic S, Slaj M. Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. *Eur J Orthod* 2011; 33: 427-33.
312. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater* 2009; 25: 383-91.
313. Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 721-8.
314. Dejak B, Młotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater* 2012; 28: 433-41.
315. López Lozano JF SM, Martínez JM, Caruana G, Torralba M. Relación entre el diseño de estructuras de prótesis fija y su fracaso por fractura. *Rev Int de Prótesis Estomatológica* 1999; 1: 22-9.
316. López Lozano JF SM, Martínez JM, Caruana G, Torralba M. . Análisis de factores metalúrgicos implicados en la fractura de estructuras de prótesis fija. *Rev Int de Prótesis Estomatológica* 2000; 2: 58-64.
317. Wang H, Feng Q, Li N, Xu S. Evaluation of metal-ceramic bond characteristics of three dental Co-Cr alloys prepared with different fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 2016; 116: 916-23.
318. Vásquez V, Ozcan M, Nishioka R, Souza R, Mesquita A, Pavanelli C. Mechanical and thermal cycling effects on the flexural strength of glass ceramics fused to titanium. *Dent Mater J* 2008; 27: 7-15.
319. Mecholsky JJ. Fracture mechanics principles. *Dent Mater* 1995; 11: 111-2.

320. Mecholsky JJ. Fractography: determining the sites of fracture initiation. *Dent Mater* 1995; 11: 113-6.
321. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 247-52.
322. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 652-61.
323. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 561-9.
324. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 468-75.
325. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater* 2006; 22: 125-32.
326. Yang R, Arola D, Han Z, Zhang X. A comparison of the fracture resistance of three machinable ceramics after thermal and mechanical fatigue. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 878-85.
327. Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 255-62.
328. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 551-6.
329. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 325-7.
330. del Piñal M, Contreras I, Klee de Vasconcelos D MC, Suárez MJ. Consideraciones mecánicas y biológicas sobre el envejecimiento del óxido de circonio. *Rev Int Prótesis Estomatológica* 2014; 16: 15-23.
331. Fischer J, Zbären C, Stawarczyk B, Hämmerle CH. The effect of thermal cycling on metal-ceramic bond strength. *J Dent* 2009; 37: 549-53.
332. ISO 22674. Dentistry--Metallic materials for fixed and removable restorations and appliances, (2016).
333. ISO 6872. Dentistry--Ceramic materials, (2015).
334. ISO 4049. Dentistry--Polymer-based restorative materials, (2009).
335. ISO 10477. Dentistry--Polymer-based crown and bridge materials, (2004).

336. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 31-41.
337. Nicolaisen MH, Bahrami G, Finlay S, Isidor F. Comparison of fatigue resistance and failure modes between metal-ceramic and all-ceramic crowns by cyclic loading in water. *J Dent* 2014; 42: 1613-20.
338. Gargari M, Gloria F, Cappello A, Ottria L. Strength of zirconia fixed partial dentures: review of the literature. *Oral Implantol (Rome)* 2010; 3: 15-24.
339. Turk AG, Ulusoy M, Yuce M, Akin H. Effect of different veneering techniques on the fracture strength of metal and zirconia frameworks. *J Adv Prosthodont* 2015; 7: 454-9.
340. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 491-5.
341. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. *J Oral Rehabil* 2003; 30: 873-7.
342. Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 597-603.
343. Ha SR, Kim SH, Han JS, Yoo SH, Jeong SC, Lee JB, et al. The influence of various core designs on stress distribution in the veneered zirconia crown: a finite element analysis study. *J Adv Prosthodont* 2013; 5: 187-97.
344. Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006; 37: 685-93.
345. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 553-60.
346. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater* 2015; 31: 603-23.
347. Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 141-8.
348. Rodríguez V L-SC, Peláez J, L Lozano JF, Suárez MJ. Análisis in vitro de la influencia del recubrimiento cerámico en la resistencia a la fractura de puentes posteriores de óxido de circonio. *Rev Int Prótesis Estomatológica* 2013: 7-13.

349. Rodríguez V L-SC, Gonzalo E, G Peláez J, Suárez MJ. Análisis del chipping en restauraciones metal-cerámica y totalmente cerámicas y su mecanismo de producción. Revisión sistemática. *Rev Int Prótesis Estomatológica* 2014; 16: 87-91
350. López-Suárez C GE, G Cogolludo P, Rodríguez V, L Lozano JF, Suárez MJ. Análisis in vitro de la resistencia a la fractura de puentes posteriores de óxido de zirconio. *Rev Int Prótesis Estomatológica* 2012; 14: 183-9
351. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont* 2013; 5: 296-304.
352. Lopez-Suarez C, Gonzalo E, Pelaez J, Serrano B, Suarez MJ. Marginal Vertical Discrepancies of Monolithic and Veneered Zirconia and Metal-Ceramic Three-Unit Posterior Fixed Dental Prostheses. *Int J Prosthodont* 2016; 29: 256-8.
353. Kim SY, Choi JW, Ju SW, Ahn JS, Yoon MJ, Huh JB. Fracture Strength After Fatigue Loading of Lithium Disilicate Pressed Zirconia Crowns. *Int J Prosthodont* 2016; 29: 369-71.
354. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014; 35: 93-101.
355. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013; 29: 1201-8.
356. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater* 2016; 32: 442-9.
357. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 1425-31.
358. Lee JH. An accelerated technique for a ceramic-pressed-to-metal restoration with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 1021-3.
359. Kim JH, Park JH, Park YB, Moon HS. Fracture load of zirconia crowns according to the thickness and marginal design of coping. *J Prosthet Dent* 2012; 108: 96-101.
360. Reitemeier B, Hänsel K, Kastner C, Walter MH. Metal-ceramic failure in noble metal crowns: 7-year results of a prospective clinical trial in private practices. *Int J Prosthodont* 2006; 19: 397-9.
361. Scurria MS, Bader JD, Shugars DA. Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 459-64.

362. Walton TR. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 519-26.
363. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 439-45.
364. Sánchez Jorge MI. Influencia del diseño de la preparación protésica y del método de escaneado en el ajuste marginal de estructuras cerámicas para prótesis fija [Tesis doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2007.
365. Schiff N, Grosgeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials* 2002; 23: 1995-2002.
366. Anusavice KJ. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res* 2003; 17: 43-8.
367. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 478-84.
368. Bindl A, Mörmann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007; 27: 567-75.
369. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 47-52.
370. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil* 2014; 41: 853-74.
371. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater* 2013; 29: 174-80.
372. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry IL, Thomas GW, et al. Internal fit of pressed and computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthet Dent* 2015; 113: 304-9.
373. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 1437-40.
374. Ural C, Burgaz Y, Saraç D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence Int* 2010; 41: 585-90.
375. Hmaidouch R, Neumann P, Mueller WD. Influence of preparation form, luting space setting and cement type on the marginal and internal fit of CAD/CAM crown copings. *Int J Comput Dent* 2011; 14: 219-26.

376. Al-Rabab'ah MA, Macfarlane TV, McCord JF. Vertical marginal and internal adaptation of all-ceramic copings made by CAD/CAM technology. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2008; 16: 109-15.
377. Gegauff AG, Rosenstiel SF. Reassessment of die-spacer with dynamic loading during cementation. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 655-8.
378. Fathi HM, Al-Masoody AH, El-Ghezawi N, Johnson A. The Accuracy of Fit of Crowns Made From Wax Patterns Produced Conventionally (Hand Formed) and Via CAD/CAM Technology. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2016; 24: 10-7.
379. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. *J Adv Prosthodont* 2013; 5: 179-86.
380. Farjood E, Vojdani M, Torabi K, Khaledi AA. Marginal and internal fit of metal copings fabricated with rapid prototyping and conventional waxing. *J Prosthet Dent* 2017; 117: 164-70.
381. Lövgren N, Roxner R, Klemendz S, Larsson C. Effect of production method on surface roughness, marginal and internal fit, and retention of cobalt-chromium single crowns. *J Prosthet Dent* 2016.
382. Kocağaoğlu H, Kılınç H, Albayrak H, Kara M. In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. *J Prosthet Dent* 2016; 116: 368-74.
383. Park JK, Kim HY, Kim WC, Kim JH. Evaluation of the fit of metal ceramic restorations fabricated with a pre-sintered soft alloy. *J Prosthet Dent* 2016; 116: 909-15.
384. Real-Voltas F, Romano-Cardozo E, Figueras-Alvarez O, Brufau-de Barbera M, Cabratosa-Termes J. Comparison of the Marginal Fit of Cobalt-Chromium Metal-Ceramic Crowns Fabricated by CAD/CAM Techniques and Conventional Methods at Three Production Stages. *Int J Prosthodont* 2017; 30: 304–5.
385. Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *J Appl Oral Sci* 2016; 24: 258-63.
386. Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont* 2010; 2: 33-8.
387. Song TJ, Kwon TK, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH, et al. Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont* 2013; 5: 219-25.

388. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 174-9.
389. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont* 2008; 17: 621-6.
390. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010; 37: 866-76.
391. Karataşlı O, Kursoğlu P, Capa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J* 2011; 30: 97-102.
392. Re D, Cerutti F, Augusti G, Cerutti A, Augusti D. Comparison of marginal fit of Lava CAD/CAM crown-copings with two finish lines. *Int J Esthet Dent* 2014; 9: 426-35.
393. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 2009; 13: 343-9.
394. Bae SY, Park JY, Jeong ID, Kim HY, Kim JH, Kim WC. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *J Prosthodont Res* 2017; 61: 106-12.
395. Higuera MA, De Albornoz A, Del Río J. Estructuras metálicas coladas frente a estructuras cerámicas mecanizadas: El enfoque del clínico. *Rev Int de Prótesis Estomatológica* 2006; 8: 169-73.
396. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 194-200.
397. Kahramanoğlu E, Kulak-Özkan Y. The effect of different restorative and abutment materials on marginal and internal adaptation of three-unit cantilever implant-supported fixed partial dentures: an in vitro study. *J Prosthodont* 2013; 22: 608-17.
398. Oh SC, Dong JK, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 468-72.
399. Kelly JR, Rungruanant P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2010; 104: 228-38.

400. Rosentritt M, Hmaidouch R, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S. Fracture resistance of zirconia FPDs with adhesive bonding versus conventional cementation. *Int J Prosthodont* 2011; 24: 168-71.
401. Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A. Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintessence Int* 2009; 40: 655-62.
402. Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater* 2015; 31: 1363-9.
403. Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 329-38.
404. Wimmer T, Erdelt KJ, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Influence of abutment model materials on the fracture loads of three-unit fixed dental prostheses. *Dent Mater J* 2014; 33: 717-24.
405. Ferrari M, Giovannetti A, Carrabba M, Bonadeo G, Rengo C, Monticelli F, et al. Fracture resistance of three porcelain-layered CAD/CAM zirconia frame designs. *Dent Mater* 2014; 30: e163-8.
406. Yildiz C, Vanlioğlu BA, Evren B, Uludamar A, Ozkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J* 2013; 32: 42-7.
407. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2009; 25: 121-8.
408. Larsson C, El Madhoun S, Wennerberg A, Vult von Steyern P. Fracture strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals crowns with different design: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23: 820-6.
409. Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 682-9.
410. Mahmood DJ, Linderöth EH, Vult Von Steyern P. The influence of support properties and complexity on fracture strength and fracture mode of all-ceramic fixed dental prostheses. *Acta Odontol Scand* 2011; 69: 229-37.
411. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; 21: 476-82.

