

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I



TESIS DOCTORAL

**Estudio comparativo de pilares originales y no originales
sobre un sistema de implantes de conexión hexagonal
interna**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA

PRESENTADA POR

Raquel Alonso Pérez

DIRECTORES

Guillermo J. Pradíes Ramiro
José Florindo Bartolomé Gómez

Madrid, 2018

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

Facultad de Odontología

Departamento de Prótesis Bucofacial



TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO COMPARATIVO DE PILARES ORIGINALES Y NO ORIGINALES
SOBRE UN SISTEMA DE IMPLANTES DE CONEXIÓN HEXAGONAL
INTERNA**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR PRESENTADA POR:

Raquel Alonso Pérez

Directores:

Prof. Dr. Guillermo J. Pradés Ramiro

Dr. José Florindo Bartolomé Gómez

Madrid, 2017



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGIA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)

**ESTUDIO COMPARATIVO DE PILARES ORIGINALES Y NO ORIGINALES
SOBRE UN SISTEMA DE IMPLANTES DE CONEXIÓN HEXAGONAL
INTERNA**

TESIS DOCTORAL

RAQUEL ALONSO PÉREZ

2017



CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I

(PRÓTESIS BUCOFACIAL)

**ESTUDIO COMPARATIVO DE PILARES ORIGINALES Y NO ORIGINALES
SOBRE UN SISTEMA DE IMPLANTES DE CONEXIÓN HEXAGONAL
INTERNA**

TESIS DOCTORAL

RAQUEL ALONSO PÉREZ

2017

Agradecimientos

En primer lugar me gustaría dar las gracias a mis directores de tesis. Al Profesor Pradiés, por confiarme este proyecto, darme su guía y consejo a lo largo de este largo camino y dejarme pertenecer a su grupo de investigación. Al Dr. Bartolomé, por acogerme como a una más desde el primer día en el Instituto de Ciencia de Materiales de Madrid del Consejo Superior de Investigaciones Científicas, donde se ha realizado la mayoría de la parte experimental de este trabajo, por su constante ayuda y apoyo. Gracias a los dos por todo el tiempo que me han dedicado quitándose a sus familias.

A todos los compañeros que han colaborado en alguna parte de este proyecto, a mis compañeros del grupo de investigación de la UCM y los del CSIC. Al Dr. Martínez Rus, que despertó en mí el interés por la ciencia; a Alberto, siempre dispuesto a echar una mano y a Cris, compañera de batalla y amiga desde el primer día de universidad.

A todos los compañeros y amigos de los que aprendo cada día: mis amigas de la carrera, los del máster, compañeros de la UCM y de la IUM y en especial a mi familia de Dental Project: Elisa, Rocío,

Rebeca, Gemma y Mónica. Quisiera dar las gracias a toda la gente que me arroja y me hace sentir especial cada día, a mis rupertes, mi familia de hockey, mis amigos de siempre, los que están lejos y los que están más cerca.

Y por último, quisiera dar las gracias a toda mi familia, a mis hermanos, siempre cuidándome y apoyándome, a mi tía, a mi yayí, tíos y primos. A garbancito, por darnos a todos una nueva ilusión. Gracias a Juan, por su infinita paciencia, por todo el tiempo juntos, por ayudarme a levantarme cada vez que me caigo. Y gracias a mis padres, por el ejemplo y amor que nos han dado, por todo el sacrificio que han hecho por nosotros.

A mis padres

*El único sitio donde el éxito llega antes
que el trabajo es en el diccionario.*

– Vidal Sas

Índice

RESUMEN – ABSTRACT	9
I. INTRODUCCIÓN.....	18
1.1 COMPONENTES DE LA RESTAURACIÓN PROTÉSICA	20
1.1.1 IMPLANTE DENTAL	20
1.1.2 PILAR PROTÉSICO	24
1.2 COMPLICACIONES EN IMPLANTOPRÓTESIS.....	48
1.3 MÉTODOS PARA LA EVALUACIÓN DEL AJUSTE ENTRE EL PILAR Y EL IMPLANTE	51
1.4 ENSAYOS MECÁNICOS	54
1.5 TERMO-CICLADO.....	60
II. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVO.....	61
III. MATERIAL Y MÉTODO.....	66
3.1 GRUPOS DE ESTUDIO.....	67
3.1.1 CONFECCIÓN DE LAS RESTAURACIONES.....	72
3.1.2 CEMENTADO Y ATORNILLADO DE LAS RESTAURACIONES.....	76
3.1.3 DISTRIBUCIÓN Y DENOMINACIÓN FINAL DE LOS GRUPOS	77
3.2 EVALUACIÓN DEL AJUSTE MARGINAL VERTICAL	80
3.2.1 PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS PARA LA MEDICIÓN EN EL MICROSCOPIO	80
3.2.3 MEDICIÓN DEL AJUSTE MARGINAL VERTICAL	82
3.3 ESTUDIO DE RESISTENCIA A LA FRACTURA Y LÍMITE ELÁSTICO	85
3.4 ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO EN FATIGA	90
3.4.1 TERMO-CICLADO EN SALIVA ARTIFICIAL.....	90
3.4.2 ENSAYOS BAJO CARGA DINÁMICA.....	91
IV. RESULTADOS	93
4.1 RESULTADOS DE AJUSTE MARGINAL VERTICAL.....	94
4.2 RESULTADOS DE CARGA ESTÁTICA:.....	99
4.3 RESULTADOS DE LOS ENSAYOS DE CARGA DINÁMICA	120
V. DISCUSIÓN.....	133

VI. PRODUCCIÓN CIENTÍFICA EN RELACIÓN CON LA MEMORIA DE TESIS.....	151
VII. CONCLUSIONES.....	157
VIII. FUTURAS INVESTIGACIONES.....	160
IX. BIBLIOGRAFÍA.....	162

RESUMEN – ABSTRACT



ABSTRACT

Title:

Comparative study of original and non-original abutments connected to an internal hexagon implant.

Introduction:

Since Branemark first study, osseointegrated dental implants made of commercially pure titanium have been used successfully to replace missing teeth. Nowadays, multiple brands of implants are available in the market. Some companies have developed their own implant connection. These original designs have been incorporated in a number of competing companies that offer the so called "clonical" or "compatible" connections.

Compatible abutments are often used by clinicians. There is a lack of information in Literature about the adequacy of this interchange. The present study aims to understand if the exchange of components can be suitable and if it can influence the success of the implant therapy.

Objectives:

To assess the vertical marginal fit and mechanical behavior under static and cyclic load after artificial aging of implant-supported crowns restored with original components and two compatible non-original abutments.



Materials and Methods:

One hundred and thirty original internal hexagon connection implants (Zimmer Biomet, Zimmer Dental, Carlsbad, CA, USA) 3,5 connection diameter, 13mm length were connected to different abutments. The samples were divided into three groups depending on the manufacture of the abutment (stock, cast-to gold and cast on abutments). Meanwhile, it was compared in each group original abutments to the implant (Zimmer Biomet®) versus two compatible but non-original brands (MIS® and Implant Direct®). Zimmer Biomet® does not offer cast on abutments, non original cast-on abutments were compared with original cast-to gold abutments. Stock and cast-to gold abutments were restored using a cemented crown. Cast- on abutments were restored with screw retained crowns. All of them simulated a lower premolar.

Samples (n=5) were cross-sectioned and observed by using Scanning Electron Microscope (SEM) to evaluate the vertical marginal accuracy at 560x.

To evaluate load bearing capacity and plastic deformation under static load, samples (n=5) were loaded until in a universal testing machine (0,5 mm/minute) at a 30-degree angle according to the ISO Norm 14801:2007. Samples were tested until they reached 2mm deformation or they fractured. Data were analyzed using one-way ANOVA and Tukey's Post hoc Test (p=0,05), using SPSS® 19.0 (SPSS® inc, Chicago IL, EEUU).



Cyclic fatigue loading was carried out using dynamic testing machines and 2.000.000 cycles at 2Hz at different loads starting at 180N to obtain the fatigue life of each group of abutments (n=5). Fatigue life was registered in an S-N curve. Fatigue limit, fatigue ratio and the fatigue coefficient were obtained for all the groups. Previously, samples were aged by thermocycling with 10 000 cycles at 5°C and 55°C in artificial saliva. Failure mode was evaluated at the end of the test.

Results:

No vertical marginal gap was measured in none of the stock and cast-to gold abutments, regardless of the manufacturer. 'Cast-on' abutments showed misfit at the implant abutment connection.

All the values in static load test were above the mean forces registered in the oral cavity. Implant Direct[®] stock abutment presented significant higher load bearing capacity than Zimmer Biomet[®] stock abutments ($p= 0,02$). Compared to non-original abutments, 'cast-to' gold abutments presented statistically significant higher values in static load. Zimmer Biomet[®] registered significant higher loads than MIS[®] in the load bearing capacity ($p=0,001$) and significant higher loads than Implant Direct[®] in plastic deformation ($p=0,003$).



Original abutments showed better mechanical behavior under fatigue loading in all the three groups. Fatigue limit, fatigue ratio and fatigue coefficient were higher in the original groups.

Most representative failure mode was different between original and non-original abutments. Original abutments most representative failure mode was the fracture of the implant apical to the prosthetic screw. Non- original stock and cast-to gold abutments point of fracture included the implant and the prosthetic screw. Non-original cast-on abutments showed a vertical crack in the neck of the implant.

Conclusions:

Results obtained in the present study suggest that using original abutment/implant complex can influence the long term success of implant restorations. Original abutments are recommended to be used in the posterior zone where higher loads are expected. Cast-on abutments is not a predictable solution in the rehabilitation of implants.



RESUMEN

Título:

Estudio comparativo de pilares originales y no originales sobre un sistema de implantes de conexión hexagonal interna.

Introducción: Desde la aparición de los primero estudios del Profesor Branemark, los implantes han sido utilizado con éxito en la rehabilitación de piezas dentarias ausentes. Hoy en día, existen gran cantidad de empresas que comercializan con implantes, algunas de ellas han desarrollado su sistema con sus propias conexiones entre implante y pilar, otras han copiado estos diseños de conexiones para incorporarlos en sus implantes, siendo ambas compatibles.

Objetivos:

Comparar el ajuste vertical marginal y el comportamiento mecánico bajo carga estática y fatiga de coronas sobre implantes rehabilitadas mediante el uso de pilares compatibles frente a las rehabilitadas con dos marcas de pilares compatibles.

Material y Métodos:

Ciento treinta implantes con conexión hexagonal interna (Zimmer Biomet[®], Zimmer Dental, Carlsbad, CA, USA) con un diámetro de la conexión de 3,5mm y 13mm de longitud fueron conectados con diferentes pilares. La muestra se dividió en tres grupo en función del método de fabricación del pilar (pilares prefabricados, pilares sobrecolables y pilares calcinados). Dentro de cada grupo se subdividieron para su posterior comparación en un grupo de pilares



originales al implante (Zimmer Biomet[®]) y dos grupos de pilares compatibles (MIS[®] e Implant Direct[®]).

Cinco muestras de cada grupo de seccionaron transversalmente para ser observadas bajo microscopía electrónica de barrido bajo 560 aumentos.

Cinco probetas de cada grupo de utilizaron para ensayos de carga estática para obtener el límite elástico y la carga máxima registrada en una máquina de ensayos universal (0,5 mm/minuto) bajo un ángulo de 30° y siguiendo la Norma ISO 14801:2007. Los ensayos finalizaban cuando las probetas alcanzaban los 2mm de deformación o se fracturaban. Los datos fueron analizados mediante el test de ANOVA y el test de Tukey ($p=0,05$), mediante el programa SPSS[®] 19.0 para Mac[®] (SPSS[®] inc, Chicago IL, EEUU).

Para los estudios de fatiga se utilizó una máquina de ensayos de carga cíclica a 2Hz durante 2.000.000 de ciclos. Previamente se termo-ciclaron 5 especímenes de cada grupo en saliva artificial durante 10.000 ciclos alternando inmersiones en la solución a 5 y 55°C. Las probetas se ensayaron a diferentes cargas, comenzando todas a 180N para obtener la vida a fatiga de cada grupo, que se registró en curvas S-N.

También de hallaron los límites de fatiga, el coeficiente de fatiga y el exponente de resistencia a la fatiga de cada uno de los diferentes tipos de pilares del estudio. El modo de fallo fue evaluado al final de cada ensayo.



Resultados:

No se observó desajuste marginal vertical entre implante y pilar en ninguna de las probetas pertenecientes a los grupos de pilares prefabricados y sobrecolables, independientemente a si el pilar era original o compatible. Sí que se observaron desajustes en los pilares colados.

Todos los valores de carga estática se encuentran por encima de las cargas medias registradas en la cavidad oral en condiciones normales. Los pilares prefabricados Implant Direct[®] registraron cargas máximas significativamente más altas que los originales ($p= 0,02$). Los pilares sobrecolados Zimmer Biomet[®] mostraron cargas máximas superiores significativas que los pilares MIS[®] ($p=0,001$) y un límite elástico significativamente superior al de los pilares Implant Direct[®] ($p=0,003$).

Los pilares originales mostraron mejor comportamiento en fatiga. Los valores de límite, coeficiente y exponente de fatiga fueron superiores en el grupo de componentes originales. La forma de fallo más representativa en los pilares originales fue la fractura horizontal del implante en la zona apical al tornillo protésico. En los no originales prefabricados y sobrecolados la fractura era más coronal e incluía la rotura del tornillo protésico. Por último, los pilares colados mostraron una fisura vertical en el cuello del implante.