412. Kanat-Ertürk B, Çömlekoğlu EM, Dündar-Çömlekoğlu M, Özcan M, Güngör MA. Effect of Veneering Methods on Zirconia Framework-Veneer Ceramic Adhesion and Fracture Resistance of Single Crowns. *J Prosthodont* 2015; 24: 620-8.
413. Rodríguez V, Castillo-Oyagüe R, López-Suárez C, Gonzalo E, Peláez J, Suárez-García MJ. Fracture Load Before and After Veneering Zirconia Posterior Fixed Dental Prostheses. *J Prosthodont* 2016; 25: 550-6.
414. López-Suárez C, Gonzalo E, Peláez J, Rodríguez V, Suárez MJ. Fracture resistance and failure mode of posterior fixed dental prostheses fabricated with two zirconia CAD/CAM systems. *J Clin Exp Dent* 2015; 7: e250-3.
415. Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 170-5.
416. Kwon TK, Pak HS, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH, et al. Comparative fracture strength analysis of Lava and Digident CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont* 2013; 5: 92-7.
417. Kellerhoff RK, Fischer J. In vitro fracture strength and thermal shock resistance of metal-ceramic crowns with cast and machined AuTi frameworks. *J Prosthet Dent* 2007; 97: 209-15.
418. Krug KP, Knauber AW, Nothdurft FP. Fracture behavior of metal-ceramic fixed dental prostheses with frameworks from cast or a newly developed sintered cobalt-chromium alloy. *Clin Oral Investig* 2015; 19: 401-11.
419. Michalakis KX, Stratos A, Hirayama H, Kang K, Touloumi F, Oishi Y. Fracture resistance of metal ceramic restorations with two different margin designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent* 2009; 102: 172-8.
420. Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 369-76.
421. Choi YS, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. In vitro evaluation of fracture strength of zirconia restoration veneered with various ceramic materials. *J Adv Prosthodont* 2012; 4: 162-9.
422. Suleiman SH, Vult von Steyern P. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontologica Scandinavica* 2013; 71: 1280-9.
423. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 2006; 22: 176-82.

424. Erođlu Z, Gurbulak AG. Fatigue behavior of zirconia-ceramic, galvano-ceramic, and porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. *J Prosthodont* 2013; 22: 516-22.
425. Bae EJ, Kim JH, Kim WC, Kim HY. Bond and fracture strength of metal-ceramic restorations formed by selective laser sintering. *J Adv Prosthodont* 2014; 6: 266-71.
426. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont* 2012; 21: 353-62.
427. Borba M, de Araújo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater* 2011; 27: 1259-66.
428. Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA, Davis EL. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009; 101: 166-73.
429. Flinn BD, deGroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J Prosthet Dent* 2012; 108: 223-30.
430. Wu L, Zhu H, Gai X, Wang Y. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent* 2014; 111: 51-5.
431. Fardin VP, de Paula VG, Bonfante EA, Coelho PG, Bonfante G. Lifetime prediction of zirconia and metal ceramic crowns loaded on marginal ridges. *Dent Mater* 2016; 32: 1543-54.
432. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 2008; 24: 308-18.
433. Jalalian E, Rostami R, Atashkar B. Comparison of chamfer and deep chamfer preparation designs on the fracture resistance of zirconia core restorations. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2011; 5: 41-5.
434. Rodríguez V. Análisis de la influencia de la cerámica de recubrimiento en la microestructura y propiedades mecánicas de puentes posteriores de tres unidades de zircona [Tesis doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2014.
435. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006; 19: 442-8.

436. Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Fukushima S. The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dent Mater J* 2011; 30: 281-5.
437. Omori S, Komada W, Yoshida K, Miura H. Effect of thickness of zirconia-ceramic crown frameworks on strength and fracture pattern. *Dent Mater J* 2013; 32: 189-94.
438. Ambré MJ, Aschan F, Vult von Steyern P. Fracture strength of yttria-stabilized zirconium-dioxide (Y-TZP) fixed dental prostheses (FDPs) with different abutment core thicknesses and connector dimensions. *J Prosthodont* 2013; 22: 377-82.
439. Iijima T, Homma S, Sekine H, Sasaki H, Yajima Y, Yoshinari M. Influence of surface treatment of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal with hot isostatic pressing on cyclic fatigue strength. *Dent Mater J* 2013; 32: 274-80.
440. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater* 2008; 4: 1440-7.
441. Senyilmaz DP, Canay S, Heydecke G, Strub JR. Influence of thermomechanical fatigue loading on the fracture resistance of all-ceramic posterior crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2010; 18: 50-4.
442. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006; 34: 317-25.
443. Baladhandayutham B, Lawson NC, Burgess JO. Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 266-71.
444. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater* 2009; 25: 348-52.
445. Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent* 2008; 36: 1048-53.
446. Ulusoy M, Toksavul S. Fracture resistance of five different metal framework designs for metal-ceramic restorations. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 571-4.
447. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 154-64.
448. Wimmer T, Ender A, Roos M, Stawarczyk B. Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. *J Prosthet Dent* 2013; 110: 288-95.

449. Heintze SD, Cavalleri A, Zellweger G, Büchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater* 2008; 24: 1352-61.
450. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont* 2011; 20: 535-40.
451. Ohlmann B, Dittmar A, Rues S, Rammelsberg P. Comparison of fracture-load values of cantilevered FDPs. *Acta Odontol Scand* 2013; 71: 584-9.
452. Castillo-de Oyagüe R, Osorio R, Lynch C, Gilmour A, Toledano M. Effect of alloy type and casting technique on the fracture strength of implant-cemented structures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011; 16: e619-25.
453. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002; 10: 15-22.
454. Bae EJ, Kim HY, Kim WC, Kim JH. In vitro evaluation of the bond strength between various ceramics and cobalt-chromium alloy fabricated by selective laser sintering. *J Adv Prosthodont* 2015; 7: 312-6.
455. Iseri U, Özkurt Z, Kazazoglu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dental Materials Journal* 2011; 30: 274-80.
456. Behr M, Winklhofer C, Schreier M, Zeman F, Kobeck C, Bräuer I, et al. Risk of chipping or facings failure of metal ceramic fixed partial prostheses--a retrospective data record analysis. *Clin Oral Investig* 2012; 16: 401-5.
457. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 177-82.
458. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 493-502.
459. De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L, De Boever J. A 20-year retrospective survival study of fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2006; 19: 143-53.
460. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater* 2015; 31: 624-39.

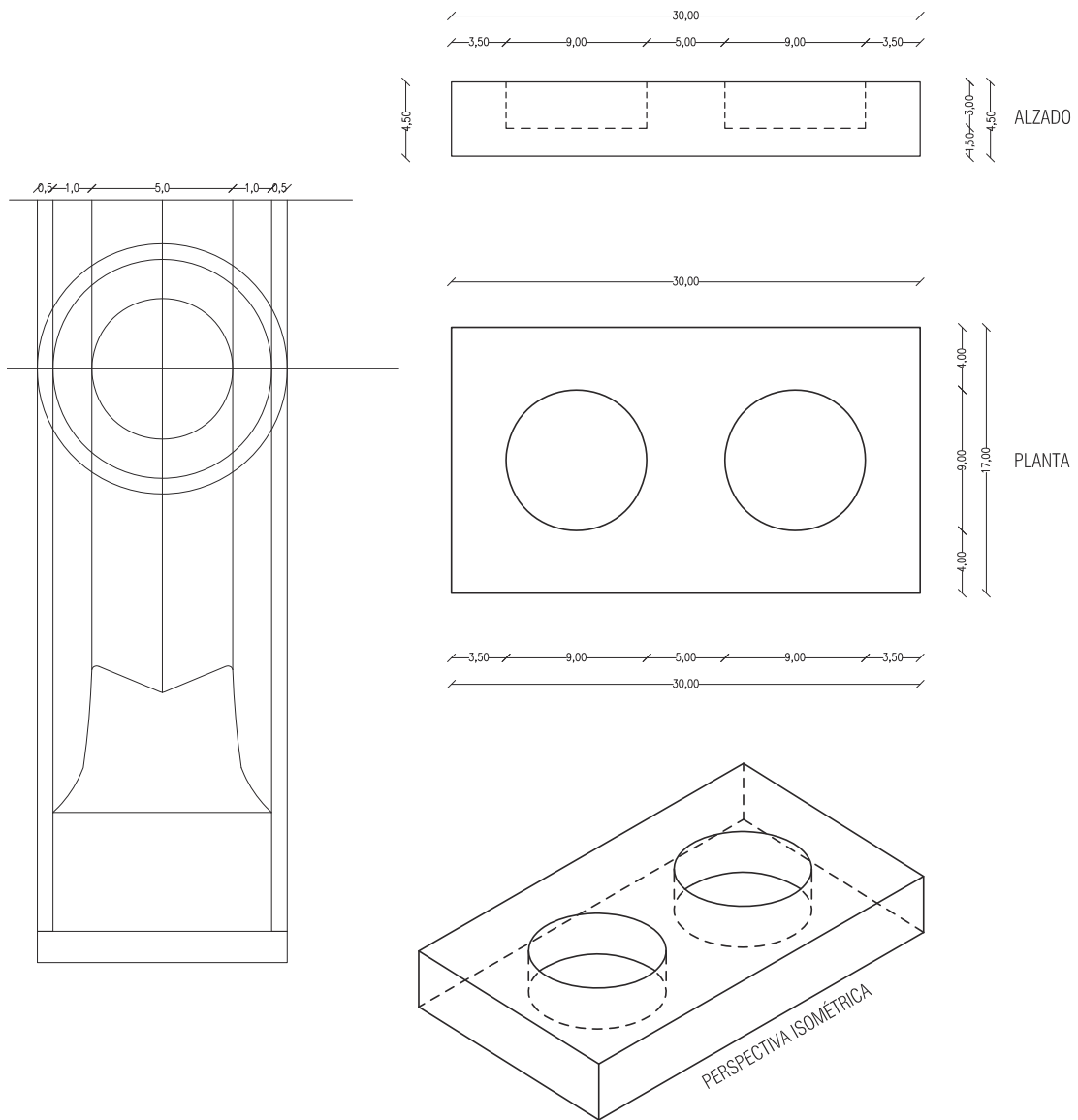
10. BIBLIOGRAFÍA

461. Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res* 1986; 65: 993-7.
462. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2012; 107: 170-7.
463. Taskonak B, Mecholsky JJ, Anusavice KJ. Fracture surface analysis of clinically failed fixed partial dentures. *J Dent Res* 2006; 85: 277-81.
464. Taskonak B, Yan J, Mecholsky JJ, Sertgöz A, Koçak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater* 2008; 24: 1077-82.
465. Chai J, Chong KH. Probability of failure of machined zirconia dental ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 340-1.
466. Sorrentino R, De Simone G, Tetè S, Russo S, Zarone F. Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 2012; 16: 977-85.
467. Ioannidis A, Bindl A. Clinical prospective evaluation of zirconia-based three-unit posterior fixed dental prostheses: Up-to ten-year results. *J Dent* 2016; 47: 80-5.
468. Tartaglia GM, Sidoti E, Sforza C. Seven-year prospective clinical study on zirconia-based single crowns and fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 2015; 19: 1137-45.
469. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010; 37: 641-52.
470. Monaco C, Caldari M, Scotti R, Group AIAoPDCR. Clinical evaluation of tooth-supported zirconia-based fixed dental prostheses: a retrospective cohort study from the AIOF clinical research group. *Int J Prosthodont* 2015; 28: 236-8.
471. Güncü MB, Cakan U, Muhtarogullari M, Canay S. Zirconia-based crowns up to 5 years in function: a retrospective clinical study and evaluation of prosthetic restorations and failures. *Int J Prosthodont* 2015; 28: 152-7.
472. Håff A, Löf H, Gunne J, Sjögren G. A retrospective evaluation of zirconia-fixed partial dentures in general practices: an up to 13-year study. *Dent Mater* 2015; 31: 162-70.
473. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18 Suppl 3: 86-96.
474. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 383-8.