Conclusiones:

Los resultados obtenidos señalan que el uso de pilares originales influye en el éxito a largo plazo de los implantes. Se recomienda el uso de pilares originales en zonas posteriores donde se ejercen mayores cargas de masticación. Los pilares colados no constituyen una solución predecible en la rehabilitación de implantes.

I. INTRODUCCIÓN



La instauración de la implantología moderna, a partir de los trabajos del Profesor Branemark a finales de los años sesenta, supuso una revolución en la Odontología¹. Desde entonces, esta opción terapéutica ha sufrido una gran evolución, consolidándose hoy en día y gracias a sus altas tasas de éxito, como el tratamiento de elección en el paciente parcial o totalmente edéntulo². Sin embargo, el éxito de una restauración implantosoportada va a depender de múltiples factores entre los cuales podríamos destacar:

1. Factores que dependen del paciente: la existencia de enfermedades de base como la periodontitis o la diabetes, de hábitos como el tabaquismo y la mala higiene han demostrado tener relación con la disminución en la tasa de éxito del tratamiento con implantes³.
2. Factores dependientes del profesional: su experiencia, el estudio, planificación y ejecución de un correcto procedimiento quirúrgico también influye en el pronóstico del tratamiento.
3. Factores que dependen del sistema de implantes seleccionado: su superficie y diseño macroscópico, el tipo de conexión con la parte protésica del implante, el material de restauración y el tipo de restauración que se va a realizar sobre éste.

Precisamente, este trabajo de memoria de tesis doctoral se propone con el objetivo de analizar una de las diferentes conexiones que existe entre pilares e implantes y como la selección de distintos aditamentos protésicos pueden influir en el resultado final.



1.1 Componentes de la restauración protésica

1.1.1 Implante dental

El implante dental consiste en un elemento fabricado en un material aloplástico, que se coloca quirúrgicamente a nivel endoóseo, cuya finalidad es servir de anclaje a una restauración protésica.

Existen sistemas de implantes que vienen unidos al pilar protésico de manera solidaria (en una sola pieza) pero, por lo general, ambas piezas se unen mediante una conexión.

Existen las siguientes conexiones entre pilar e implante:

Conexión externa:

El primer implante dental, desarrollado por el Profesor Branemark, presentaba un hexágono que se extendía hacia coronal. Este hexágono se desarrolló con el objetivo de facilitar la inserción del implante y no para servir de elemento anti rotatorio de la supra estructura protésica⁴.

El hexágono del sistema Branemark presentaba una altura de 0,7mm. Este diseño se ha incluido en gran cantidad de sistemas de implantes (Fig. 1), muchos respetando la altura del primer hexágono y, otros, modificándola.



Fig. 1. Diferentes diseños de implantes de conexión hexagonal externa.

La baja altura del hexágono hace que su eficacia a la hora de sufrir cargas axiales sea limitada. Se ha estudiado que bajo las fuerzas oclusales, se crea un micro movimiento entre el pilar protésico y el implante, que pueden conducir al aflojamiento del tornillo o incluso a la fractura por fatiga del mismo⁴. La falta de ajuste conduce a la inestabilidad de la restauración, que resulta más crítica en restauraciones unitarias que múltiples y que compromete el éxito del tratamiento a largo plazo. Al ser el primer tipo de conexión que se diseñó, es el que más estudios a largo plazo posee, registrando tasas de complicaciones mecánicas de hasta el 48%⁵. La gran ventaja que presenta es su capacidad para corregir problemas de paralelismo, lo cual la hace muy interesante a la hora de realizar grandes rehabilitaciones en las que hay varios implantes implicados en la restauración protésica y no se quieren colocar pilares intermedios.



✚ Conexión interna

La conexión interna surge ante la necesidad de minimizar y eliminar las complicaciones mecánicas de los implantes con conexión externa y reducir el estrés del hueso periimplantario.

Se han desarrollado numerosos diseños diferentes, en los que se pueden distinguir discrepancias en:

- La relación existente entre la superficie del pilar y las paredes internas del implante.
- La profundidad que alcanza el pilar en el dispositivo de unión.
- Presencia de anti rotación en el engranaje.
- Diseño del componente anti rotacional: hexágono, octógono, trilóbulo.
- Diámetro del pilar a nivel de la plataforma.
- Dimensiones y material del tornillo de fijación del pilar protésico.
- Materiales que permite que compongan los pilares: titanio, zirconio, etc.

El tipo de conexión existente entre el pilar y el implante se ha establecido como la variable más significativa que proporciona la estabilidad de esta unión.

Los implantes de conexión interna han demostrado mayor resistencia a la fractura y mejor distribución de fuerzas que los de conexión externa^{4,6,7}.



Dentro de los implantes de conexión interna el cono Morse surge ante la necesidad de minimizar lo máximo posible los micro movimientos que se generan entre implante y pilar. En este tipo de conexión, el pilar y la conexión en el interior del implante adquieren una forma cónica, entre 8-16°. Al ensamblar ambas piezas se produce una gran fricción entre ambas, creando una unión muy estable.

Los implantes con conexión cónica consiguen que el implante y el pilar actúen como una sola pieza, disminuyendo en gran medida las complicaciones mecánicas y biológicas⁸.

Diferentes casa comerciales han desarrollado distintas formas geométricas para su conexión interna. Algunos ejemplos son:

- Conexión hexagonal: Desarrollada por Zimmer[®] y posteriormente adquirida por otras como Mis[®], Avinent[®], Implant Direct[®] y BioHorizons[®].
- Conexión trilobular: Entre las que destacan las conexiones de Nobel Replace[®] y Camlog[®].
- Conexión octogonal: representadas por Straumann[®] y adquirida posteriormente por compañías como Sweden & Martina[®] entre otras.



1.1.2 Pilar protésico

Es una pieza que, conectada al implante, sostiene o retiene una prótesis o supra estructura protésica⁹. En ocasiones viene integrado dentro de la estructura protésica o con el implante, tal y como se ha explicado anteriormente. Se clasifica de diferentes formas según:

- El sistema de retención que se utilice.
- Su técnica de confección.
- El material en el que se fabrica.

1.2.1 Pilares protésicos según el sistema de retención

a) Pilar para prótesis cementada:

Consiste en un pilar generalmente atornillado en el implante, aunque también puede cementarse o incluso impactarse contra el mismo, sobre el cual se cementa la corona, de la misma manera que si se tratase de una prótesis fija dentosoportada (Fig. 2).



Fig. 2. Pilar de titanio y corona ceramo-metálica, para prótesis cementada.



Está documentado en la literatura que, tanto en restauraciones sobre dientes como sobre implantes, la retención de las restauraciones cementadas se ve condicionada por una serie de factores, que son:

1. Conicidad o paralelismo de las paredes: Jorgensen¹⁰ estableció que una conicidad de seis grados es la ideal en preparaciones de coronas dento soportadas.

2. Área y altura de los pilares: está demostrado que el incremento del área o de la altura del pilar aumenta la retención de la restauración y la resistencia de la misma. Este factor supone una limitación en la elaboración de restauraciones implanto soportadas cementadas en las cuales el espacio inter-oclusal esté reducido y no se tenga, por tanto, una suficiente altura del pilar¹¹.

3. Rugosidad de la superficie: algunos autores recomiendan dejar el pilar con superficie rugosa para aumentar la retención mecánica. Sin embargo, se considera innecesario si se ha obtenido una adecuada conicidad de las paredes y la altura del pilar es suficiente.

4. Tipo de cemento: en prótesis convencional, la elección del cemento puede verse influenciada por la necesidad de compensar la falta de retención producida por una mala preparación del pilar. En prótesis implanto soportada, el uso de cementos definitivos convencionales no está indicado, ya que supondría un gran problema a la hora de la retirada de la restauración. La conicidad y la altura del pilar protésico debería de ser capaz de aportar



suficiente retención a la restauración. En un primer momento, se propuso el cementado de este tipo de coronas con cementos provisionales a base de óxido de zinc eugenol. Actualmente, está indicada la utilización de cemento de resina a base de poliuretanos. Este tipo de cemento tiene una baja capacidad de adhesión y son poco flexibles por lo que ante una eventual necesidad de descementado, la aplicación de mecanismos del tipo del levanta coronas, suele ser suficiente para lograrlo.

Las prótesis cementadas sobre implantes presentan las siguientes ventajas:

- Sencilla técnica de confección: se elabora de la misma manera que la prótesis fija convencional, lo cual facilita el trabajo de los técnicos de laboratorio, más familiarizados con este método.
- Económica: menor precio que la prótesis atornillada.
- Carga axial: la prótesis cementada permite recibir cargas axiales que disminuyen las tensiones sobre la cresta¹².
- Ajuste pasivo: se define como la adaptación sin tensión entre las superficies de dos estructuras puestas en contacto. Supone la base del correcto funcionamiento biomecánico de los distintos elementos que conectan la prótesis con los correspondientes implantes. La ausencia de ajuste pasivo es la causa principal de la desinserción de la prótesis, puede conducir a la pérdida de hueso y a la fractura de algún componente protésico. Existe un correcto ajuste pasivo cuando se produce un encaje perfecto, sin tensión entre la corona y el pilar.



Este ajuste perfecto no es alcanzable hoy en día, sin embargo se puede minimizar la solución de continuidad entre dos piezas. La capa de cemento puede servir de relleno de esta interfase y ayudar en la distribución de cargas a través del sistema hueso-implante- restauración¹³.

- Mejor estética: ya que no presenta orificio para el tornillo como en el caso de las restauraciones atornilladas¹⁴.
- Mayor resistencia de la cerámica de recubrimiento al no tener ningún tipo de chimenea oclusal.

Entre sus desventajas cabe destacar:

- Dificultad para ser retirada. Este inconveniente se ha intentado subsanar con la aparición en el mercado de cementos especiales para este tipo de prótesis, fabricados a base de poliuretano acrílico sin eugenol.
- Problemas a la hora de eliminar los excesos de cemento. Este punto es muy crítico, ya que el cemento residual puede irritar e inflamar los tejidos blandos periimplantarios^{15,16}. Este inconveniente se puede solucionar mediante el uso de pilares individualizados que desplacen el margen gingival a un nivel yuxta o supragingival, de tal forma que la remoción del cemento sobrante sea más sencilla.
- Retención comprometida en zonas donde el espacio interoclusal está limitado. En estos casos la altura del pilar no es suficiente para estabilizar de forma adecuada la restauración. Las prótesis cementadas requieren de un



componente vertical de al menos cinco milímetros para adquirir retención y resistencia¹².

b) Pilar para prótesis atornillada:

La restauración protésica puede ir atornillada a un pilar y éste, a su vez, al implante, o bien se atornilla directamente la restauración al implante (Fig. 3). Según el uso que se le vaya a dar al tornillo tendrá un tamaño, un diseño y una composición metálica diferente.



Fig. 3. Corona atornillada a implante. En la imagen se puede observar el acceso al tornillo por oclusal.

Presenta entre sus ventajas los inconvenientes de la prótesis cementada, es decir:

- En caso de existir algún tipo de complicación, las prótesis atornilladas se retiran con facilidad. La capacidad de ser retirada, no sólo ante un problema sino también durante la fase de mantenimiento, es la principal característica de este



tipo de restauraciones y hace que sea la elegida por la mayor parte de los profesionales.

- La integridad marginal es excelente, debido a que no existe fase de cementado, con lo cual es una buena opción terapéutica en casos en los que el implante se encuentra muy sumergido o en pacientes periodontales.
- No se encuentra limitada por el espacio interoclusal. En casos en los que la altura protésica es menor de 5mm es una opción especialmente indicada.

Se han descrito los siguientes inconvenientes para este tipo de prótesis:

- Su principal inconveniente es la presencia de un orificio en la restauración protésica, el cual sirve de acceso al tornillo. Este agujero o chimenea puede comprometer la oclusión y la estabilidad de la cerámica de recubrimiento. El diámetro medio de este orificio es de 2,5 a 3 milímetros, alrededor del cual hay un collar de porcelana que varía de 0,75 a 1,75 milímetros. Teniendo en cuenta que los premolares y molares miden en sentido bucolingual entre 4,5 y 6 milímetros, y que no siempre el orificio de acceso va a quedar totalmente centrado, pueden existir zonas donde la cerámica va a quedar más debilitada y puede sufrir algún tipo de fractura¹⁷. Este orificio también puede producir alteraciones en los contactos oclusales, debido a la necesidad de que estos recaigan sobre la región oclusal del tornillo.

Además, obliga a una correcta colocación del implante, de tal forma que se evite la emergencia por vestibular de la chimenea produciendo resultados



antiestéticos. Este problema se puede solucionar, hoy en día con el uso de tornillos y pilares dinámicos.

- Son prótesis menos estéticas que las cementadas.
- Los procedimientos para su confección en el laboratorio son más complejos y sofisticados, lo cual encarece el tratamiento.
- Los tornillos responsables de la retención son más propensos a sufrir fuerzas de flexión, deflexión y de elongación, lo cual puede conducir al aflojamiento o fractura de los mismos^{18,19}. La fuerza con la que se atornillan es entre un 50% y 75% de su límite elástico. El torque aplicado en el tornillo se convierte en fuerzas de tracción. Cuando se produce una carga, el tornillo mantiene unido los dos componentes (implante-pilar, pilar-corona).