475. Quinn GD, Studart AR, Hebert C, VerHoef JR, Arola D. Fatigue of zirconia and dental bridge geometry: Design implications. *Dent Mater* 2010; 26: 1133-6.
476. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. Finite element analysis of fixed partial denture replacement. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 1208-17.
477. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 273-8.
478. Chong KK, Palamara J, Wong RH, Judge RB. Fracture force of cantilevered zirconia frameworks: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 849-56.
479. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 237-44.
480. Schmitt J, Goellner M, Lohbauer U, Wichmann M, Reich S. Zirconia posterior fixed partial dentures: 5-year clinical results of a prospective clinical trial. *Int J Prosthodont* 2012; 25: 585-9.
481. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 180-7.
482. Palmqvist S, Söderfeldt B. Multivariate analyses of factors influencing the longevity of fixed partial dentures, retainers, and abutments. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 245-50.
483. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007; 18 Suppl 3: 97-113.

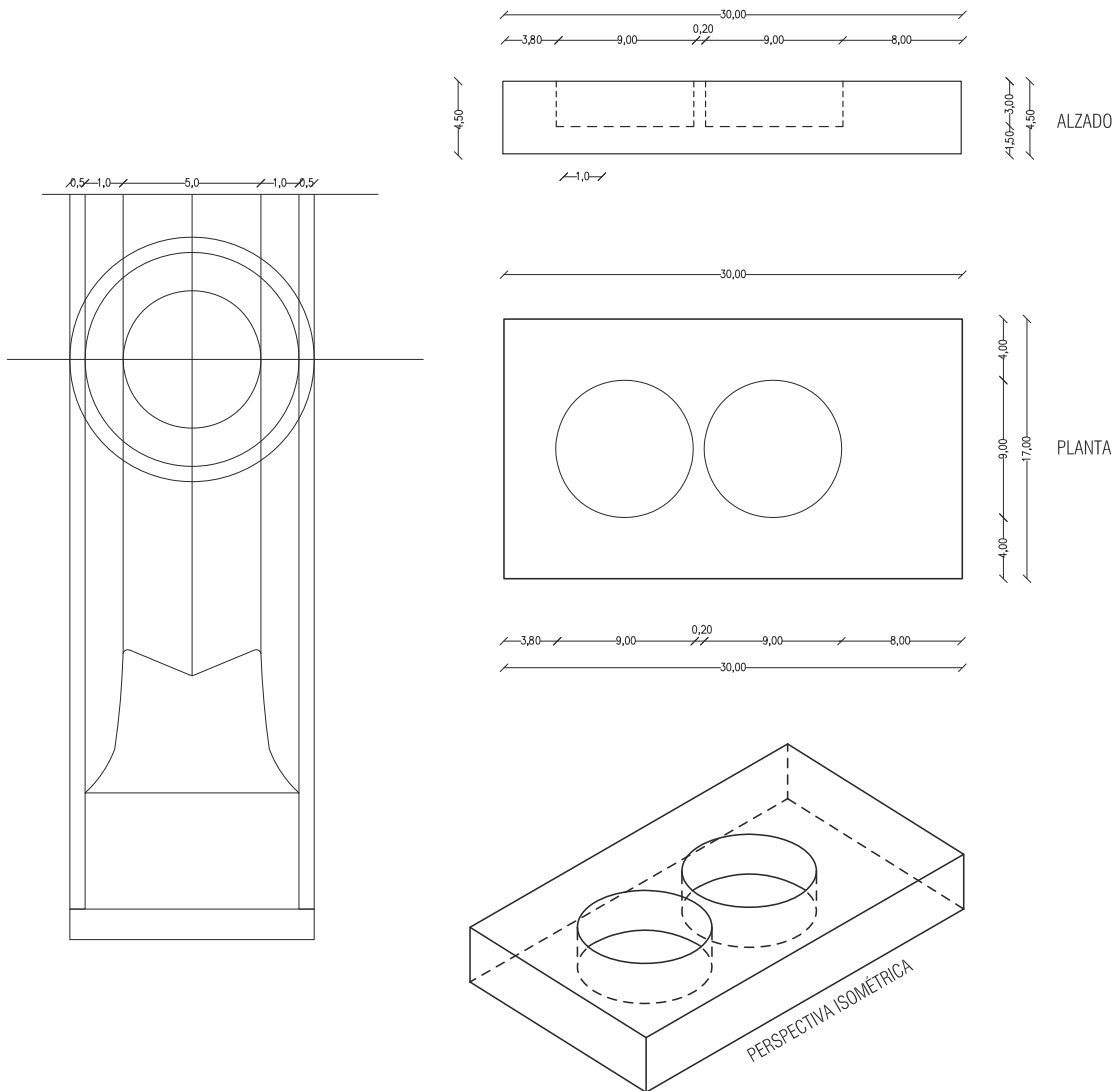
11. ANEXO

11.1. PLANOS PARA LA CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS (DISEÑO 1 Y 2)



COTAS EN MMS
ESCALA : 3,33/ 1

11. ANEXO



COTAS EN MMS
ESCALA : 3,33/ 1

11.2. PRUEBAS ESTADÍSTICAS

11.2.1. Sellado Marginal

ESTRUCTURAS CONVENCIONALES

IDENT	GRUPO	V1	V2	L1	L2
1	MC	45,13	28,05	50,7	38,36
2	MC	79,52	50,77	67,43	17,89
3	MC	58,75	21,46	58,13	22,62
4	MC	66,66	39,85	64,72	44,33
5	MC	53,87	61,62	55,11	44,57
6	MC	18,38	25,18	27,46	36,58
7	MC	12,96	41,17	24,58	57,74
8	MC	23,17	43,25	22,43	59,29
9	MC	24,49	35,7	29,01	33,25
10	MC	42,07	38,17	22,68	17,23

IDENT	GRUPO	V1	V2	L1	L2
1	MS	65,31	65,4	44,97	53,11
2	MS	50,33	48,53	60,06	49,53
3	MS	64,59	29,54	37,33	52,58
4	MS	58,11	16,93	60,99	63,88
5	MS	33,57	25,55	29,7	20,28
6	MS	45,38	34,69	45,04	53,62
7	MS	27,94	28,31	21,5	30,89
8	MS	38,23	43,64	32,61	20,83
9	MS	48,6	37,57	52,04	38,8
10	MS	46,07	20,28	55,38	22,12

IDENT	GRUPO	V1	V2	L1	L2
1	MP	43,22	69,43	39,65	41,93
2	MP	43,73	36,51	49,3	37,9
3	MP	23,58	43,77	19,96	38,5
4	MP	35,01	33,56	24,39	39,13
5	MP	29,1	43,15	45,03	55,92
6	MP	72,33	57,28	45,61	37,19
7	MP	59,89	24,06	20,57	41,76
8	MP	27,63	45,3	34,27	47,38
9	MP	15,22	31,5	15,72	34,54
10	MP	55,61	42,42	41,8	48,56

11. ANEXO

IDENT	GRUPO	V1	V2	L1	L2
1	MF	73,2	85,5	74,45	86,9
2	MF	72,08	62,98	46,1	44,13
3	MF	49,02	31,23	49,04	26,07
4	MF	12,86	32,41	16,23	29,82
5	MF	25,56	27,09	24,63	33,23
6	MF	24,3	23,82	31,45	22,95
7	MF	27,02	32,53	28,89	37,94
8	MF	59,83	68,96	36,1	33,38
9	MF	13,87	32,43	19,32	35,54
10	MF	23,23	26,21	23,65	42,7

IDENT	GRUPO	V1	V2	L1	L2
1	L	31,58	17,44	11,62	13,17
2	L	16,47	73,63	13,37	54,64
3	L	95,14	94,83	70,56	81,23
4	L	47,82	35,07	60,55	48,64
5	L	36,04	72,89	40,69	74,02
6	L	61,43	46,7	63,37	24,41
7	L	81,81	87,2	47,86	86,65
8	L	33,91	34,88	33,71	31,87
9	L	85,26	60,65	20,15	71,31
10	L	60,84	54,25	55,03	13,95

IDENT	GRUPO	V1	V2	L1	L2
1	P	39,62	28,31	41,05	30,42
2	P	53,9	36,82	12,66	15,58
3	P	46,92	40,48	46,77	33,49
4	P	22,62	59,05	55,93	78,24
5	P	99,77	14,54	28,31	7,16
6	P	26,2	16,55	26,98	13,85
7	P	62,39	27,98	59,3	47,7
8	P	40,73	48,24	15,54	61,57
9	P	85,54	39,75	87,75	101,19
10	P	38,75	41,96	30,04	74,27

ESTRUCTURAS CANTILEVER

IDENT	GRUPO	V1	V2	L1	L2
1	MCe	32,88	19,47	39,48	29,95
2	MCe	44,75	23,68	47,43	34,95
3	MCe	56,17	17,56	62,14	12,58
4	MCe	15,47	21,44	51,18	24,19

5	MCe	27,83	49,4	47,37	28,82
6	MCe	20,41	27,37	70,33	16,47
7	MCe	49,4	22,53	14,41	21,42
8	MCe	22,64	25,41	60,37	14,6
9	MCe	37,05	69,32	36,76	59,73
10	MCe	23,49	29,35	44,72	29,66