Cuando todo el sistema es estable las fuerzas verticales oclusales que se producen sobre la cabeza del tornillo transmiten una carga vertical que no genera ningún tipo de complicación en éste. Sin embargo, al generarse fuerzas fuera de este eje vertical, de mayor magnitud que la fuerza de sujeción del tornillo, este puede sufrir una elongación, fractura o pérdida de torque.

En un primer momento, las prótesis atornilladas se utilizaban en restauraciones de la arcada completa en pacientes edéntulos. Los casos de implantes unitarios se restauraban, generalmente, sobre pilares prefabricados cementados. Con los años, se observaron buenos resultados clínicos en ambas modalidades de



tratamiento y se usan los dos sistemas de retención de forma indistinta en rehabilitaciones unitarias, múltiples o completas²⁰.

En 2008, Weber y Sukotjo²¹ realizaron una revisión sistemática en la que señalaron que las restauraciones cementadas poseían un mayor porcentaje de éxito que las atornilladas (93% frente a 83%), siendo estas diferencias estadísticamente no significativas.

Así pues, aunque todavía existe un cierto debate, parece que los criterios de elección entre utilizar un sistema de prótesis atornillada o cementada son multifactoriales, existiendo casos en los que técnicamente se tiene que optar claramente por una técnica atornillada, otros en los que la indicación será una técnica cementada y otros en los que en función de las preferencias personales del profesional determinarán el tipo de prótesis a elaborar, siendo posibles ambos sistemas.

c) Pilar retenedor:

Se clasifican dentro de este tercer grupo a aquellos componentes que sirven para retener sobredentaduras, con retenedores tipo bola o con ataches de paredes paralelas tipo Locator[®].

1.2.2 Pilares protésicos según la técnica de confección:

a) Pilares preformados, pretallados o "machined stock abutments":

Son pilares estandarizados con su forma final que vienen proporcionados directamente por la casa comercial (Fig. 4) con diferentes alturas y



angulaciones. Presentan un perfecto ajuste con el implante y no son costosos. Como desventajas cabe citar la imposibilidad de individualizar su perfil de emergencia y de realizar un perfecto contorno anatómico²². Dichos pilares se encuentran disponibles para técnicas de atornillado, de cementado o ambas.



Fig. 4. Pilares preformados de la casa comercial Nobel Biocare®

b) Pilares UCLA, colados o "cast-on abutments":

Este tipo de pilar consiste en un cilindro de plástico que se conecta directamente al implante (Fig. 5). Son pilares rectos o angulados, que de forma estándar vienen prefabricados en material polimérico. La base del pilar puede tener o no sistema anti rotacional. Se individualizan realizando un encerado y un procesado de colado a la "cera perdida" normalmente en una aleación de metal base, como puede ser por ejemplo cromo-cobalto. Esta idea fue concebida por Lewis y Beumer en la Universidad de California en Los Angeles (UCLA). Entre sus principales ventajas encontramos:



- Bajo coste.
- Puede solucionar problemas que se encuentran en casos en los que el espacio interoclusal está limitado o en los que haya poco espacio interproximal entre los implantes.
- Permite corregir problemas de angulación del implante.

Su proceso de elaboración en el laboratorio constituye su principal desventaja, ya que de la técnica de colado pueden derivarse problemas de falta perfecta de ajuste entre el pilar y el implante, lo cual puede conducir al aflojamiento o incluso fractura del tornillo, además de los problemas biológicos descritos anteriormente.

El cúmulo de errores que se pueden producir en el colado puede comprometer el comportamiento biomecánico de las restauraciones implanto retenidas.

Los pilares tipo UCLA presentan un mayor porcentaje de fallo que otros realizados mediante otros procedimientos. A la hora de elegir una aleación para realizar el colado, se opta por la de cromo-cobalto, debido a su alta resistencia a la fractura, módulo elástico, dureza, resistencia a la corrosión y bajo coste²³.



Fig. 5. Pilar tipo "UCLA" conectado a su correspondiente implante.

c) Pilares sobrecolables, semicalcinables o "cast-to gold abutments":

Los pilares sobrecolables son pilares mixtos que nos aportan el ajuste de los mecanizados con las posibilidades de introducir modificaciones de forma personalizada como los totalmente calcinables (Fig. 6). Constan de un anillo mecanizado, prefabricado en metal noble que le proporciona buen ajuste sobre la cabeza del implante, y coronalmente lleva incorporado o sobrepuesto un cilindro calcinable para modelarlo a medida. Las técnicas de sobrecolado y el metal a utilizar vienen especificadas por cada fabricante, ya que dependen del metal utilizado en el anillo mecanizado y sus rangos o intervalos de fusión. Presenta como desventajas su alto coste y la dificultad que tiene su elaboración. Con la finalidad de disminuir costes, han surgido los pilares sobrecolables en aleaciones base como las de Co-Cr.



Fig. 6. Pilar sobrecolable.

Entre sus muchas ventajas cabe destacar la gran exactitud de ajuste no solo por ser mecanizado sino por estar fabricado en metal noble, dúctil y maleable. La porción calcinable le permite poder ser modelado tanto para estructuras atornilladas directas, como para pilares independientes rectos o angulados.

d) Pilares a medida confeccionados mediante tecnología CAD/CAM (Fig. 7)

Las siglas CAD/CAM provienen del acrónimo "Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing". CAD incluye todas aquellas tecnologías que, mediante el uso de ordenadores, van a crear, analizar, modificar y optimizar un diseño protésico. Esta información generada se va a utilizar, mediante CAM, para fabricar la estructura. El Dr. Duret fue el pionero de esta tecnología. Desde 1971 comienza a fabricar coronas cuya superficie oclusal se realizaba usando una serie de sistemas que comenzaban con una impresión óptica intraoral del diente, seguida del diseño de la incrustación. Con el paso de los años, este sistema se perfecciona, y en la actualidad nos permite la fabricación de



cualquier estructura, entre las cuales se encuentran los pilares sobre implantes. Se pueden fabricar pilares sobre implantes utilizando técnicas sustractivas o aditivas:

✚ Técnicas sustractivas

La técnica de fresado se define como un proceso de conformación con desprendimiento de virutas en el que se fresan o pulen estructuras a partir de las diferentes piezas brutas formadas con dispositivos de conformación y herramientas multiaxiales. El material, las herramientas y las velocidades de avance influyen en los tiempos de conformación. El aditamento completo es mecanizado a partir de un diseño previo realizado en el ordenador en un bloque del material seleccionado para el caso concreto. Son mucho más resistentes que los fabricados mediante tecnología de colado y no van a sufrir los cambios dimensionales asociados al encerado.

Este tipo de pilares combina las ventajas de los anteriormente citados, es decir, se puede diseñar un perfil de emergencia adecuado, un contorno anatómico ideal para la situación del implante y se puede corregir la angulación del implante. Además, generalmente son más económicos que los pilares sobrecolables en aleaciones nobles. La superficie del aditamento no sufre ningún proceso de manipulación tras su confección, por lo que posee el potencial de proporcionar el mejor ajuste entre todos los tipos de aditamentos. El material es más homogéneo y consigue unas propiedades mecánicas muy



altas. Además confiere unas propiedades ópticas muy buenas y una estética muy predecible²⁴.



Fig. 7. Pilares individualizados CAD/CAM

Procedimiento de fabricación de pilares individualizados mediante CAD/CAM:

En los primeros momentos de esta técnica, el técnico de laboratorio realizaba el encerado sobre el aditamento correspondiente de la futura prótesis y posteriormente se digitalizaba dicho volumen (escaneaba) y se enviaba al centro de fresado para su ulterior confección. En la actualidad, se selecciona el tipo de conexión directamente en la biblioteca del programa de CAD se diseña la estructura en el software directamente sin necesidad de escanear el encerado y posteriormente se envía a la fase CAM de producción. Se pueden fabricar pilares de materiales como el titanio y aleaciones Co-Cr, y de cerámicas en óxido de circonio²⁵.



✚ Técnicas aditivas

Los pilares son fabricados a partir de protocolos de sinterización de polvo de material en general con tecnología láser (Fig. 8). Esta técnica está basada en el prototipado rápido, en el cual el archivo CAD es construido en el material seleccionado utilizando un láser de alta potencia. Para ello, un rodillo de metal transporta los polvos de metal a un espacio de tratamiento utilizando una placa de trabajo. Cada una de las capas de polvo de metal mide de 20 a 30 μm . Un láser de fibra óptica funde el metal con precisión en la posición deseada. A continuación, la placa de trabajo se rebaja hasta 20-30 μm , se recubre con una nueva capa de polvo de metal y vuelve a fundirse. Este proceso finaliza una vez obtenida la figura tridimensional diseñada. Todo el proceso se realiza bajo atmósfera controlada de nitrógeno, lo cual es necesario para evitar la pérdida de aleantes por evaporación o la reacción de la estructura con gases del entorno, alterando la micro estructura del material. La cantidad del material utilizado viene determinada únicamente por el peso del trabajo elaborado. El polvo que no se ha usado puede reutilizarse nuevamente. La velocidad del proceso de fabricación depende de la duración de la secuencia de sinterización y de la aplicación de cada una de las capas de metal. Es un procedimiento, por tanto, rápido y económico²⁶. Generalmente, se usa este tipo de tecnología para la fabricación de estructuras en metales base, como la aleación cobalto-cromo²⁷. En muchos casos, el proceso de sinterizado va acompañado por una fase de post mecanizado. En estos casos, la conexión protésica se sinteriza a mayor tamaño para ser mecanizada finalmente a la dimensión adecuada. Se



utiliza este tipo de procedimiento para obtener mejores ajustes y un mejor acabado de la superficie del material.



Fig. 8. Pilar sinterizado post mecanizado Phibo[®] para implante Zimmer Biomet[®]

TSV

1.2.3 Pilares protésicos según su material de confección

a) Pilares de Titanio:

Los pilares realizados con titanio puro o con una aleación de titanio (Fig. 9) se han utilizado desde los inicios de la implantología. Su buen comportamiento en el medio oral y todos los estudios existentes en la literatura han hecho que este tipo de pilares sean considerados como el "gold standard" a la hora de realizar la prótesis implanto soportada. Muestran unas excelentes propiedades físicas y una buena biocompatibilidad. El titanio puro es el más usado en el campo de la prótesis²⁸. Éste incorpora pequeñas cantidades de oxígeno, nitrógeno, hidrógeno, hierro y carbono durante los procedimientos de purificación. Estas pequeñas adiciones modifican las propiedades fisicoquímicas del titanio, lo que justifica la existencia de cuatro tipos o grados de este metal puros según la clasificación propuesta por la A.S.T.M. o American Society of Testing and



Materials²⁷. El titanio puro comercializado presenta dimorfismo. Sufre una transformación alotrópica de fase α a β cuando el material es sometido a temperaturas superiores a 882°C. Los elementos con los que se alea el titanio pueden estabilizarse en fase α aumentando la temperatura de transición α - β o estabilizar la fase β disminuyendo esta temperatura, o simplemente puede aumentar la resistencia del sólido sin afectar su temperatura de transición.

Por tanto, además del titanio puro se pueden emplear alguna de sus aleaciones como Ti-6Al-4V, el más utilizado y también conocido como Titanio grado V, otras aleaciones serían Ti-15V, Ti-20Cu, Ti-30Pd, siendo la primera la más utilizada en implantoprótesis.



Fig. 9. Pilar fabricado con una aleación Ti6Al4V.

La resistencia del titanio y sus aleaciones es en general inferior a las de acero inoxidable y a las de las aleaciones base cobalto, pero en relación a su resistencia específica (resistencia/densidad), las aleaciones de titanio son superiores a las demás. Otra de las ventajas del titanio en aplicaciones biomédicas, frente al acero inoxidable y a las aleaciones base cobalto, es que



su módulo de Young es de 110 GPa frente a los 200 GPa y los 220 GPa de las aleaciones anteriores respectivamente. Siendo el módulo elástico del hueso de 20 GPa, se comprende que el titanio, es más elásticamente compatible con el tejido natural que las otras dos aleaciones. El titanio y sus aleaciones poseen una excelente resistencia a la corrosión, ya que la rápida reacción del titanio con el oxígeno, produce una fina capa superficial de óxido impermeable y por lo tanto protectora. Este comportamiento, que tiene también lugar en el aluminio, es más eficiente en el titanio, dando lugar a una resistencia tanto a la oxidación como a la corrosión superior.

Los pilares realizados con este tipo de material se fabrican mediante técnicas de mecanizado, bien de forma estandarizada o individualizada como se ha explicado previamente.

La complicación más frecuente en este tipo de pilares es el aflojamiento de los tornillos. Su mayor desventaja es la estética, ya que en algunos tejidos periimplantarios pueden observarse zonas de sombra gris como consecuencia de la translucidez de la encía. La industria ha creado, intentando corregir este problema unos pilares especiales bañados en nitruro de titanio (Fig. 10). Esta modificación les confiere un color dorado y les permite mantener sus óptimas características biomecánicas²⁹. Otra posibilidad es ceramizar la zona transmucosa vestibular, retirando volumen metálico en la zona deseada y aplicar posteriormente cerámica compatible con la aleación utilizada en el pilar.