IDENT	GRUPO	V1	V2	L1	L2
1	MSe	28,94	61,29	31,63	12,72
2	MSe	32,82	46,34	26,5	40,58
3	MSe	21,5	29,48	34,03	21,21
4	MSe	19,98	52,15	18,9	56,97
5	MSe	25,26	23,3	46,62	43,79
6	MSe	22,68	27,7	20,1	34,18
7	MSe	24,54	47,45	24,32	57,22
8	MSe	27,86	16,92	38,97	35,47
9	MSe	44,41	65,2	70,64	69,43
10	MSe	16,53	39,02	23,35	29,03

IDENT	GRUPO	V1	V2	L1	L2
1	MPe	42,44	56,75	21,93	75,73
2	MPe	49,5	48,52	15,82	31,52
3	MPe	65,46	30,21	43,79	44,86
4	MPe	52,3	60,44	14,55	33,79
5	MPe	17,03	34,11	40,53	37,05
6	MPe	49,27	58,46	36,7	13,8
7	MPe	52,27	21,52	51,57	56,68
8	MPe	32,84	56,1	38,8	55,24
9	MPe	27,33	45,93	27,74	47,75
10	MPe	27,63	42,26	29,26	45,04

IDENT	GRUPO	V1	V2	L1	L2
1	Mfe	79,1	62,6	75,8	69,24
2	Mfe	24,8	18,05	18,92	16,73
3	Mfe	24,66	15,61	38,74	28,51
4	Mfe	42,02	25,43	33,56	21,98
5	Mfe	69,3	46,42	31,7	21,97
6	Mfe	18,78	73,32	24,65	75,32
7	Mfe	29,83	24,08	16,9	24,85
8	Mfe	19,58	18,27	48,76	21,2
9	Mfe	25,47	12,28	37,72	15,26
10	Mfe	31,8	25,32	34,26	23,9

11. ANEXO

IDENT	GRUPO	V1	V2	L1	L2
1	Le	53,21	69,11	49,56	67,92
2	Le	75,47	68,07	21,06	36,98
3	Le	56,82	81,75	62,51	23,6
4	Le	74,53	89,39	93,65	57,09
5	Le	56,92	82,44	47,41	68,37
6	Le	83,4	43,72	43,11	54,16
7	Le	33,5	63,13	27,43	44,48
8	Le	66,24	61,21	57,38	81,45
9	Le	39,34	59,49	64,77	46,59
10	Le	45,06	66,68	41,78	36,18

IDENT	GRUPO	V1	V2	L1	L2
1	Pe	64,01	64,2	80,32	66,56
2	Pe	26,85	52,64	53,36	44,65
3	Pe	96,4	39,12	30,7	35,61
4	Pe	23,84	13,26	26,48	7,72
5	Pe	26,87	31,44	26,63	37,6
6	Pe	40,5	68,5	18,11	49,26
7	Pe	31,28	54,79	64,27	31,66
8	Pe	33,23	27,8	23,93	17,16
9	Pe	41,6	74,14	26,63	65,18
10	Pe	61,52	11,54	46,57	34,69

Pruebas de normalidad

	GRUPO	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
MediaV_L	L	,144	10	,200	,975	10	,935
	Le	,146	10	,200	,971	10	,902
	MC	,205	10	,200	,872	10	,107
	MCe	,192	10	,200	,875	10	,113
	MF	,251	10	,075	,819	10	,025
	Mfe	,285	10	,020	,807	10	,018
	MP	,098	10	,200	,988	10	,993
	MPe	,201	10	,200	,940	10	,558
	MS	,192	10	,200	,940	10	,549
	MSe	,283	10	,023	,759	10	,005
	P	,153	10	,200	,932	10	,463
	Pe	,164	10	,200	,971	10	,904

TIPO= CONVENCIONAL GRUPO 1

Descriptivos

MediaV_L

	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
L	10	51,1160	19,52342	6,17385	37,1498	65,0822	18,45	85,44
MC	10	40,1083	10,43040	3,29838	32,6468	47,5697	26,90	53,90
MF	10	38,6663	18,27594	5,77936	25,5924	51,7401	22,83	80,01
MP	10	39,7853	8,77329	2,77436	33,5092	46,0613	24,24	53,10
MS	10	41,8457	10,35627	3,27494	34,4373	49,2542	27,16	57,20
P	10	43,4480	15,62896	4,94231	32,2677	54,6283	20,90	78,56
Total	60	42,4949	14,44193	1,86444	38,7642	46,2257	18,45	85,44

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,469	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

TIPO= CANTILEVER GRUPO 2

Descriptivos

MediaV_L

	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
L	10	57,3740	10,49815	3,31981	49,8641	64,8839	42,14	78,67
MC	10	34,5545	6,92659	2,19038	29,5995	39,5095	26,94	50,71
MF	10	34,1673	15,84739	5,01138	22,8307	45,5038	19,63	71,69
MP	10	40,8130	5,54718	1,75417	36,8448	44,7812	32,18	49,21
MS	10	35,2258	10,60276	3,35289	27,6410	42,8105	26,17	62,42
P	10	41,7655	14,54621	4,59991	31,3598	52,1712	17,83	68,77
Total	60	40,6500	13,51249	1,74446	37,1594	44,1406	17,83	78,67

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,001	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de prueba	Estándar Error	Desv. Estadístico de prueba	Sig.	Sig. ajust.
MF-MS	-2,450	7,810	-,314	,754	1,000
MF-MC	3,450	7,810	,442	,659	1,000
MF-P	-13,000	7,810	-1,665	,096	1,000
MF-MP	-14,100	7,810	-1,805	,071	1,000
MF-L	31,200	7,810	3,995	,000	,001
MS-MC	1,000	7,810	,128	,898	1,000
MS-P	-10,550	7,810	-1,351	,177	1,000
MS-MP	11,650	7,810	1,492	,136	1,000
MS-L	28,750	7,810	3,681	,000	,003
MC-P	-9,550	7,810	-1,223	,221	1,000
MC-MP	-10,650	7,810	-1,364	,173	1,000
MC-L	27,750	7,810	3,553	,000	,006
P-MP	1,100	7,810	,141	,888	1,000
P-L	18,200	7,810	2,330	,020	,297
MP-L	17,100	7,810	2,189	,029	,428

Cada fila prueba la hipótesis nula hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y la muestra 2 son iguales.
Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significancia es ,05.

Prueba de homogeneidad de varianzas

MediaV_L

Estadístico de Levene	df1	df2	Sig.
1,774	5	54	,134

ANOVA

MediaV_L

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	3895,667	5	779,133	6,118	,000
Dentro de grupos	6876,994	54	127,352		
Total	10772,662	59			

POST-HOC

MediaV_L

	GRUPO	N	Subconjunto para alfa = 0.05	
			1	2
Rango Ryan-Einot-Gabriel-Welsch	MF	10	34,1673	
	MC	10	34,5545	
	MS	10	35,2258	
	MP	10	40,8130	
	P	10	41,7655	
	L	10		57,3740
	Sig.			,563

SUBGRUPO= MC

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de TIPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,280 ¹	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

¹Se muestra la significación exacta para esta prueba.

SUBGRUPO= MS

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de TIPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,123 ¹	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

¹Se muestra la significación exacta para esta prueba.

SUBGRUPO= MP

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de TIPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,912 ¹	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

¹Se muestra la significación exacta para esta prueba.

SUBGRUPO= MF

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de TIPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,436 ¹	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

¹Se muestra la significación exacta para esta prueba.

SUBGRUPO= L

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de TIPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,247 ¹	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

¹Se muestra la significación exacta para esta prueba.

SUBGRUPO= P

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de MediaV_L es la misma entre las categorías de TIPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	1,000 ¹	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

¹Se muestra la significación exacta para esta prueba.

11.2.2. Resistencia a la fractura**ESTRUCTURAS CONVENCIONALES**

IDENT	SUBGRUPO	Resist. Máx (N)
1	MC	10252,76
2	MC	9305,1
3	MC	10598,7
4	MC	10203,76
5	MC	9849,98
6	MC	9756,88
7	MC	9910,74
8	MC	9670,64
9	MC	9646,14
10	MC	9167,9

11. ANEXO

IDENT	SUBGRUPO	Resist. Máx (N)
1	MS	10777,06
2	MS	11487,56
3	MS	11216,1
4	MS	11327,82
5	MS	10166,52
6	MS	10899,56
7	MS	10649,66
8	MS	10101,84
9	MS	10361,54
10	MS	10862,32

IDENT	SUBGRUPO	Resist. Máx (N)
1	MP	8336,86
2	MP	8749,44
3	MP	9177,7
4	MP	9728,46
5	MP	8821,96
6	MP	9623,6
7	MP	9267,86
8	MP	9138,5
9	MP	9288,44
10	MP	8528

IDENT	SUBGRUPO	Resist. Máx (N)
1	MF	11017,16
2	MF	11174,94
3	MF	10451,7
4	MF	10430,14
5	MF	11860,94
6	MF	11840,36
7	MF	11226,88
8	MF	11745,3
9	MF	11072,04
10	MF	10746,68

IDENT	SUBGRUPO	Resist. Máx (N)
1	L	1687,68
2	L	1705,2
3	L	1803,2
4	L	1814,96
5	L	2016,84
6	L	2006,06

7	L	1962,94
8	L	1876,7
9	L	1991,36
10	L	1734,6

IDENT	SUBGRUPO	Resist. Máx (N)
1	P	3332
2	P	3074,26
3	P	3729,88
4	P	3425,1
5	P	3181,08
6	P	2831,22
7	P	2730,28
8	P	3206,56
9	P	2889,04
10	P	2923,34

ESTRUCTURAS CANTILEVER

IDENT	GRUPO	Resist. Máx (N)
1	MCc	1791,44
2	MCc	1704,22
3	MCc	1958,04
4	MCc	1911
5	MCc	1858,08
6	MCc	1675,8
7	MCc	1942,36
8	MCc	1815,94
9	MCc	1947,26
10	MCc	1983,52

IDENT	GRUPO	Resist. Máx (N)
1	MSc	2234,4
2	MSc	2107
3	MSc	2145,22
4	MSc	2205,98
5	MSc	2081
6	MSc	2157,96
7	MSc	2205
8	MSc	2187,36
9	MSc	2061,92
10	MSc	2225,58

11. ANEXO

IDENT	GRUPO	Resist. Máx (N)
1	MPc	1818,88
2	MPc	1759,1
3	MPc	1800,26
4	MPc	1690,5
5	MPc	1803,2
6	MPc	1997,04
7	MPc	1947,26
8	MPc	1810,96
9	MPc	1753,22
10	MPc	1936,48

IDENT	GRUPO	Resist. Máx (N)
1	Mfc	2334,36
2	Mfc	2071,72
3	Mfc	2244,2
4	Mfc	2283,4
5	Mfc	2042,32
6	Mfc	2366,7
7	Mfc	2427,46
8	Mfc	2495,08
9	Mfc	2243,22
10	Mfc	2062,9

IDENT	GRUPO	Resist. Máx (N)
1	Lc	644,84
2	Lc	534,1
3	Lc	536,06
4	Lc	688,94
5	Lc	790,86
6	Lc	750,68
7	Lc	699,72
8	Lc	718,3
9	Lc	644,84
10	Lc	679,14