Fig. 10. Pilar de titanio bañado con una capa de nitruro de titanio, el cual le confiere un tono dorado.

b) Pilares de Aleaciones nobles:

Los metales nobles son un grupo de metales caracterizados por ser muy inertes químicamente, es decir, que no reaccionan químicamente (o reaccionan muy poco) con otros compuestos químicos. Esta propiedad se traduce en una escasa reactividad, o lo que es lo mismo, son poco susceptibles de corroerse y oxidarse, lo que les proporciona apariencia de inalterabilidad, razón por la cual se les denomina con el apelativo de nobles. No sufren el fenómeno de corrosión u oxidación cuando se exponen a las condiciones corrosivas de los ambientes acuosos, ácidos o no, con presencia de O_2 . No son reactivos. Pertenecen a este grupo los elementos centrales de la tabla periódica (Fig. 11).



TABLA PERIÓDICA DE LOS ELEMENTOS
<http://www.periodni.com/es/>

LEYENDA:
Metales (Azul), Semimetales (Naranja), No metales (Verde)
Metales alcalinos (Azul claro), Metales alcalinotérreos (Azul oscuro), Elementos de transición (Azul gris), Lantánidos (Azul muy oscuro), Actínidos (Azul negro)
Alojenos (Verde claro), Gases nobles (Verde oscuro)
ESTADO DE AGREGACIÓN (25 °C): Ne - gaseoso, Fe - sólido, Hg - líquido, Tc - sintético

Fig. 11. Tabla periódica. Los metales nobles se encuentran encuadrados.

La aleación más frecuentemente utilizada en la fabricación de pilares es la de oro-paladio. El uso de las aleaciones nobles se ha extendido gracias a sus óptimas propiedades mecánicas y a su buena adherencia a la porcelana. Dependiendo del porcentaje de cada elemento que forma la aleación su módulo de elasticidad varía entre 90MPa y 136 GPa, y su resistencia a la fractura entre 518MPa y 782MPa³⁰. Hoy en día, su principal inconveniente es su altísimo coste. Se utilizan principalmente para sobrecolar pilares mecanizados.

c) Pilares de Metales base

La aleación principal utilizada es la de cobalto-cromo. Estas aleaciones se componen básicamente de cobalto, entre un 35 y 65%; y cromo, en proporciones que oscilan entre un 20 y un 35%. Además contienen cantidades variables de otros elementos que modulan las propiedades de la aleación final, siendo los más frecuentes el molibdeno, carbono, tungsteno, berilio, silicio, hierro y manganeso. El módulo de elasticidad, el límite elástico y la resistencia a la ruptura del cobalto cromo son los más elevados de todas las aleaciones



utilizadas en odontología. Presenta un gran límite elástico y es un material muy rígido, de ahí que sea la aleación más utilizada en odontología. Se usa para fabricar pilares colados de forma convencional, pero con la evolución de la tecnología CAD/CAM también se ha hecho posible su fabricación por estos medios. Su alto punto de fusión (alrededor de los 1.250°C) hace que no pueda ser utilizado para colar pilares con bases mecanizadas en materiales nobles, cuyo punto de fusión es mucho menor.

d) Pilares Cerámicos:

Se consideran materiales cerámicos todos aquellos productos constituidos por compuestos inorgánicos no metálicos. En este sentido la definición incluye a los materiales cerámicos propiamente dichos, los vidrios, los yesos y los cementos poliméricos.

La norma ISO/TR 10993-9³¹ define una bio-cerámica como un "material cerámico diseñado para lograr un comportamiento fisiológico específico al ser usado en la construcción de prótesis u órganos artificiales internos".

Las cerámicas presentan propiedades distintas a las de los metales. Son frágiles y no soportan muy bien las fuerzas de tensión, de hecho, cuando estas superan los límites de la resistencia a la fractura, se rompen de forma catastrófica. Los metales, por el contrario, poseen ductilidad, es decir, pueden deformarse, moldearse, malearse o extenderse con facilidad. Esta propiedad les confiere la capacidad de tolerar fuerzas de tensión y compresión. Previa a la fractura, el material metálico sufre en un primer momento una deformación elástica



seguida de una plástica. Como consecuencia, los metales presentan un excelente comportamiento ante cargas.

No obstante, los pilares metálicos presentan la gran desventaja de no ser estéticos. Pueden transparentar un halo grisáceo a través de la encía (efecto sombrilla) por ello, no son deseables en el sector anterior y en pacientes con una gran demanda estética. De cara a solucionar este problema surgen los pilares cerámicos.

Estos, además presentan menor adhesión bacteriana que los de titanio, aunque la integración del tejido blando es similar en ambos.

La naturaleza y la dirección de la carga también afectan a la estabilidad del pilar, y actúa de forma diferente según el material con el que esté confeccionado. Ante cargas oclusales, la zona que rodea la cabeza del tornillo, va a ser donde se concentre el máximo estrés y torque. Los pilares cerámicos muestran, con mucha frecuencia, fracturas del material a este nivel. Sin embargo, en pilares metálicos, se observa una deformación del tornillo, que puede finalizar con la fractura del mismo. Se han utilizado diferentes tipos de materiales cerámicos para la confección de pilares, entre los que encontramos:

✚ Cerámicas aluminosas:

Surgen ante la necesidad de corregir las limitaciones estéticas de las restauraciones metálicas. El primer pilar totalmente cerámico se desarrolló en



1993, y se componía de una cerámica de alta resistencia, la alúmina (CerAdapt, Nobel Biocare)^{31,32}.

La alúmina se obtiene mediante el denominado proceso "Bayer" en el cual la bauxita se somete a proceso de purificación que consiste en un tratamiento térmico para obtener la fase alfa-Al₂O₃ y se muele posteriormente hasta tamaños inferiores a las 0,3 μm ³³. A partir de estos polvos de alta pureza y mediante técnicas de prensado se obtienen las piezas de alúmina. El prensado normalmente es isostático en frío y seguido de sinterización entre 1600 y 1700°C. En la actualidad también se obtienen mediante técnicas de prensado isostático en caliente (HIP).

La cerámica aluminosa convencional presenta un contenido entre el 20% y 40% de alúmina. Se usan este tipo de cerámicas en el recubrimiento estético de los núcleos de cerámica aluminosa de alta resistencia³⁴.

La cerámica aluminosa de alta resistencia presenta entre un 60% y un 99% de óxido de alúmina en su composición, este aumento produce a su vez un incremento de la resistencia del material. Sus propiedades físicas son adecuadas, presenta una resistencia a la flexión de 547 MPa y una tenacidad de 3,55 MPa m^{1/2}³⁵.

Los primeros pilares cerámicos, tal y como se ha señalado antes, eran de alúmina. Demostraron alta resistencia a la fractura en estudios in vitro³⁶. Sin embargo, en estudios clínicos, se observaron fracturas de los mismos en un 7% de coronas unitarias implanto soportadas³⁴.



✚ Cerámicas circoniosas:

En 1996, se introdujo un pilar cerámico que presentaba mejores propiedades físicas, el dióxido de zirconio, también conocido como dióxido de circonio o circona. El zirconio que se encuentra englobado dentro del grupo de los metales en la tabla periódica de elementos, goza de unas características especiales en cuanto a resistencia y comportamiento óptico se refiere.

El dióxido de zirconio es un compuesto químico de iones metálicos de Zr^{4+} y de un ión óxido O^{2-} . El resultado es un compuesto oxídico de carácter iónico, grano fino y con una estructura policristalina.

Su uso en odontología está muy extendido, debido a que tiene una mayor resistencia a la fractura, mayor tensión umbral y menor módulo de elasticidad, que otras cerámicas, como las expuestas anteriormente.

Presenta una resistencia a la flexión de 900MPa y su tenacidad alcanza hasta $9\text{Mpa m}^{1/2}$ ³⁴. Este material, ante un punto de alto estrés mecánico, como puede ser la punta de una grieta, sufre un fenómeno conocido como "reforzamiento por transformación de fase" por el cual aumenta el volumen de sus granos (de aproximadamente un 4%) como consecuencia de su cambio de estructura de tetragonal a monoclinica, de tal forma que se frena el avance de la grieta. Este fenómeno fue descrito en 1975 por Garvie y cols³⁷.



✚ Cerámicas feldespáticas de alta resistencia

Las cerámicas vítreas confieren una estética superior que las circoniosas al ser más translúcidas. Dentro de las disponibles, las cerámicas feldespáticas reforzadas con disilicato de litio son las más resistentes y tenaces. Este tipo de cerámica presenta una resistencia a la flexión moderada (ente 360 y 440MPa) y una tenacidad entre 2,5 y 3MPa m^{1/2}.

Este tipo de pilares se han comenzado a usar unidos a una base de titanio para la restauración de implantes en el sector anterior³⁸.

✚ Pilares plásticos:

Este tipo de pilares son utilizados para la elaboración de prótesis provisionales implanto soportadas. Se elaboran con polímeros orgánicos termoplásticos.

1.2 Complicaciones en implantoprótesis

El tratamiento con implantes no está exento de complicaciones. Según Jung y colaboradores², las causas más frecuentes son las mecánicas, seguidas muy de cerca por las biológicas y las estéticas. Pjetursson y colaboradores³⁹, en 2012, proponen la siguiente clasificación:

a) Complicaciones mecánicas:

✚ Complicaciones mayores:

- Fractura del implante.



- Fractura de la conexión.
- Pérdida de la supra estructura.
- ✚ Complicaciones medianas:
 - Fractura del pilar protésico.
 - Fractura de la estructura protésica o de la cerámica de recubrimiento (fractura adhesiva).
 - Complicaciones fonéticas.
- ✚ Complicaciones menores:
 - Aflojamiento de tornillos.
 - Chipping de la cerámica de recubrimiento (fractura cohesiva).
 - Descementado de la corona.
 - Pérdida de retención.
 - Pérdida del tapón de cierre de la chimenea en prótesis atornillada.
 - Ajustes en la oclusión.

El aflojamiento del tornillo protésico es la complicación mecánica más frecuente⁴⁰. Se han estudiado algunos factores que parecen estar relacionados con este fenómeno:

- Características anti rotatorias de los componentes del implante.



- Torque incorrecto de los tornillos.
- Los sistemas de retención atornillados presentan mayor tasa de aflojamiento y fractura de tornillos que los cementados.
- Tipo de conexión entre el implante y el pilar: los implantes con un sistema de conexión interna presentan una mayor resistencia a la flexión que aquellos de conexión externa. La conexión interna presenta a su vez, una menor incidencia de fractura de tornillos y de todo tipo de complicación relacionada con éstos.

b) Complicaciones biológicas:

- ✚ Aumento en la profundidad de sondaje.
- ✚ Presencia o ausencia de sangrado y/o supuración al sondaje.
- ✚ Pérdida de hueso alrededor del implante en relación al que había previo a la colocación de la prótesis.

La inflamación de los tejidos periimplantarios, dependiendo del tipo de prótesis utilizada, puede ser producida por:

- Aflojamiento del tornillo protésico
- Exceso de cemento pericoronario: al retirar el exceso de cemento los tejidos dejan de presentar inflamación.



c) Complicaciones estéticas:

Los pilares metálicos pueden producir, como se ha citado anteriormente, el llamado "efecto sombrilla" en el margen gingival de la restauración, provocando un resultado antiestético.

1.3 Métodos para la evaluación del ajuste entre el pilar y el implante

El ajuste entre el pilar y el implante juega un factor clave en la aparición de estas complicaciones. La falta de ajuste puede conducir a aflojamiento de tornillos, su fractura o problemas biológicos por micro filtración bacteriana en la zona desajustada.

Se entiende por **ajuste o sellado marginal** en prótesis fija a "la exactitud con la que una restauración protésica fija encaja sobre una línea de terminación tallada previamente en la porción cervical de la corona dentaria". En el caso del ajuste implante y pilar, se considerará la exactitud con la que el pilar protésico encaja en la conexión del implante.

El desajuste marginal puede ser medido en diferentes sitios:

1. Desajuste Marginal Vertical: es el desajuste externo medido longitudinalmente al eje implanto protésico.
2. Desajuste Marginal Horizontal: Es el desajuste externo medido perpendicularmente al eje longitudinal de la pieza estudiada.



3. Desajuste Sobre extendido: es la diferencia existente entre el margen de la restauración y el ángulo cavo superficial del implante, medido perpendicularmente al eje longitudinal implantario, esto es, la distancia que sobrepasa la restauración la línea de terminación.
4. Desajuste Infra extendido: es la misma distancia que la anterior, pero en este caso es en sentido contrario, el implante sobrepasa la restauración.
5. Desajuste Interno: es la mayor discrepancia existente entre la superficie interna de la restauración y la línea de terminación del pilar, medida en la región interna y perpendicularmente a ambas superficies.
6. Desajuste Externo: es la mayor distancia que existe entre la restauración y la línea de terminación, medida en la porción externa.
7. Desajuste Marginal Absoluto o Total: es la combinación del desajuste marginal vertical y el horizontal.

Holmes y cols.⁴¹ proponen la siguiente clasificación para los defectos de ajuste:

1. Sin defectos: La discrepancia marginal absoluta es nula, por lo tanto no existen defectos ni verticales ni horizontales, se trata del ajuste marginal perfecto.
2. Defectos verticales: la discrepancia es únicamente vertical, no existen defectos de extensión. Desajuste marginal y vertical coinciden.



3. Defectos horizontales: no existen defectos verticales. La discrepancia marginal en este tipo coincide con la absoluta, siendo el error de extensión. En este grupo tenemos dos subtipos de defectos horizontales:

- Defectos de sobre extensión
- Defectos de infra extensión

4. Defectos mixtos: se trata de la combinación de los anteriores, son los más frecuentes ya que no es habitual encontrar defectos verticales u horizontales puros. Existen dos subtipos:

- Defectos verticales sobre extendidos
- Defectos verticales infra extendidos.