IDENT	GRUPO	Resist. Máx (N)
1	Pc	307,72
2	Pc	340,06
3	Pc	305,76
4	Pc	360,64
5	Pc	364,56
6	Pc	312,62

7	Pc	393,96
8	Pc	383,18
9	Pc	320,46
10	Pc	361,62

Pruebas de normalidad

	SUBGRUP	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
RESISTENCIA	L	,188	10	,200	,896	10	,196
	Lc	,187	10	,200	,929	10	,435
	MC	,132	10	,200	,975	10	,934
	MCc	,184	10	,200	,907	10	,261
	MF	,166	10	,200	,913	10	,306
	Mfc	,181	10	,200	,932	10	,463
	MP	,164	10	,200	,963	10	,820
	MPc	,252	10	,071	,920	10	,355
	MS	,117	10	,200	,953	10	,703
	MSc	,166	10	,200	,924	10	,396
	P	,152	10	,200	,960	10	,786
	Pc	,185	10	,200	,913	10	,300

TIPO= CONVENCIONAL GRUPO 1

Descriptivos

RESISTENCIA

	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
MC	10	9836,2600	433,88319	137,20591	9525,8787	10146,6413	9167,90	10598,70
MS	10	10784,9980	476,10889	150,55885	10444,4102	11125,5858	10101,84	11487,56
MP	10	9066,0820	451,98156	142,92912	8742,7539	9389,4101	8336,86	9728,46
MF	10	11156,6140	530,69371	167,82009	10776,9786	11536,2494	10430,14	11860,94
L	10	1859,9540	128,53901	40,64760	1768,0027	1951,9053	1687,68	2016,84
P	10	3132,2760	307,15277	97,13023	2912,5521	3351,9999	2730,28	3729,88
Tot.	60	7639,3640	3767,70194	486,40823	6666,0634	8612,6646	1687,68	11860,94

11. ANEXO

Prueba de homogeneidad de varianzas

RESISTENCIA

Estadístico de Levene	df1	df2	Sig.
2,326	5	54	,055

ANOVA

RESISTENCIA

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	828433592,986	5	165686718,597	982,602	,000
Dentro de grupos	9105502,952	54	168620,425		
Total	837539095,938	59			

POST-HOC

RESISTENCIA

	SUBGRU	N	Subconjunto para alfa = 0.05				
			1	2	3	4	5
Ryan-Einot-Gabriel-Welsch F	L	10	1859,9540				
	P	10		3132,2760			
	MP	10			9066,0820		
	MC	10				9836,2600	
	MS	10					10784,9980
	MF	10					11156,6140
	Sig.		1,000	1,000	1,000	1,000	,137

TIPO= CANTILEVER GRUPO 2

Descriptivos

RESISTENCIA

	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
MC	10	1858,7660	108,88055	34,43105	1780,8775	1936,6545	1675,80	1983,52
MS	10	2161,1420	61,10381	19,32272	2117,4310	2204,8530	2061,92	2234,40
MP	10	1831,6900	97,42964	30,80996	1761,9930	1901,3870	1690,50	1997,04
MF	10	2257,1360	157,37388	49,76599	2144,5575	2369,7145	2042,32	2495,08
L	10	668,7480	83,28928	26,33838	609,1664	728,3296	534,10	790,86
P	10	345,0580	32,25393	10,19959	321,9849	368,1311	305,76	393,96
Tot.	60	1520,4233	750,53719	96,89393	1326,5390	1714,3076	305,76	2495,08

Prueba de homogeneidad de varianzas

RESISTENCIA

Estadístico de Levene	df1	df2	Sig.
3,929	5	54	,004

Pruebas sólidas de igualdad de medias

RESISTENCIA

	Estadístico	df1	df2	Sig.
Welch	1750,372	5	23,847	,000
Brown-Forsythe	678,901	5	33,173	,000

POST-HOC

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: RESISTENCIA

	(I) SUBGRUPO	(J) SUBGRUP O	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.	95% de intervalo de confianza	
						Límite inferior	Límite superior
Tamhane	MC	MS	-302,37600	39,48247	,000	-440,9569	-163,7951
		MP	27,07600	46,20336	1,000	-128,8937	183,0457
		MF	-398,37000	60,51571	,000	-606,1005	-190,6395
		L	1190,01800	43,34983	,000	1042,4508	1337,5852
		P	1513,70800	35,91001	,000	1378,8918	1648,5242
	MS	MC	302,37600	39,48247	,000	163,7951	440,9569
		MP	329,45200	36,36786	,000	203,3792	455,5248
		MF	-95,99400	53,38559	,787	-291,4570	99,4690
		L	1492,39400	32,66616	,000	1380,8349	1603,9531
		P	1816,08400	21,84947	,000	1738,8425	1893,3255
	MP	MC	-27,07600	46,20336	1,000	-183,0457	128,8937
		MS	-329,45200	36,36786	,000	-455,5248	-203,3792
		MF	-425,44600	58,53125	,000	-628,6326	-222,2594
		L	1162,94200	40,53349	,000	1025,8693	1300,0147
		P	1486,63200	32,45435	,000	1365,9324	1607,3316
	MF	MC	398,37000	60,51571	,000	190,6395	606,1005
		MS	95,99400	53,38559	,787	-99,4690	291,4570
		MP	425,44600	58,53125	,000	222,2594	628,6326
		L	1588,38800	56,30599	,000	1389,3985	1787,3775
		P	1912,07800	50,80045	,000	1716,9712	2107,1848
	L	MC	-1190,01800	43,34983	,000	-1337,5852	-1042,4508
		MS	-1492,39400	32,66616	,000	-1603,9531	-1380,8349
		MP	-1162,94200	40,53349	,000	-1300,0147	-1025,8693
		MF	-1588,38800	56,30599	,000	-1787,3775	-1389,3985
		P	323,69000	28,24433	,000	220,2492	427,1308
P	MC	-1513,70800	35,91001	,000	-1648,5242	-1378,8918	
	MS	-1816,08400	21,84947	,000	-1893,3255	-1738,8425	
	MP	-1486,63200	32,45435	,000	-1607,3316	-1365,9324	
	MF	-1912,07800	50,80045	,000	-2107,1848	-1716,9712	
	L	-323,69000	28,24433	,000	-427,1308	-220,2492	

PRUEBA t DE STUDENT

SUBGRUPO= MC

Estadísticas de grupo

	TIPO	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
RESISTENCIA	Convencional	10	9836,2600	433,88319	137,20591
	Cantilever	10	1858,7660	108,88055	34,43105

Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
RESISTENCIA	Se asumen varianzas iguales	7,773	,012	56,394	18	,000	7977,494	141,4601	7680,29736	8274,69064
	No se asumen varianzas iguales			56,394	10,129	,000	7977,494	141,4601	7662,84469	8292,14331

SUBGRUPO= MS

Estadísticas de grupo

	TIPO	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
RESISTENCIA	Convencional	10	10784,9980	476,10889	150,55885
	Cantilever	10	2161,1420	61,10381	19,32272

Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
RESISTENCIA	Se asumen varianzas iguales	14,418	,001	56,813	18	,000	8623,856	151,79373	8304,94921	8942,76279
	No se asumen varianzas iguales			56,813	9,296	,000	8623,856	151,79373	8282,13640	8965,57560

11. ANEXO

SUBGRUPO= MP

Estadísticas de grupo

	TIPO	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
RESISTENCIA	Convencional	10	9066,0820	451,98156	142,92912
	Cantilever	10	1831,6900	97,42964	30,80996

Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene de calidad de varianzas	prueba t para la igualdad de medias								
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
RESISTENCIA	Se asumen varianzas iguales	14,191	,001	49,479	18	,000	7234,3920	146,21213	6927,21172	7541,57228
	No se asumen varianzas iguales			49,479	9,835	,000	7234,3920	146,21213	6907,86685	7560,91715

SUBGRUPO= MF

Estadísticas de grupo

	TIPO	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
RESISTENCIA	Convencional	10	11156,6140	530,69371	167,82009
	Cantilever	10	2257,1360	157,37388	49,76599

Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene de calidad de varianzas	prueba t para la igualdad de medias								
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
RESISTENCIA	Se asumen varianzas iguales	8,369	,010	50,842	18	,000	8899,47800	175,04352	8531,72520	9267,23080
	No se asumen varianzas iguales			50,842	10,571	,000	8899,47800	175,04352	8512,29238	9286,66362

SUBGRUPO= L

Estadísticas de grupo

	TIPO	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
RESISTENCIA	Convencional	10	1859,9540	128,53901	40,64760
	Cantilever	10	668,7480	83,28928	26,33838

Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene		prueba t para la igualdad de medias						
		de calidad de		t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
		F	Sig.						Inferior	Superior
RESISTENCIA	Se asumen varianzas iguales	4,232	,054	24,594	18	,000	1191,20600	48,43489	1089,44808	1292,96392
	No se asumen varianzas iguales			24,594	15,425	,000	1191,20600	48,43489	1088,21663	1294,19537

SUBGRUPO= P

Estadísticas de grupo

	TIPO	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
RESISTENCIA	Convencional	10	3132,2760	307,15277	97,13023
	Cantilever	10	345,0580	32,25393	10,19959

Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene		prueba t para la igualdad de medias						
		de calidad de		t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
		F	Sig.						Inferior	Superior
RESISTENCIA	Se asumen varianzas iguales	15,868	,001	28,539	18	,000	2787,21800	97,66429	2582,03294	2992,40306
	No se asumen varianzas iguales			28,539	9,198	,000	2787,21800	97,66429	2567,01051	3007,42549

ANÁLISIS DE WEIBULL

Sistema SAS

Procedimiento MEANS

Material=MC

Variable de análisis : Resistencia Fracture load

Type RUN	Número de observaciones	N	Media	Error estándar	CL inferior al 95% para la media	CL superior al 95% para la media
Convencional	10	10	9836.26	137.2059110	9525.88	10146.64
Cantilever	10	10	1858.77	34.4310541	1780.88	1936.65

Material=MS

Variable de análisis : Resistencia Fracture load

Type RUN	Número de observaciones	N	Media	Error estándar	CL inferior al 95% para la media	CL superior al 95% para la media
Convencional	10	10	10785.00	150.5588522	10444.41	11125.59
Cantilever	10	10	2161.14	19.3227216	2117.43	2204.85

Material=MP

Variable de análisis : Resistencia Fracture load

Type RUN	Número de observaciones	N	Media	Error estándar	CL inferior al 95% para la media	CL superior al 95% para la media
Convencional	10	10	9066.08	142.9291197	8742.75	9389.41
Cantilever	10	10	1831.69	30.8099570	1761.99	1901.39

Material=MF

Variable de análisis : Resistencia Fracture load

Type RUN	Número de observaciones	N	Media	Error estándar	CL inferior al 95% para la media	CL superior al 95% para la media
Convencional	10	10	11156.61	167.8200872	10776.98	11536.25
Cantilever	10	10	2257.14	49.7659915	2144.56	2369.71

Material=L

Variable de análisis : Resistencia Fracture load

Type RUN	Número de observaciones	N	Media	Error estándar	CL inferior al 95% para la media	CL superior al 95% para la media
Convencional	10	10	1859.95	40.6476042	1768.00	1951.91
Cantilever	10	10	668.7480000	26.3383842	609.1664355	728.3295645

Material=P

Variable de análisis : Resistencia Fracture load

Type RUN	Número de observaciones	N	Media	Error estándar	CL inferior al 95% para la media	CL superior al 95% para la media
Convencional	10	10	3132.28	97.1302341	2912.55	3352.00
Cantilever	10	10	345.0580000	10.1995880	321.9849290	368.1310710

Sistema SAS

Procedimiento RELIABILITY
Material=MC

Información del modelo - Todos los grupos

Conjunto de datos de entrada	WORK.WEI2
Variable de análisis	Resistencia Fracture load
Distribución	Weibull
Método de estimación	Verosimilitud máxima
Coefficiente de confianza	95%
Observaciones usadas	20
Número de observaciones leídas	20
Número de observaciones usadas	20

Procedimiento RELIABILITY
Material=MC

Algoritmo convergido para el grupo Convencional.

Resumen de ajuste

		Group
Observaciones usadas	10	Convencional
Valores no censurados	10	Convencional
Probabilidad máxima	16.940616	Convencional

Weibull Estimaciones de parámetro

Parameter	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
			95% Límites de confianza		
			Lower	Upper	
Ubicación EV	9.2140	0.0134	9.1877	9.2402	Convencional
Escala EV	0.0400	0.0094	0.0252	0.0634	Convencional
Escala Weibull	10036.2809	134.5689	9775.9663	10303.5272	Convencional
Forma Weibull	25.0160	5.8955	15.7622	39.7027	Convencional

Otros Weibull parámetros de distribución

Parameter	Value	Group
Media	9820.0098	Convencional
Moda	10019.9274	Convencional
Mediana	9890.3100	Convencional
Desviación estándar	489.7342	Convencional

Weibull Estimadores del percentil

Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
			95% Límites de confianza		
			Lower	Upper	
0.1	7614.79764	538.223548	6629.70742	8746.25974	Convencional
0.2	7828.89636	503.105301	6902.39983	8879.75484	Convencional
0.5	8121.45915	453.268328	7279.93481	9060.25953	Convencional
1	8350.47586	412.932407	7579.12672	9200.32738	Convencional
2	8586.82505	370.297177	7890.8812	9344.14834	Convencional
5	8912.67944	310.401626	8324.60269	9542.29981	Convencional
10	9172.86427	262.474344	8672.58371	9702.00367	Convencional
20	9452.19939	212.578545	9044.60238	9878.16484	Convencional
30	9631.08432	182.97594	9279.05292	9996.47119	Convencional
40	9770.37405	162.437195	9457.13423	10093.989	Convencional
50	9890.31003	147.552908	9605.29889	10183.7781	Convencional
60	10001.2691	137.065851	9736.2009	10273.5538	Convencional
70	10111.0302	130.742829	9857.99893	10370.5563	Convencional
80	10229.0307	129.305297	9978.71072	10485.63	Convencional
90	10376.5302	135.795497	10113.7603	10646.1272	Convencional

Weibull Estimadores del percentil

Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
95% Límites de confianza					
			Lower	Upper	
95	10486.2623	146.132651	10203.7237	10776.6244	Convencional
99	10668.0647	171.398556	10337.3639	11009.3449	Convencional
99.9	10842.3838	202.401759	10452.8532	11246.4305	Convencional

Procedimiento RELIABILITY
Material=MC

Algoritmo convergido para el grupo Cantilever.

Resumen de ajuste

		Group
Observaciones usadas	10	Cantilever
Valores no censurados	10	Cantilever
Probabilidad máxima	15.366374	Cantilever
Probabilidad máxima	32.30699	Todos los gr

Weibull Estimaciones de parámetro

Parameter	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
95% Límites de confianza					
			Lower	Upper	
Ubicación EV	7.5524	0.0142	7.5245	7.5803	Cantilever
Escala EV	0.0428	0.0113	0.0255	0.0719	Cantilever
Escala Weibull	1905.2673	27.1215	1852.8449	1959.1729	Cantilever
Forma Weibull	23.3430	6.1661	13.9095	39.1743	Cantilever

Otros Weibull parámetros de distribución

Parameter	Value	Group
Media	1861.4830	Cantilever
Moda	1901.6970	Cantilever
Mediana	1875.5859	Cantilever
Desviación estándar	99.3021	Cantilever

Weibull Estimadores del percentil

Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
			95% Límites de confianza		
			Lower	Upper	
0.1	1417.25149	118.53781	1202.96527	1669.70887	Cantilever
0.2	1459.99776	110.819893	1258.17907	1694.18925	Cantilever
0.5	1518.54513	99.7854637	1335.03977	1727.27386	Cantilever
1	1564.48161	90.7882266	1396.28636	1752.93748	Cantilever
2	1611.9836	81.2148819	1460.4121	1779.28622	Cantilever
5	1677.6279	67.6526422	1550.13589	1815.60557	Cantilever
10	1730.16685	56.6951199	1622.53964	1844.93325	Cantilever
20	1786.69176	45.1698947	1700.31799	1877.45319	Cantilever
30	1822.95322	38.2706586	1749.46636	1899.52692	Cantilever
40	1851.22189	33.4697298	1786.7711	1917.99749	Cantilever
50	1875.58592	30.0153256	1817.67	1935.3472	Cantilever
60	1898.14523	27.6545964	1844.70978	1953.12854	Cantilever
70	1920.47865	26.3798914	1869.4648	1972.88457	Cantilever
80	1944.50792	26.4158477	1893.417	1996.97746	Cantilever
90	1974.57223	28.5587849	1919.38396	2031.34734	Cantilever
95	1996.95845	31.4624928	1936.23547	2059.58578	Cantilever
99	2034.08445	38.0641869	1960.83158	2110.0739	Cantilever
99.9	2069.72492	45.8013821	1981.87477	2161.46919	Cantilever

Procedimiento RELIABILITY
Material=MS

Información del modelo - Todos los grupos

Conjunto de datos de entrada	WORK.WEI2
Variable de análisis	Resistencia Fracture load
Distribución	Weibull
Método de estimación	Verosimilitud máxima
Coefficiente de confianza	95%
Observaciones usadas	20
Número de observaciones leídas	20
Número de observaciones usadas	20

Procedimiento RELIABILITY
Material=MS

Algoritmo convergido para el grupo Convencional.

Resumen de ajuste

		Group
Observaciones usadas	10	Convencional
Valores no censurados	10	Convencional
Probabilidad máxima	17.362179	Convencional

Weibull Estimaciones de parámetro

Parameter	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
95% Límites de confianza					
			Lower	Upper	
Ubicación EV	9.3057	0.0124	9.2814	9.3301	Convencional
Escala EV	0.0371	0.0092	0.0229	0.0602	Convencional
Escala Weibull	11000.6682	136.7152	10735.9485	11271.9153	Convencional
Forma Weibull	26.9225	6.6397	16.6031	43.6557	Convencional

Otros Weibull parámetros de distribución

Parameter	Value	Group
Media	10779.3340	Convencional
Moda	10985.2129	Convencional
Mediana	10851.9238	Convencional
Desviación estándar	500.4393	Convencional

Weibull Estimadores del percentil

Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
95% Límites de confianza					
			Lower	Upper	
0.1	8511.30303	581.758137	7444.15436	9731.43164	Convencional
0.2	8733.4431	542.357301	7732.58775	9863.84258	Convencional
0.5	9036.30174	486.776176	8130.87684	10042.5515	Convencional
1	9272.83801	442.035465	8445.70604	10180.9753	Convencional
2	9516.46639	394.943723	8773.0363	10322.895	Convencional
5	9851.58144	329.065454	9227.28351	10518.118	Convencional
10	10118.5367	276.519385	9590.82741	10675.2818	Convencional
20	10404.5448	221.894919	9978.60282	10848.6682	Convencional
30	10587.3877	189.491091	10222.4306	10965.3744	Convencional

Weibull Estimadores del percentil					
Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
95% Límites de confianza					
			Lower	Upper	
40	10729.5927	167.012422	10407.1972	11061.9754	Convencional
50	10851.9238	150.756112	10560.4336	11151.4597	Convencional
60	10965.0052	139.388245	10695.1846	11241.633	Convencional
70	11076.7784	132.706604	10819.7083	11339.9564	Convencional
80	11196.8462	131.559241	10941.9411	11457.6895	Convencional
90	11346.792	139.329956	11076.9703	11623.1864	Convencional
95	11458.2462	151.079348	11165.9295	11758.2155	Convencional
99	11642.7202	179.069471	11296.9877	11999.0335	Convencional
99.9	11819.3921	212.785807	11409.6118	12243.8899	Convencional

Procedimiento RELIABILITY
Material=MS

Algoritmo convergido para el grupo Cantilever.

Resumen de ajuste

		Group
Observaciones usadas	10	Cantilever
Valores no censurados	10	Cantilever
Probabilidad máxima	22.480859	Cantilever
Probabilidad máxima	39.843038	Todos los gr

Weibull Estimaciones de parámetro

Parameter	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
95% Límites de confianza					
			Lower	Upper	
Ubicación EV	7.6908	0.0071	7.6769	7.7047	Cantilever
Escala EV	0.0214	0.0055	0.0128	0.0355	Cantilever
Escala Weibull	2188.1396	15.5613	2157.8516	2218.8528	Cantilever
Forma Weibull	46.8222	12.1563	28.1486	77.8838	Cantilever

Otros Weibull parámetros de distribución

Parameter	Value	Group
Media	2162.1329	Cantilever
Moda	2187.1309	Cantilever

Otros Weibull parámetros de distribución

Parameter	Value	Group
Mediana	2171.0783	Cantilever
Desviación estándar	58.3344	Cantilever

Weibull Estimadores del percentil

Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
			Lower	Upper	
95% Límites de confianza					
0.1	1888.02405	77.5731043	1741.94431	2046.35406	Cantilever
0.2	1916.20239	71.4711933	1781.11911	2061.53064	Cantilever
0.5	1954.13377	63.1311953	1834.23492	2081.87006	Cantilever
1	1983.38414	56.6170637	1875.46387	2097.51449	Cantilever
2	2013.18188	49.9288799	1917.66341	2113.45811	Cantilever
5	2053.64466	40.8256403	1975.16668	2135.24075	Cantilever
10	2085.46059	33.7479736	2020.35374	2152.66554	Cantilever
20	2119.15389	26.5363433	2067.77667	2171.80766	Cantilever
30	2140.48773	22.3187816	2097.18768	2184.68179	Cantilever
40	2156.97195	19.4179322	2119.24729	2195.36814	Cantilever
50	2171.07825	17.336063	2137.3647	2205.32359	Cantilever
60	2184.05796	15.895747	2153.12403	2215.43632	Cantilever
70	2196.83172	15.0686702	2167.49531	2226.56519	Cantilever
80	2210.49252	14.9568627	2181.37113	2240.00267	Cantilever
90	2227.46561	15.9633182	2196.39679	2258.97391	Cantilever
95	2240.01995	17.4210841	2206.13416	2274.4262	Cantilever
99	2260.68587	20.7883178	2220.30649	2301.79961	Cantilever
99.9	2280.34768	24.7367565	2232.3763	2329.34991	Cantilever

Procedimiento RELIABILITY
Material=MP

Información del modelo - Todos los grupos

Conjunto de datos de entrada	WORK.WE12
Variable de análisis	Resistencia Fracture load
Distribución	Weibull
Método de estimación	Verosimilitud máxima
Coefficiente de confianza	95%

Información del modelo - Todos los grupos

Observaciones usadas 20

Número de observaciones leídas 20

Número de observaciones usadas 20

Procedimiento RELIABILITY
Material=MP

Algoritmo convergido para el grupo Convencional.