Existen diferentes técnicas para evaluar *in vitro* el grado de ajuste entre pilares e implantes.

1. Estudios de micro filtración: se mide la filtración de diferentes sustancias a través de la conexión. Se han usado tintes como el azul de toluidina, bacterias o toxinas⁴²⁻⁴⁴.
2. Medición directa externa mediante lupas, microscopio óptico, microscopio electrónico de barrido, microscopia de fluorescencia o mediante un perfilómetro.



3. Medición de la sección transversal de la probeta: permite la medición y observación de los componentes internos de la probeta. Requiere la sección previa y pulida de la misma.

1.4 Ensayos mecánicos

1.3.1 Carga estática:

Este tipo de ensayos se realizan para medir la resistencia a la fractura de un material. No son capaces de simular la función masticatoria y no tienen en cuenta factores como el tiempo. Los ensayos de carga estática permiten testar los materiales bajo una carga crítica y obtener valores como la resistencia a la fractura o el límite elástico. También aportan información del rango de carga para realizar los ensayos de fatiga.

Hay una serie de conceptos relacionados con este tipo de ensayos que deben explicarse:

Límite elástico

El límite elástico, también conocido como límite proporcional se define "como la máxima fuerza que soporta un cuerpo o estructura sin sufrir una deformación permanente". Durante el inicio de la carga, la estructura sufre una deformación transitoria. Cuando al desaparecer la carga, la estructura recupera su forma original se ha producido una deformación elástica. Por el contrario, cuando la



carga aplicada sobrepasa el límite elástico del material, esta deformación se vuelve irreversible (fig 12).

✚ Deformación plástica

La deformación plástica es aquella que permanece, una vez que hemos dejado de ejercer la carga sobre el objeto. Se trata de la parte permanente de la deformación, que se encuentra más allá del límite elástico de un material. Se le denomina también flujo plástico⁴⁵.

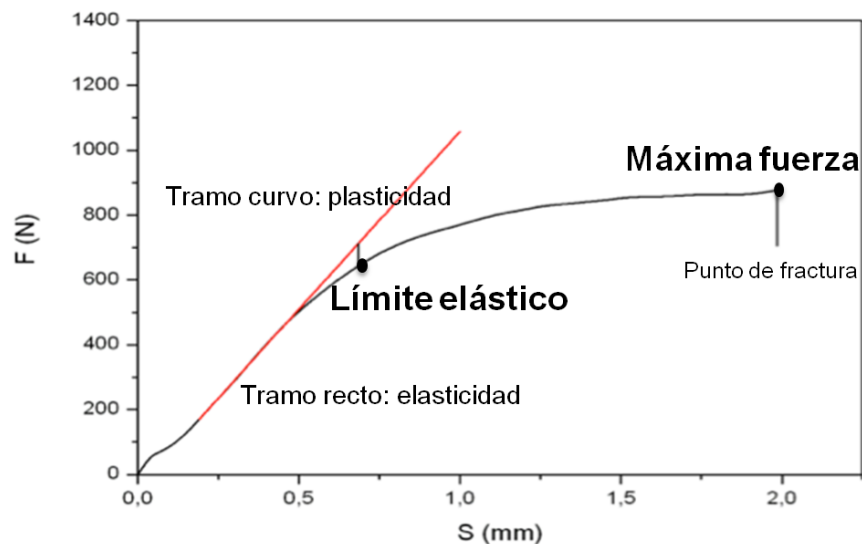


Fig. 12. Curva carga-desplazamiento en la que la parte recta de la curva corresponde a la elasticidad, es la parte en la que si fuera retirada el material recuperaría su forma original. El tramo curvo corresponde a la zona de plasticidad, donde la carga ha sobrepasado el límite elástico con la correspondiente deformación irreversible de ese material. La parte recta que desciende al final de la gráfica indica el punto de fractura de uno de los componentes.



1.3.2 Carga cíclica o fatiga:

El fallo de un material por fatiga es la fractura que sufre bajo repetidas cargas inferiores a la que se rompe bajo carga estática con una frecuencia determinada. Durante dicho proceso se genera una grieta que, si se dan las condiciones adecuadas, crecerá hasta producir la rotura de la pieza al aplicar un número de ciclos suficientes.

En una primera etapa se produce la aparición de una fisura. Esta se inicia en pequeños defectos o zonas donde se concentra la tensión. Esta primera etapa se conoce como *nucleación o iniciación de la grieta*. En una segunda fase conocida como *propagación de la grieta*, cada ciclo de carga produce un avance del frente de la grieta hasta la *rotura final*.

El objetivo del ensayo de fatiga es investigar la durabilidad mecánica de una restauración dental "*in vitro*" pero simulando lo máximo posible a las condiciones "*in vivo*". Este tipo de test se puede realizar en medio seco o húmedo. En 2003 se desarrolló la Norma ISO 14801 para llevar a cabo ensayos de fatiga con una metodología homogénea. Limita los ensayos a 2×10^6 ciclos a 2Hz, lo cual conlleva 12 días de ensayo; o a 5×10^6 a 15Hz, que acorta el tiempo de ensayo a 4 días.

En nuestro estudio, la frecuencia de la masticación se ha situado en un valor igual a 2Hz. Por ejemplo, a la hora de masticar un cacahuete o una zanahoria, la frecuencia que ejerce tanto una persona joven como una adulta es de $1,75\text{Hz}^{46}$, por lo que realizar los ensayos de fatiga con una frecuencia igual a



2Hz simularía de forma más real las condiciones dadas en la cavidad oral. Karl y Kelly⁴⁷ realizaron un estudio en el que evaluaban como influyen diferentes variables en los estudios de fatiga. Observaron que las probabilidades de fractura de los implantes eran mayores cuando se fatigaban con una frecuencia de 2Hz que cuando era de 30Hz y apuntaban que los mecanismos que conllevan al fallo por fatiga de los materiales no era comparable cuando la frecuencia es de 2Hz y de 15Hz, recomendando utilizar la primera para simular resultados clínicamente relevantes.

El comportamiento a fatiga de cualquier material no sólo depende del nivel máximo de tensión a que está sometido sino también del tipo de tensión cíclica que recibe. Uno de los parámetros que definen la evolución temporal de la tensión cíclica es la relación entre los valores de carga máxima y mínima (P_{\max} y P_{\min}) y su cociente (el cual se define como índice de reversión o asimetría de carga, $R = P_{\min} / P_{\max}$). Los distintos valores que puede tomar R permiten identificar la naturaleza de la tensión variable. Valores de R comprendidos entre $-\infty$ y 0 indican una tensión tracción-compresión (T-C), un valor de -1 indica una carga simétricamente oscilante. Cuando R está entre 0 y +1 indica tensión de sólo tracción (T-T). Los valores comprendidos entre $+\infty$ y +1 definen tensiones sólo compresión (C-C). El valor límite de R igual a +1 indica tracción o compresión estacionaria. En nuestro caso la carga ejercida es unidireccional de compresión-compresión y varía de forma sinusoidal entre un valor seleccionado y el 10% de esta carga ($R=10$).



El estudio de la vida bajo fatiga de los materiales, implica la determinación del tiempo total de fatiga hasta la rotura en términos de la tensión aplicada. Este estudio puede ser llevado a cabo a través de la evaluación de curvas esfuerzo-número de ciclos hasta la rotura (**curvas S-N**) bajo condiciones de carga fluctuante, que normalmente se representa en el plano semilogarítmico tensión-log (N_f). Esta curva muestra directamente la percepción natural de la fatiga en término de resultados experimentales. Sin embargo, no proporciona indicación alguna sobre la disminución de la rigidez, el mecanismo de daño, la presencia de grietas o el cambio en las características de los materiales como consecuencia del proceso de degradación. La curva S-N relaciona simplemente la tensión cíclica de amplitud constante, normalmente en función de la tensión o carga máxima, con el número de ciclos esperados (N_f) antes de que aparezca el fallo. Usualmente representa la media de la vida de un espécimen sometido a varias pruebas al mismo nivel de tensión o carga cíclica.

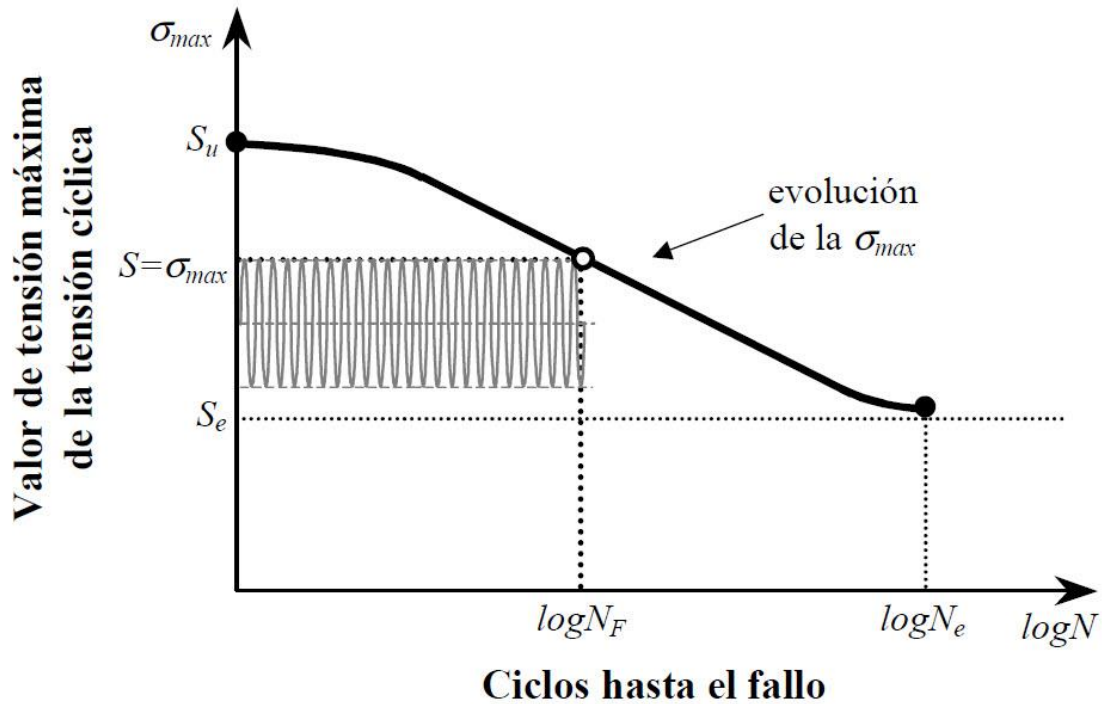


Fig. 13. Las curvas S-N muestran la disminución de la resistencia (S), desde su valor estático (S_u) hasta el límite de fatiga (S_e). Para cada nivel de tensiones (S) proporciona el valor medio de la vida esperada (N).

La curva S-N esquemática de la figura 13 muestra las tres zonas principales: una zona inicial donde la pendiente es relativamente suave, una zona central donde se incrementa la pendiente y una zona final donde la pendiente vuelve a suavizarse hasta estabilizarse en una tensión límite. Este límite para las curvas S-N es conocido como límite de fatiga e implica que a niveles de tensión inferiores el material no llega nunca a la fallo por fatiga.



✚ Coeficiente de fatiga

Viene determinado por el cociente entre el límite de fatiga y la resistencia a la fractura obtenida en carga estática. Este coeficiente está relacionado con la pendiente de la curva S-N. Un coeficiente de fatiga cercano a la unidad tendrá menor pendiente que uno cercano a cero. Aporta información sobre la resistencia a la fatiga del material, a mayor coeficiente de fatiga, menor pendiente en la gráfica S-N y mayor resistencia a la fatiga del material.

1.4 Termo-ciclado

Este tipo de ensayo consiste en someter de forma cíclica a un material a cambios de temperatura. El diferente coeficiente de expansión térmica de los materiales puede acelerar la microfiltración o, bajo tensión mecánica, acelerar la propagación de una grieta que conduzca a su fractura. La temperatura estándar de termo-ciclado es de 5 y 55°C y los ciclos que se realizan en los diferentes estudios varían desde los 1.000 a los 30.000⁴⁹. La selección de los 55°C para el calor se debe a que es el límite de la temperatura a la que se podría beber una bebida caliente. Según Crabtree y Atkinson⁵⁰ la temperatura de una comida caliente en el diente varía entre 43-53°C. En cuanto al frío, la temperatura que se alcanza en boca no será menor de 0°C, que es la del hielo. Las inmersiones se deben hacer en saliva artificial y no en agua⁵¹.

II. JUSTIFICACIÓN y OBJETIVO



La evolución de la implantología y la gran cantidad de recursos que se invierten en I+D hace que esta ciencia esté en continuo desarrollo. Los tiempos de espera de la osteointegración se han acortado, las superficies de los implantes están en constante evolución y los procedimientos quirúrgicos son cada vez más rápidos y menos invasivos. La demanda de este tipo de tratamientos es cada vez mayor, lo cual conlleva una progresiva aparición en el mercado de distintas compañías que desarrollan su propia línea de implantes dentales.

Podríamos decir que existen tres grandes grupos de compañías en el sector de la implantología. Las primeras, con una larga trayectoria en el mercado, han desarrollado su producto a raíz de la investigación y de la experiencia propia. Estas compañías son las responsables de casi el 90% de la literatura científica en revistas de impacto. Otras, han aparecido más tarde, han asumido el diseño de los diseños anteriores en un primer momento, pero también invierten recursos en I+D y empiezan a desarrollar sus propios productos innovadores. Ejemplos de este segundo grupo serían Mis[®] con el implante V3 o Sweden&Martina[®] con los implantes Prama. Por último, existe un tercer grupo que únicamente copia los diseños de los productos de las anteriores y los ofrece a bajo coste.