Resumen de ajuste

		Group
Observaciones usadas	10	Convencional
Valores no censurados	10	Convencional
Probabilidad máxima	16.223874	Convencional

Weibull Estimaciones de parámetro

Parameter	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
			95% Límites de confianza		
			Lower	Upper	
Ubicación EV	9.1344	0.0139	9.1071	9.1616	Convencional
Escala EV	0.0416	0.0102	0.0257	0.0673	Convencional
Escala Weibull	9268.3975	128.8412	9019.2825	9524.3932	Convencional
Forma Weibull	24.0563	5.9197	14.8514	38.9665	Convencional

Otros Weibull parámetros de distribución

Parameter	Value	Group
Media	9061.2704	Convencional
Moda	9252.0538	Convencional
Mediana	9128.2578	Convencional
Desviación estándar	469.4346	Convencional

Weibull Estimadores del percentil

Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
			95% Límites de confianza		
			Lower	Upper	
0.1	6955.14406	530.803833	5988.85764	8077.33824	Convencional
0.2	7158.6106	496.37421	6248.94758	8200.6938	Convencional
0.5	7437.00271	447.318372	6609.9801	8367.50013	Convencional

Weibull Estimadores del percentil					
Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
95% Límites de confianza					
			Lower	Upper	
1	7655.20682	407.458249	6896.8476	8496.95323	Convencional
2	7880.64766	365.180715	7196.44729	8629.89819	Convencional
5	8191.86758	305.536354	7614.39174	8813.13923	Convencional
10	8440.69426	257.586592	7950.63577	8960.95882	Convencional
20	8708.14867	207.429649	8310.9384	9124.34309	Convencional
30	8879.59157	177.550164	8538.33035	9234.49237	Convencional
40	9013.17464	156.785137	8711.06078	9325.7663	Convencional
50	9128.25781	141.767332	8854.58529	9410.38884	Convencional
60	9234.7769	131.292263	8981.00096	9495.72378	Convencional
70	9340.1924	125.199289	9098.00166	9588.83031	Convencional
80	9453.57191	124.313541	9213.03488	9700.38896	Convencional
90	9595.36863	131.873398	9340.35159	9857.34833	Convencional
95	9700.91042	143.13995	9424.37917	9985.55568	Convencional
99	9875.86706	169.918092	9548.38639	10214.5793	Convencional
99.9	10043.7341	202.203826	9655.13899	10447.9691	Convencional

Procedimiento RELIABILITY
Material=MP

Algoritmo convergido para el grupo Cantilever.

Resumen de ajuste

		Group
Observaciones usadas	10	Cantilever
Valores no censurados	10	Cantilever
Probabilidad máxima	14.85761	Cantilever
Probabilidad máxima	31.081484	Todos los gr

Weibull Estimaciones de parámetro

Parameter	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
95% Límites de confianza					
			Lower	Upper	
Ubicación EV	7.5376	0.0166	7.5051	7.5700	Cantilever
Escala EV	0.0493	0.0117	0.0310	0.0786	Cantilever

Weibull Estimaciones de parámetro

Parameter	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
			95% Límites de confianza		
			Lower	Upper	
Escala Weibull	1877.2304	31.1165	1817.2233	1939.2190	Cantilever
Forma Weibull	20.2662	4.8177	12.7182	32.2940	Cantilever

Otros Weibull parámetros de distribución

Parameter	Value	Group
Media	1828.0901	Cantilever
Moda	1872.5491	Cantilever
Mediana	1843.5860	Cantilever
Desviación estándar	111.8566	Cantilever

Weibull Estimadores del percentil

Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
			95% Límites de confianza		
			Lower	Upper	
0.1	1335.05426	117.496228	1123.53312	1586.39727	Cantilever
0.2	1381.53982	110.542617	1181.01472	1616.11218	Cantilever
0.5	1445.54378	100.446258	1261.49041	1656.45083	Cantilever
1	1496.02525	92.098977	1325.97969	1687.87769	Cantilever
2	1548.46427	83.1217108	1393.82615	1720.25873	Cantilever
5	1621.317	70.266826	1489.28363	1765.05588	Cantilever
10	1679.93877	59.792601	1566.7416	1801.31443	Cantilever
20	1743.3103	48.7227083	1650.38393	1841.46897	Cantilever
30	1784.12514	42.0786682	1703.52961	1868.53371	Cantilever
40	1816.02927	37.437238	1744.11622	1890.90743	Cantilever
50	1843.58605	34.0603054	1778.02327	1911.56639	Cantilever
60	1869.15014	31.680663	1808.07721	1932.28597	Cantilever
70	1894.50372	30.2610997	1836.11185	1954.75256	Cantilever
80	1921.83251	29.9876409	1863.94746	1981.51518	Cantilever
90	1956.09723	31.6036906	1895.1256	2019.03049	Cantilever
95	1981.66268	34.1185568	1915.90724	2049.67491	Cantilever
99	2024.15702	40.2433987	1946.79842	2104.58957	Cantilever
99.9	2065.06199	47.7692006	1973.52677	2160.84275	Cantilever

Procedimiento RELIABILITY
Material=MF

Información del modelo - Todos los grupos

Conjunto de datos de entrada	WORK.WEI2
Variable de análisis	Resistencia Fracture load
Distribución	Weibull
Método de estimación	Verosimilitud máxima
Coefficiente de confianza	95%
Observaciones usadas	20

Número de observaciones leídas 20

Número de observaciones usadas 20

Procedimiento RELIABILITY
Material=MF

Algoritmo convergido para el grupo Convencional.

Resumen de ajuste

	Group	
Observaciones usadas	10	Convencional
Valores no censurados	10	Convencional
Probabilidad máxima	16.510509	Convencional

Weibull Estimaciones de parámetro

Parameter	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
			Lower	Upper	
95% Límites de confianza					
Ubicación EV	9.3412	0.0136	9.3146	9.3679	Convencional
Escala EV	0.0405	0.0100	0.0250	0.0658	Convencional
Escala Weibull	11398.6384	154.7102	11099.4097	11705.9340	Convencional
Forma Weibull	24.6723	6.1030	15.1933	40.0651	Convencional

Otros Weibull parámetros de distribución

Parameter	Value	Group
Media	11149.8245	Convencional
Moda	11379.5388	Convencional
Mediana	11230.5602	Convencional
Desviación estándar	563.5956	Convencional

Weibull Estimadores del percentil					
Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
95% Límites de confianza					
			Lower	Upper	
0.1	8615.24774	644.622801	7440.08522	9976.02733	Convencional
0.2	8860.89787	602.383241	7755.52471	10123.8168	Convencional
0.5	9196.72611	542.339353	8192.88991	10323.5576	Convencional
1	9459.72877	493.655457	8540.0178	10478.4873	Convencional
2	9731.25743	442.107115	8902.20248	10637.5216	Convencional
5	10105.7839	369.513438	9406.89307	10856.5993	Convencional
10	10404.9694	311.240059	9812.48767	11033.2253	Convencional
20	10726.3072	250.333327	10246.7153	11228.3461	Convencional
30	10932.1602	214.047483	10520.5826	11359.8392	Convencional
40	11092.4857	188.807051	10728.5353	11468.7827	Convencional
50	11230.5602	170.518993	10901.2731	11569.7939	Convencional
60	11358.321	157.718673	11053.3666	11671.6888	Convencional
70	11484.7218	150.208928	11194.0591	11782.9318	Convencional
80	11620.6323	148.985591	11332.2642	11916.3385	Convencional
90	11790.55	157.950762	11485.0011	12104.2278	Convencional
95	11916.982	171.449941	11585.6398	12257.8003	Convencional
99	12126.4928	203.609206	11733.921	12532.1985	Convencional
99.9	12327.4266	242.392695	11861.3837	12811.7808	Convencional

Procedimiento RELIABILITY
Material=MF

Algoritmo convergido para el grupo Cantilever.

Resumen de ajuste

		Group
Observaciones usadas	10	Cantilever
Valores no censurados	10	Cantilever
Probabilidad máxima	12.887867	Cantilever
Probabilidad máxima	29.398376	Todos los gr

WeibullEstimaciones de parámetro

Parameter	Estimate	Standard Error	Normal asintótica	Group
-----------	----------	----------------	-------------------	-------

95% Límites de confianza					
		Lower		Upper	
Ubicación EV	7.7521	0.0193	7.7143	7.7900	Cantilever
Escala EV	0.0578	0.0143	0.0356	0.0939	Cantilever
Escala Weibull	2326.5155	44.9527	2240.0574	2416.3107	Cantilever
Forma Weibull	17.3001	4.2784	10.6548	28.0902	Cantilever

Otros Weibull parámetros de distribución

Parameter	Value	Group
Media	2256.1963	Cantilever
Moda	2318.5223	Cantilever
Mediana	2277.7454	Cantilever
Desviación estándar	160.8598	Cantilever

Weibull Estimadores del percentil

Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
95% Límites de confianza					
		Lower		Upper	
0.1	1560.66347	166.335612	1266.4503	1923.22626	Cantilever
0.2	1624.50965	157.295215	1343.70404	1963.99767	Cantilever
0.5	1713.01916	143.857461	1453.04563	2019.50619	Cantilever
1	1783.30586	132.507485	1541.62168	2062.87951	Cantilever
2	1856.74989	120.088787	1635.68755	2107.6887	Cantilever
5	1959.49195	101.966088	1769.49568	2169.88871	Cantilever
10	2042.74298	86.9322311	1879.27125	2220.4346	Cantilever
20	2133.30094	70.8055939	1998.94209	2276.69072	Cantilever
30	2191.92624	61.0241952	2075.52566	2314.85484	Cantilever
40	2237.91311	54.1650075	2134.23032	2346.63289	Cantilever
50	2277.74541	49.1910852	2183.34465	2376.22775	Cantilever
60	2314.78877	45.7455486	2226.84335	2406.20745	Cantilever
70	2351.613	43.8146847	2267.28686	2439.07544	Cantilever
80	2391.40078	43.7313775	2307.2067	2478.66726	Cantilever
90	2441.42363	46.7172337	2351.55529	2534.72642	Cantilever
95	2478.8446	50.9759015	2380.92037	2580.79634	Cantilever
99	2541.22784	61.0161259	2424.40873	2663.67584	Cantilever
99.9	2601.49037	73.146462	2462.00467	2748.87868	Cantilever

Procedimiento RELIABILITY
Material=L

Información del modelo - Todos los grupos

Conjunto de datos de entrada	WORK.WE12
Variable de análisis	Resistencia Fracture load
Distribución	Weibull
Método de estimación	Verosimilitud máxima
Coefficiente de confianza	95%
Observaciones usadas	20

Número de observaciones leídas 20

Número de observaciones usadas 20

Procedimiento RELIABILITY
Material=L

Algoritmo convergido para el grupo Convencional.

Resumen de ajuste

		Group
Observaciones usadas	10	Convencional
Valores no censurados	10	Convencional
Probabilidad máxima	13.028386	Convencional

Weibull Estimaciones de parámetro

Parameter	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
			95% Límites de confianza		
			Lower	Upper	
Ubicación EV	7.5585	0.0188	7.5218	7.5953	Convencional
Escala EV	0.0562	0.0143	0.0340	0.0926	Convencional
Escala Weibull	1917.0363	35.9799	1847.7981	1988.8688	Convencional
Forma Weibull	17.8064	4.5482	10.7933	29.3762	Convencional

Otros Weibull parámetros de distribución

Parameter	Value	Group
Media	1860.5828	Convencional
Moda	1910.8238	Convencional
Mediana	1877.9808	Convencional
Desviación estándar	129.0146	Convencional

Weibull Estimadores del percentil					
Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
95% Límites de confianza					
			Lower	Upper	
0.1	1300.65971	138.706757	1055.33094	1603.01912	Convencional
0.2	1352.32671	130.967894	1118.52545	1634.99858	Convencional
0.5	1423.85733	119.516918	1207.86282	1678.47677	Convencional
1	1480.58573	109.882715	1280.15052	1712.40341	Convencional
2	1539.79457	99.3715478	1356.84423	1747.41305	Convencional
5	1622.51167	84.0732754	1465.82233	1795.95033	Convencional
10	1689.44592	71.4041872	1555.13603	1835.35553	Convencional
20	1762.16704	57.8165264	1652.41541	1879.20826	Convencional
30	1809.19812	49.5647504	1714.61505	1908.99867	Convencional
40	1846.06519	43.7684116	1762.24331	1933.87409	Convencional
50	1877.98079	39.5601379	1802.02317	1957.14012	Convencional
60	1907.64751	36.6476341	1837.15491	1980.84495	Convencional
70	1937.12536	35.0299583	1869.67037	2007.01403	Convencional
80	1968.9608	34.9987665	1901.54563	2038.76603	Convencional
90	2008.9643	37.5900036	1936.62383	2084.00697	Convencional
95	2038.87476	41.2256407	1959.65412	2121.29796	Convencional
99	2088.70904	49.6980637	1993.53899	2188.42244	Convencional
99.9	2136.81618	59.8373336	2022.69751	2257.37332	Convencional

Procedimiento RELIABILITY
Material=L

Algoritmo convergido para el grupo Cantilever.

Resumen de ajuste

		Group
Observaciones usadas	10	Cantilever
Valores no censurados	10	Cantilever
Probabilidad máxima	7.4333641	Cantilever
Probabilidad máxima	20.46175	Todos los gr

Weibull Estimaciones de parámetro

Parameter	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group	
95% Límites de confianza						
			Lower	Upper		
Ubicación EV	6.5551	0.0324	6.4915	6.6187	Cantilever	
Escala EV	0.0975	0.0244	0.0596	0.1594	Cantilever	
Escala Weibull	702.7914	22.8035	659.4888	748.9372	Cantilever	
Forma Weibull	10.2606	2.5740	6.2753	16.7769	Cantilever	

Otros Weibull parámetros de distribución

Parameter	Value	Group
Media	669.3242	Cantilever
Moda	695.8028	Cantilever
Mediana	678.1305	Cantilever
Desviación estándar	78.5930	Cantilever

Weibull Estimadores del percentil

Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group	
95% Límites de confianza						
			Lower	Upper		
0.1	358.481943	65.1216706	251.095189	511.795166	Cantilever	
0.2	383.55433	63.2754015	277.589597	529.969154	Cantilever	
0.5	419.443859	59.9754583	316.929156	555.118227	Cantilever	
1	448.868095	56.751462	350.347724	575.093125	Cantilever	
2	480.475744	52.830805	387.326699	596.026406	Cantilever	
5	526.14906	46.468866	442.518753	625.584411	Cantilever	
10	564.386366	40.6853742	490.021644	650.036532	Cantilever	
20	607.210665	34.0360584	544.03505	677.722496	Cantilever	
30	635.610218	29.8105495	579.787625	696.807472	Cantilever	
40	658.255739	26.7857565	607.795587	712.905172	Cantilever	
50	678.130476	24.5907225	631.606436	728.081471	Cantilever	
60	696.828959	23.1191587	652.958094	743.647413	Cantilever	
70	715.621434	22.4173968	673.005775	760.935575	Cantilever	
80	736.154417	22.7144058	692.954438	782.047556	Cantilever	

Weibull Estimadores del percentil

Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
95% Límites de confianza					
			Lower	Upper	
90	762.303667	24.7578303	715.291369	812.405834	Cantilever
95	782.107521	27.407507	730.193031	837.712973	Cantilever
99	815.579732	33.5205492	752.457212	883.997506	Cantilever
99.9	848.453991	40.9253314	771.9167	932.580128	Cantilever

Procedimiento RELIABILITY
Material=P

Información del modelo - Todos los grupos

Conjunto de datos de entrada	WORK.WE12
Variable de análisis	Resistencia Fracture load
Distribución	Weibull
Método de estimación	Verosimilitud máxima
Coefficiente de confianza	95%
Observaciones usadas	20
Número de observaciones leídas	20
Número de observaciones usadas	20

Procedimiento RELIABILITY
Material=P

Algoritmo convergido para el grupo Convencional.

Resumen de ajuste

	Group
Observaciones usadas	10 Convencional
Valores no censurados	10 Convencional
Probabilidad máxima	8.6962057 Convencional

Weibull Estimaciones de parámetro

Parameter	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
95% Límites de confianza					
			Lower	Upper	
Ubicación EV	8.0925	0.0311	8.0315	8.1535	Convencional
Escala EV	0.0927	0.0214	0.0589	0.1458	Convencional

Weibull Estimaciones de parámetro

Parameter	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
			95% Límites de confianza		
			Lower	Upper	
Escala Weibull	3269.7541	101.7929	3076.2085	3475.4770	Convencional
Forma Weibull	10.7921	2.4955	6.8593	16.9799	Convencional

Otros Weibull parámetros de distribución

Parameter	Value	Group
Media	3120.4940	Convencional
Moda	3240.4255	Convencional
Mediana	3160.5739	Convencional
Desviación estándar	349.3138	Convencional

Weibull Estimadores del percentil

Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
			95% Límites de confianza		
			Lower	Upper	
0.1	1724.06875	277.918063	1257.01884	2364.65273	Convencional
0.2	1838.51945	269.543676	1379.34956	2450.54182	Convencional
0.5	2001.71376	255.021331	1559.40033	2569.48641	Convencional
1	2134.99428	241.142497	1711.02178	2664.02253	Convencional
2	2277.68667	224.525534	1877.52542	2763.13518	Convencional
5	2483.07038	197.989527	2123.82055	2903.08826	Convencional
10	2654.33794	174.222332	2333.92041	3018.74471	Convencional
20	2845.47501	147.251304	2571.02146	3149.22615	Convencional
30	2971.86155	130.27783	2727.18347	3238.49172	Convencional
40	3072.44115	118.160842	2849.36323	3312.98395	Convencional
50	3160.57385	109.303706	2953.44178	3382.2326	Convencional
60	3243.37442	103.182423	3047.31649	3452.04629	Convencional
70	3326.48101	99.8691378	3136.38873	3528.09452	Convencional
80	3417.162	100.134724	3226.43116	3619.1679	Convencional
90	3532.46667	106.717604	3329.37599	3747.9458	Convencional
95	3619.6615	116.02126	3399.25964	3854.35383	Convencional
99	3766.79145	138.487171	3504.91029	4048.23994	Convencional
99.9	3911.00373	166.527595	3597.86372	4251.39787	Convencional

Procedimiento RELIABILITY
Material=P

Algoritmo convergido para el grupo Cantilever.

Resumen de ajuste

		Group
Observaciones usadas	10	Cantilever
Valores no censurados	10	Cantilever
Probabilidad máxima	9.7886435	Cantilever
Probabilidad máxima	18.484849	Todos los gr

WeibullEstimaciones de parámetro

Parameter	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
			95% Límites de confianza		
			Lower	Upper	
Ubicación EV	5.8839	0.0265	5.8320	5.9358	Cantilever
Escala EV	0.0792	0.0196	0.0487	0.1286	Cantilever
Escala Weibull	359.2069	9.5180	341.0281	378.3547	Cantilever
Forma Weibull	12.6310	3.1273	7.7748	20.5203	Cantilever

Otros Weibull parámetros de distribución

Parameter	Value	Group
Media	344.8697	Cantilever
Moda	356.8689	Cantilever
Mediana	348.9336	Cantilever
Desviación estándar	33.2438	Cantilever

Weibull Estimadores del percentil

Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
			95% Límites de confianza		
			Lower	Upper	
0.1	207.898127	30.4010172	156.091434	276.899442	Cantilever
0.2	219.634452	29.179511	169.283323	284.96187	Cantilever
0.5	236.187698	27.2175194	188.437578	296.037707	Cantilever
1	249.560845	25.4475822	204.352471	304.770551	Cantilever
2	263.744382	23.411518	221.628452	313.863579	Cantilever
5	283.935447	20.2814297	246.841698	326.603401	Cantilever
10	300.586631	17.5616784	268.063992	337.055052	Cantilever

Weibull Estimadores del percentil					
Percent	Estimate	Standard Error	Normal asintótica		Group
95% Límites de confianza					
			Lower	Upper	
20	318.986142	14.5368641	291.729794	348.789053	Cantilever
30	331.053286	12.654655	307.156957	356.808713	Cantilever
40	340.603022	11.3170001	319.128921	363.522109	Cantilever
50	348.933574	10.3416429	329.241802	369.803099	Cantilever
60	356.729344	9.66979024	338.27156	376.194276	Cantilever
70	364.524844	9.30924049	346.728177	383.234968	Cantilever
80	372.998567	9.34149992	355.131659	391.764372	Cantilever
90	383.726196	10.0477114	364.529843	403.93344	Cantilever
95	391.804685	11.022002	370.78671	414.014058	Cantilever
99	405.372351	13.3136855	380.100135	432.324873	Cantilever
99.9	418.596261	16.1022673	388.196773	451.376317	Cantilever