La realidad es que existen en el mercado tal cantidad de aditamentos e implantes con características similares, que muchos clínicos mezclan de forma habitual implantes de una marca con componentes protésicos de otra⁵². Muchas veces esta mezcla se produce por desconocimiento del implante que tiene el



paciente, o porque la marca original no ofrece la solución protésica deseada para cada caso o, simplemente, por reducir los costes del tratamiento

La Hipótesis de trabajo que condujo a la propuesta, diseño y realización de este trabajo fue que, si cada compañía diseña sus pilares protésicos con su mejor "Know How" para utilizar sobre sus propios implantes, cabría esperar que el rehabilitar implantes con pilares protésicos de diferentes casas comerciales a la original, que han desarrollado un producto compatible, podría afectar al comportamiento general o a la supervivencia del conjunto restauración-implante.



Con relación a la hipótesis de trabajo expuesta anteriormente se diseñó un estudio in vitro con el siguiente OBJETIVO GENERAL:

Observar las diferencias de adaptación de superficies y comportamiento mecánico existentes entre distintos tipos pilares originales de un sistema de implantes conexión hexagonal interna y distintos tipos de pilares de dos marcas de pilares compatibles no originales.

Dicho objetivo general se desarrolla en los siguientes OBJETIVOS ESPECÍFICOS para cada sistema de implantes utilizados:

1. Analizar el ajuste marginal vertical con microscopía electrónica de barrido obtenido en las distintas interfases pilar-implante.
2. Estudiar el límite elástico y la carga máxima del sistema implante-restauración con pruebas de carga estática.
3. Examinar el comportamiento en fatiga de cada uno de los sistemas testados en este trabajo bajo carga cíclica tras ser termo-ciclados.



La propuesta de dichos objetivos, se traduce estadísticamente en el enunciado de las siguientes hipótesis nulas (H_0):

Primera Hipótesis Nula ($H_{0,1}$)

“No existirán diferencias estadísticamente significativas en las medias de ajuste marginal vertical observado entre el implante y los distintos tipos de pilares originales y no originales a los que se conectaron.

Segunda Hipótesis Nula ($H_{0,2}$)

“No existirán diferencias estadísticamente significativas en el comportamiento mecánico (carga máxima y límite elástico) bajo carga estática entre los distintos tipos de pilares originales y los distintos tipos de pilares de dos sistemas compatibles estudiados”.

Tercera Hipótesis Nula ($H_{0,3}$)

“No existirán diferencias estadísticamente significativas en el comportamiento mecánico bajo carga cíclica (límite, coeficiente y exponente de fatiga) de los diferentes tipos de pilares y sistemas”.

III. Material y Método



3.1 Grupos de estudio

Para la realización del estudio comparativo de distintos tipos de pilares originales frente a distintos tipos de pilares de sistemas no originales se utilizaron un total de **130 implantes** Zimmer Biomet® Tapered Screw Vent (Zimmer Dental Inc, California, USA) repartidos en los siguientes grupos:

1. Grupo de pilares prefabricados: **45 implantes** Zimmer TSV se subdividieron en **tres grupos de 15 implantes** en función de casa comercial del pilar prefabricado utilizado para realizar la restauración cementada:

1.1. Pilares prefabricados Zimmer Hex-Lock Contour Abutment® (Zimmer Biomet, Dental Inc, California, USA).

1.2. Pilares prefabricados Implant Direct Straight Contour® (Implant Direct, California, USA).

1.3. Pilares prefabricados MIS, Esthetic abutment® (Medical Implant System, Shlomi, Israel).

2. Grupo de pilares sobrecolables: **45 implantes** Zimmer Biomet® TSV se subdividieron en **tres grupos de 15 implantes** en función de casa comercial del pilar prefabricado utilizado para realizar la restauración cementada:

2.1. Pilares sobrecolables Zimmer Biomet "Cast-To" Gold Abutment® (Zimmer Biomet, Dental Inc, California, USA).



2.2. Pilares sobrecolables Implant Direct Gold Plastic Castable[®] (Implant Direct, California, USA).

2.3. Pilares sobrecolables MIS, Gold Plastic Cylinder[®] (Medical Implant System, Shlomi, Israel).

3. Grupo de pilares calcinables: **40 implantes** Zimmer Biomet[®] TSV se subdividieron en **dos grupos de 15 implantes y uno de 10 implantes** en función de casa comercial del pilar prefabricado utilizado para realizar la restauración atornillada. La compañía Zimmer Biomet[®] no comercializa pilares totalmente calcinables por lo que se compararon los pilares compatibles con la opción más parecida a estos, que es la de los pilares sobrecolados. En este grupo sólo se usaron 10 pilares Zimmer Biomet[®] para la realización de las pruebas mecánicas, el ajuste se verificó comparando los resultados del pilar original del grupo sobrecolable.

3.1 Pilares semi calcinables Zimmer "Cast-To" Gold Abutment[®] (Zimmer Biomet, Dental Inc, California, USA).

3.2 Pilares calcinables Implant Direct Plastic castable[®] (Implant Direct, California, USA).

3.3 Pilares calcinables MIS, Plastic cylinder[®] (Medical Implant System, Shlomi, Israel).



El tamaño muestral final para cada grupo (Figs. 14, 15 y 16), fue calculado tras la realización de un estudio piloto con 5 probetas de cada grupo, que nos permitió obtener medias y desviaciones estándar que fueron introducidas en el programa G* POWER Versión 3.1.9 para Mac, para una potencia del 80% y un alfa de 0,05.

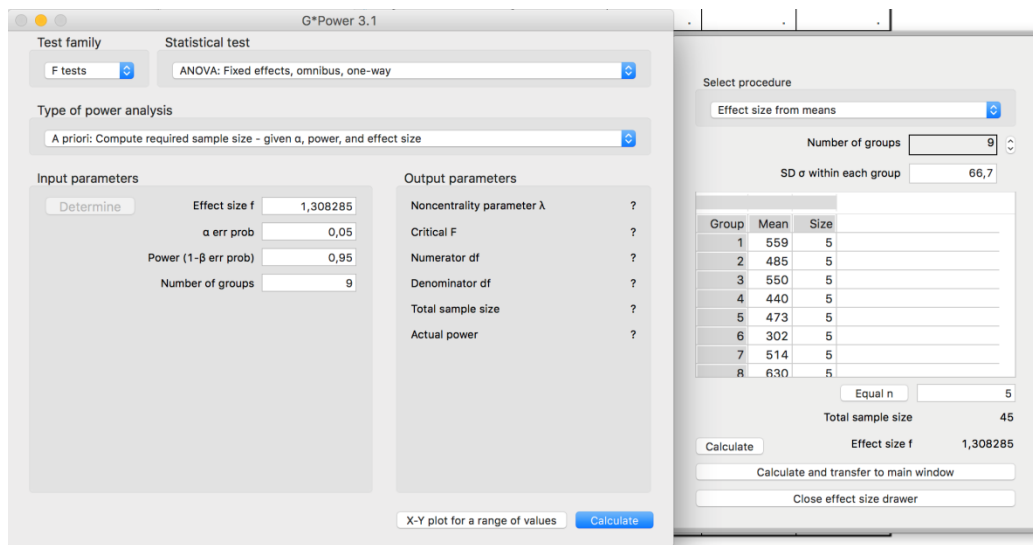


Fig. 14. Cálculo del tamaño muestral

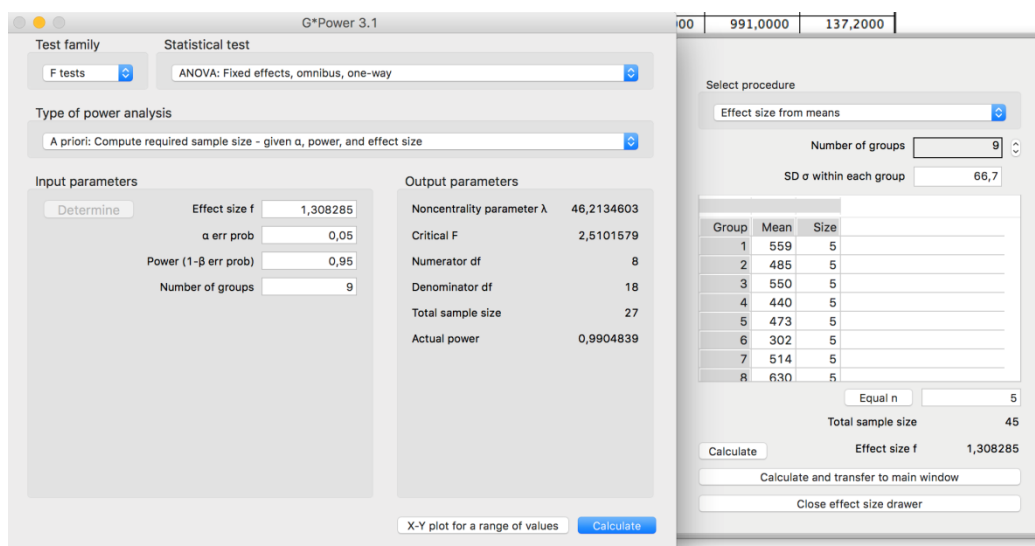


Fig 15. Cálculo del tamaño muestral

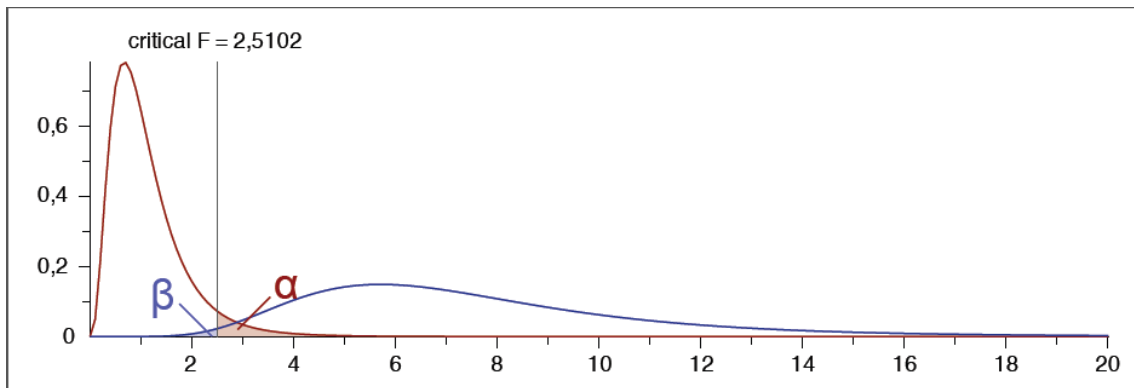


Fig. 16. Relación entre los errores tipo I (α) y II (β).

La siguiente tabla resume la composición y número de muestras de cada pilar utilizado en el estudio:

Grupo	Pilar	N	Composición tornillo protésico	Composición	Nombre comercial & fabricante
SA	Prefabricado	15	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	Hex-Lock Contour Abutment [®] (Zimmer Dental Inc, California, USA)
SA	Prefabricado	15	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	Straight Contour [®] (Implant Direct, California, USA)
SA	Prefabricado	15	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	Esthetic abutment [®] (Medical Implant System, Shlomi, Israel)



GC	Sobrecolable	15	Ti-6Al-4V	Aleación Au-Pd	"Cast-To" Gold Abutment [®] (Zimmer Dental Inc, California, USA)
GC	Sobrecolable	15	Ti-6Al-4V	Aleación Au-Pd	Gold Plastic Castable [®] (Implant Direct, California, USA).
GC	Sobrecolable	15	Ti-6Al-4V	Aleación Au-Pd	Gold Plastic Cylinder [®] (Medical Implant System, Shlomi, Israel)
CA	Calcinable	10	Ti-6Al-4V	Aleación Au-Pd	"Cast-To" Gold Abutment [®] (Zimmer Dental Inc, California, USA)
CA	Calcinable	15	Ti-6Al-4V	Aleación Co.Cr	Plastic Castable [®] (Implant Direct, California, USA).
CA	Calcinable	15	Ti-6Al-4V	Aleación Co-Cr	Plastic Cylinder [®] (Medical Implant System, Shlomi, Israel)



El implante seleccionado para el estudio fue un implante con conexión hexagonal interna Zimmer Biomet TSV (Fig. 17) con las siguientes características:

- Longitud de 13mm
- Diámetro de implante: 3,7mm.
- Diámetro de plataforma del implante: 3,5mm.
- Cuello pulido de 1mm.
- Compuesto por una aleación de titanio grado V: Ti-6Al-4V.

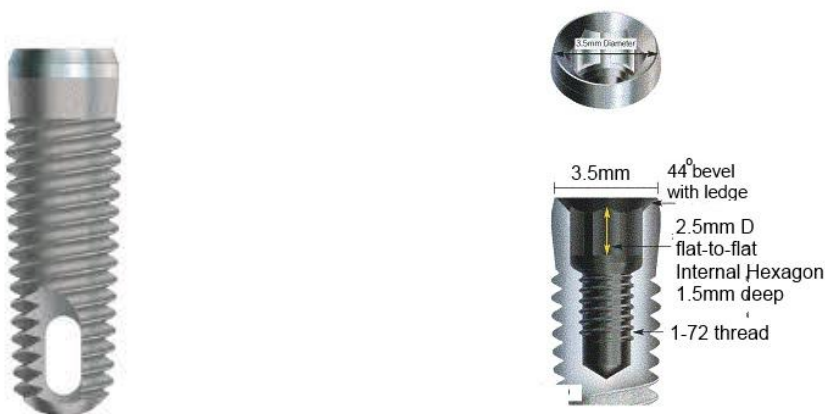


Fig. 17. Implante Zimmer TSV de 3,5mm de plataforma

3.1.1 Confección de las restauraciones

Se fabricaron un total de 100 coronas céramo-metálicas iguales con la forma anatómica de un primer premolar inferior, de las cuales:

- 60 coronas fueron diseñadas para cementar sobre 30 pilares prefabricados y 30 sobrecolables.



- 40 coronas fueron diseñadas, utilizando 30 pilares totalmente calcinables y 10 pilares sobrecolables en el caso de Zimmer, para atornillar directamente al implante.

Todas las restauraciones fueron realizadas por el mismo técnico de laboratorio mediante el uso de guías de silicona para obtener coronas con morfología idéntica.

1. Grupo de pilares preformados

30 coronas ceramo-metálicas (Fig. 18) fueron realizadas para cementar sobre 20 pilares prefabricados Zimmer, 20 Mis Ibérica y 20 Implant Direct. Los pilares se cortaron para dejarlos a la misma altura. Las coronas fueron coladas en una aleación cobalto-cromo (Remanium Co-Cr alloy, Dentaurum, Ispringen, Germany):

Composición	Cantidad %
Co	58
Cr	30
Mo	3
W	5,5
Si	1,5
Ta	1,25
N	<1



La estructura se revistió posteriormente con una cerámica feldespática de recubrimiento (IPS d.SIGN, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).



Fig. 18. Pilar prefabricado original con su respectiva corona ceramo-metálica

2. Grupo de pilares sobrecolados

Al igual que en el grupo anterior, se prepararon 30 coronas ceramo-metálicas (Fig. 19) para cementar utilizando la misma metodología. Para la confección de los pilares se sobrecoló el cilindro calcinable con base mecanizada en la aleación noble Protocol[®] (Ivoclar Vivadent[®], Schaan, Liechtenstein):

Composición	Cantidad %
Au	6
Pd	75,2
Ae	6,5
In	6,0
Ga	6,0
Ru	<1



Fig. 19. Pilar sobrecolable Mis conectado al correspondiente implante, previo a ser tratado en el laboratorio.

3. Grupo de pilares calcinables

Se realizaron 40 coronas ceramo-metálicas (Fig. 20) para atornillar directamente al implante. Diez de ellas se confeccionaron a partir de un pilar sobrecolado de la casa comercial Zimmer Biomet[®], ya que no disponían de pilares totalmente calcinables.

Las 30 coronas restantes se obtuvieron utilizando pilares totalmente calcinables de polioximetileno de las otras dos casas comerciales estudiadas. Se colaron en la misma aleación Co-Cr descrita anteriormente.



Fig. 20. Pilar calcinable Implant Direct[®] conectado a su correspondiente implante antes del colado y con la corona finalizada

3.1.2 Cementado y atornillado de las restauraciones

Los pilares y las coronas del tercer grupo de estudio fueron atornilladas a los implantes con el par de fuerzas indicado por los fabricantes de 30 N/cm² mediante el uso de una llave dinamométrica calibrada (Torque Wrench Restorative TWR, Zimmer Dental, Carlsbad, CA, USA). Posteriormente se comprobó el par de apriete con un medidor de torque PCE-TM 80(PCE Instruments, Meschede, Alemania) (Fig. 21).



Fig. 21. Llave dinamométrica y medidor de torque utilizados en el estudio

Posteriormente, las chimeneas de acceso a los tornillos de pilares y coronas atornilladas fueron selladas con politetrafluoroetileno expandido (PTFE) sobre el que se colocó un material de restauración provisional (Telio CS Inlay/Onlay®, Ivoclar Vivadent®, Schaan, Liechtenstein).

Las coronas de los dos primeros grupos de pilares se cementaron con un cemento de resina específico para implantes (Multilink® Implant, Ivoclar Vivadent®, Schaan, Liechtenstein). Para el cementado se utilizó una mordaza

de sujeción y una llave dinamométrica con una presión de cementado de 40N/cm^2 (Fig. 22).



Fig. 22. Cemento Multilink[®] Implant presentado comercialmente con sistema de automezclado. Llave dinamométrica y mordaza de sujeción utilizadas para cementar las coronas a los pilares.

3.1.3 Distribución y denominación final de los grupos

Los grupos quedaron distribuidos de la siguiente manera (Fig. 23):

- **Grupo SA:** compuesto por pilares prefabricados para técnica de cementado y subdividido en:
 - o Subgrupo Original (ZM): formado por 15 implantes Zimmer Biomet[®] TSV con restauraciones cementadas sobre pilar prefabricado Zimmer Biomet[®] (n=15).



- Subgrupo no original 1(MM): formado por 15 implantes Zimmer Biomet[®] TSV con restauraciones cementadas sobre pilar prefabricado MIS[®] (n=15).
- Subgrupo no original 2 (IDM): formado por 15 implantes Zimmer Biomet[®] TSV con restauraciones cementadas sobre pilar prefabricado Implant Direct[®] (n=15).
- **Grupo GC:** compuesto por pilares sobrecolados para técnica de cementado y subdividido en:
 - Subgrupo Original (ZS): formado por 15 implantes Zimmer Biomet[®] TSV con restauraciones cementadas sobre pilar sobrecolado Zimmer Biomet[®] (n=15).
 - Subgrupo no original 1 (MS): formado por 15 implantes Zimmer Biomet[®] TSV con restauraciones cementadas sobre pilar sobrecolado MIS[®] (n=15).
 - Subgrupo no original 2 (IDS): formado por 15 implantes Zimmer Biomet[®] TSV con restauraciones cementadas sobre pilar sobrecolado Implant Direct[®] (n=15).
- **Grupo CA:** compuesto por pilares colados confeccionados para atornillar directamente a implante y subdividido en:
 - Subgrupo Original (ZC): formado por 10 implantes Zimmer Biomet[®] TSV con restauraciones atornilladas directamente a implante realizadas sobre un pilar sobrecolado Zimmer Biomet[®] (n=10). Este tipo de pilar es igual que el utilizado en el grupo anterior, por lo que el ajuste marginal vertical no se volvió a medir en este subgrupo, de ahí que la muestra sea inferior que en el resto.



- Subgrupo no original 1 (MC): formado por 15 implantes Zimmer Biomet® TSV con restauraciones atornilladas directamente a implante realizadas sobre un pilar colado MIS® (n=15).
- Subgrupo no original 2 (IDC): formado por 15 implantes Zimmer Biomet® TSV con restauraciones atornilladas directamente a implante realizadas sobre un pilar colado Implant Direct® (n=15).

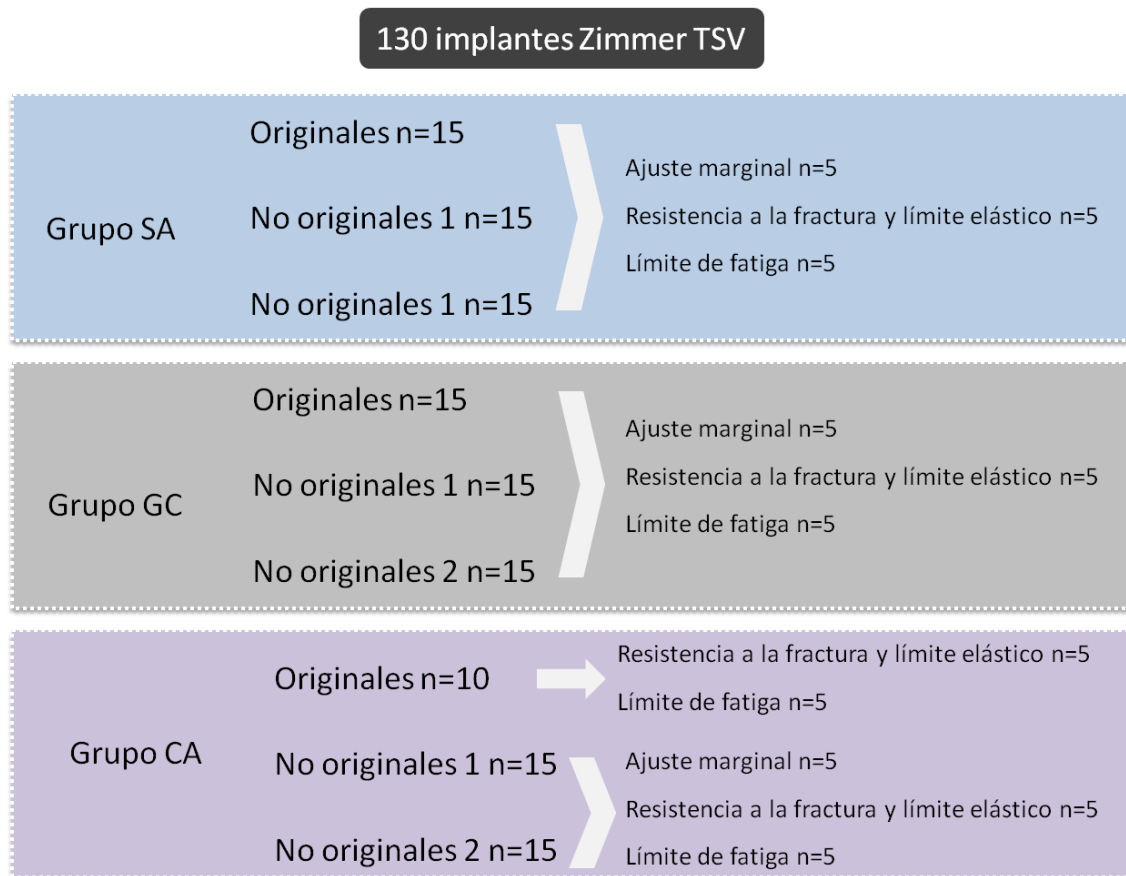


Fig. 23. Distribución de los grupos y ensayos realizados



3.2 Evaluación del ajuste marginal vertical

3.2.1 Preparación de las muestras para la medición en el microscopio

a) Embutido de los especímenes

Se embutieron las muestras en resina acrílica transparente termoplástica (Tecmicro, S.A.) utilizando una prensa de montaje (Evolution, Remet, Italy)(Fig. 24).



Fig. 24. Máquina para montaje en resina de las muestras.

b) Sección de las muestras

Una vez embutidas se procedió a la sección por el eje longitudinal del conjunto implante-restauración. Para ello, se utilizó una cortadora (Micromet, Remet, Italy) con un disco de diamante (Fig. 25).

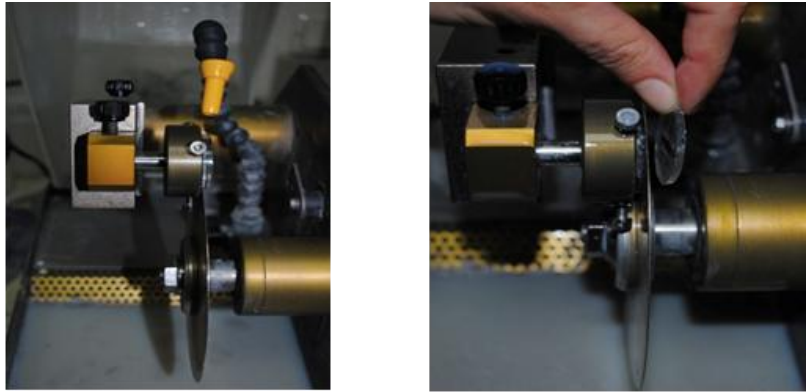


Fig. 25. sección por el eje longitudinal de la muestra.

c) Pulido de los especímenes

A continuación, se procedió al pulido de los especímenes (Figs. 26 y 27) en una pulidora (Struers Rotopol-22). En un primer momento, se realizó un pulido con un disco de carburo de silicio de tamaño de grano de 26 micras (grid 1500) durante cinco minutos. Después se usó durante el mismo tiempo un disco del mismo material pero de un tamaño de grano de 18 micras (grid 2500). Para finalizar, se pulieron las muestras con una suspensión de dióxido de sílice durante otros cinco minutos mediante paños de terciopelo.



Fig. 26. Pulidora utilizada con diferentes discos para la preparación de las muestras



Se realizó este procedimiento de forma estandarizada en todas las muestras. Sin embargo, debido a la dificultad de pulido que presenta el titanio, hubo que aumentar los tiempos hasta 10 minutos en alguna de las fases en algunas muestras.

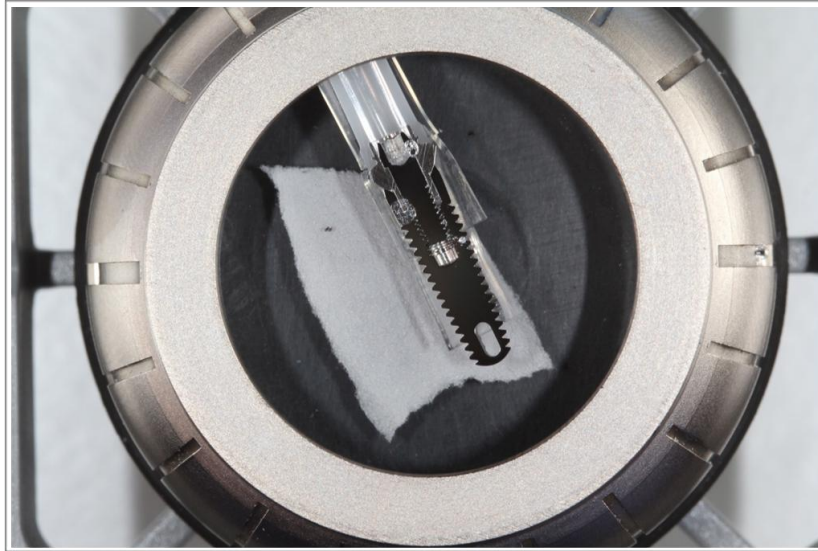


Fig. 27. Imagen final de la muestra tras la fase de pulido

3.2.3 Medición del ajuste marginal vertical

Para la realización de las mediciones se utilizó microscopía electrónica de barrido (MEB) (Phenom™ G2 pro SEM 5 Kv, Eindhoven, Holanda) (Fig. 28) ya que permitía obtener imágenes con un alto grado de magnificación y conseguir imágenes precisas de las interfases estudiadas. A través de aplicaciones de software específicas permitía también la medición de manera exacta y precisa del desajuste existente en micras, siendo este un método de medición más exacto que otros actualmente disponibles.



El tipo de microscopio que se utilizó, no precisa, además, metalización previa de las muestras, lo cual supuso un ahorro de tiempo y recursos.



Fig. 28. Microscopio Phenom™ G2 pro SEM

Para introducir adecuadamente los especímenes, el microscopio incorpora unos portamuestras en los que encajan las muestras embutidas en resina con la prensa anteriormente citada y utilizada (Fig. 29).



Fig. 29. Porta muestras para introducir muestras en el microscopio.



Nada más introducir el objeto en el microscopio, este nos ofrece una imagen de microscopía óptica a 20 aumentos (Fig. 30).

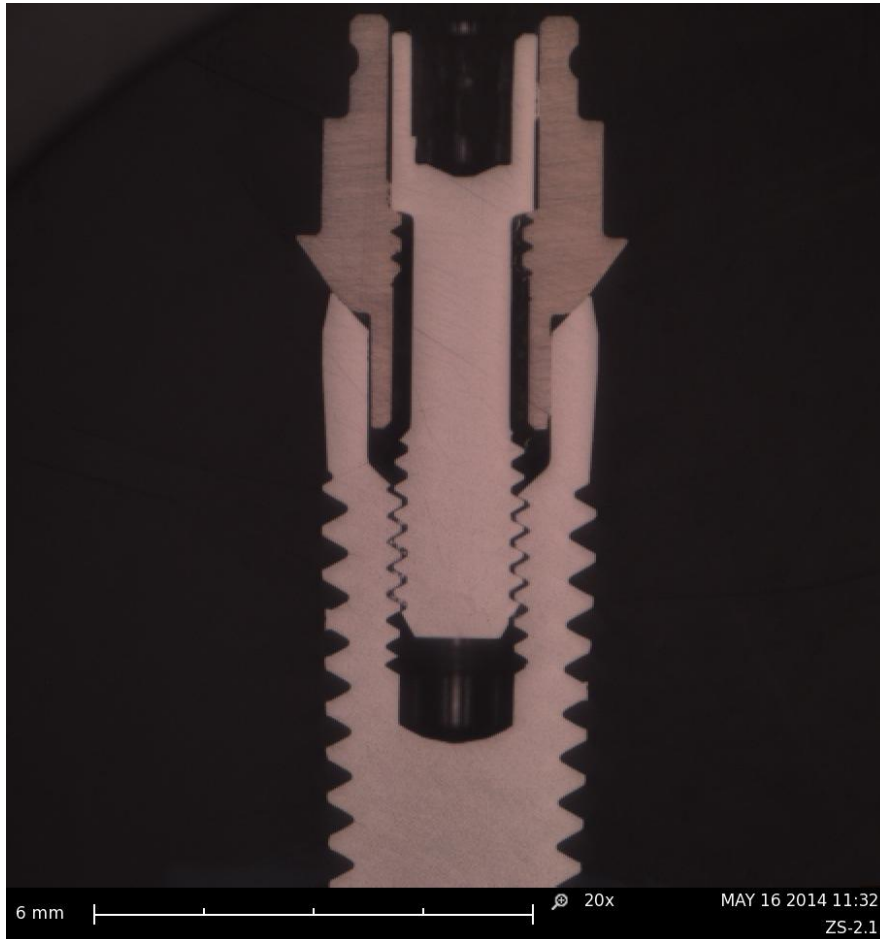


Fig. 30. Imagen en la modalidad de microscopio óptico a 20 aumentos del espécimen GC original.

A continuación, se pasó a la modalidad de microscopio electrónico y se tomaron todas las imágenes a 560 aumentos (Fig. 31). Este número de aumentos permitía poder observar de manera adecuada el desajuste existente entre pilar e implante.

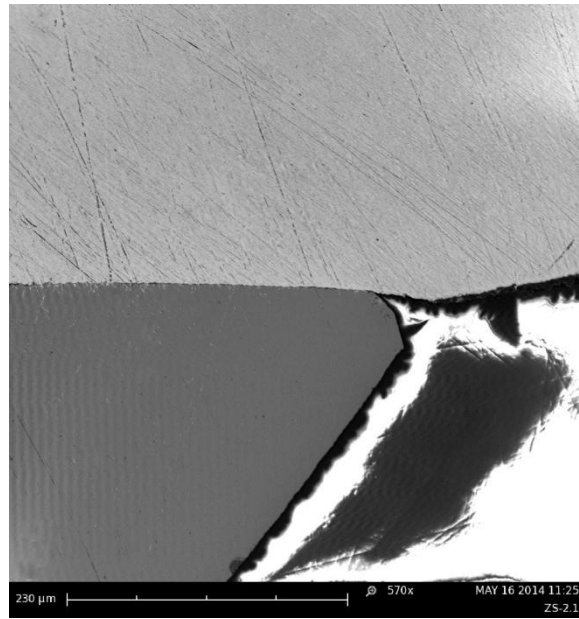


Fig. 31. Imagen de la interfase pilar-implante a 570 aumentos

Una vez localizada la zona a estudiar, se realizó la medición del desajuste marginal vertical.

3.3 Estudio de resistencia a la fractura y límite elástico

Para realizar el estudio de la resistencia a la fractura se siguieron las especificaciones de la Norma ISO 14801:2007⁵³:

1. Montaje de los especímenes en una resina epóxica con un módulo de elasticidad de 3 GPa o superior.
2. Simulación de una pérdida ósea periimplantaria dejando 3mm de implante expuesto, desde el cuello del implante en sentido corono-apical.
3. Colocación del espécimen en un ángulo de 30°.



a. Selección de la resina epóxica.

Para llevar a cabo la preparación de los especímenes se utilizó una resina con un módulo de elasticidad de 12 GPa (Fig. 32) (Epoxyure resin, Buehler[®], Lake Bluff MN, EEUU) similar al hueso humano (18 GPa).



Fig. 32. Resina epóxica utilizada para el montaje de las probetas.

b. Simulación de la pérdida ósea periimplantaria.

Todas las probetas fueron montadas en la resina epóxica seleccionada, utilizando cuatro moldes de silicona (ATM-M[®], Mammelzen, Alemania) de un tamaño de 55 mm de largo, 30 mm de ancho y 22 mm de altura. Los especímenes se introdujeron en la resina epóxica utilizando posicionadores de silicona. Estos posicionadores, colocados horizontalmente sobre el molde, permitieron dejar tres milímetros del implante al descubierto desde la plataforma en sentido apical, simulando una pérdida ósea periimplantaria de 3 mm (Fig. 33) según las especificaciones de la norma de estandarización internacional.

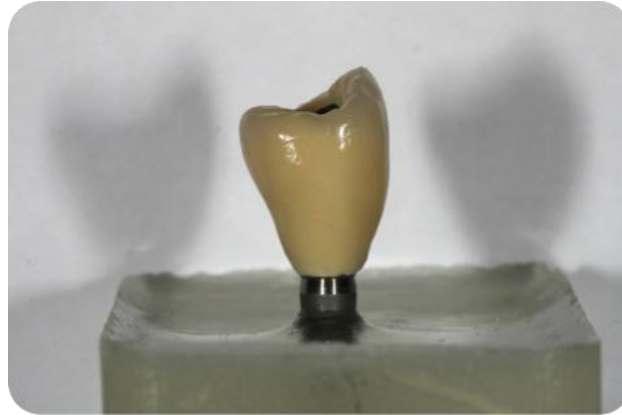


Fig. 33. Probeta montada en resina epóxica según las especificaciones de la Norma ISO 14801:2007.

c. Colocación del espécimen en un ángulo de 30°

Para poder situar los especímenes en un ángulo de 30° se diseñó una pieza especial, que permitiera poder introducir los especímenes en la máquina de ensayo universal (Shimadzu® AG-x series, Kyoto, Japón) en el ángulo requerido por la norma ISO 14801:2007 (Figs. 34 y 35). Esta pieza fue diseñada con dos mordazas de sujeción y con la posibilidad de poder girarse en sentido horizontal para garantizar la colocación de todos los especímenes siempre en la misma posición, así como también se diseñó para que no sufriera ningún tipo de deformación o alteración durante la aplicación de la carga.

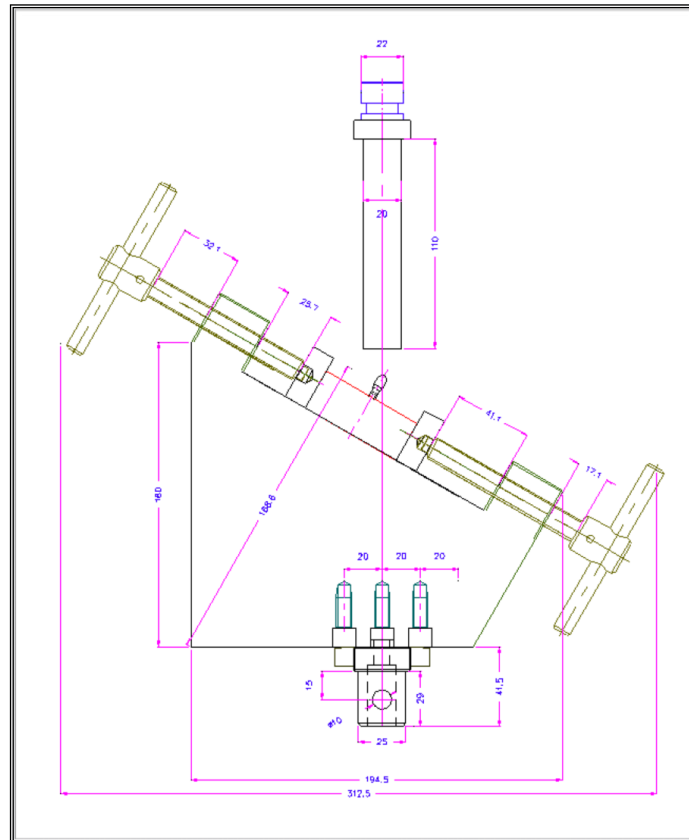


Fig. 34. Plano de la pieza utilizada para la colocación de las muestras en un ángulo de 30°

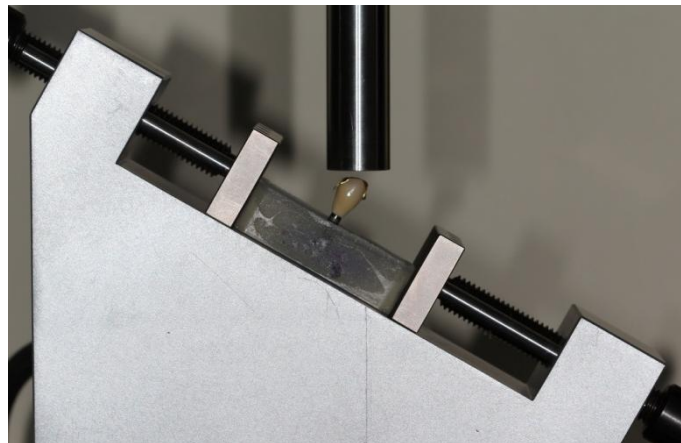


Fig. 35. Pieza colocada en la máquina de ensayo universal con el espécimen colocado en un ángulo de 30°



Las pruebas de resistencia a la fractura se llevaron a cabo en una máquina de ensayo universal (Shimadzu AG-x series[®], Shimadzu[®], Kyoto, Japón) con una célula de carga de 5000 N. La aplicación de la carga se realizó sobre las cúspides de los especímenes, utilizando un aditamento con una superficie plana interponiendo una lámina de latón de 0,5 mm para distribuir adecuadamente la carga.

La velocidad de desplazamiento de la célula de carga de la máquina de ensayos universales fue de 0,5 mm/min⁻¹ y la carga fue aplicada hasta producirse la deformación permanente o fractura de alguno de los componentes del conjunto implanto-protésico. Los datos fueron obtenidos en Newtons, mediante una aplicación informática específica (Trapezium X[®] software, Shimadzu[®], Kyoto, Japón). Los datos de carga (N) y de desplazamiento (mm) fueron recogidos a lo largo de todo el experimento mediante el software Trapezium (Trapezium X Software, Shimadzu).

Los datos obtenidos fueron ordenados mediante la aplicación informática Excel[®] 2010 (Microsoft Corporation[®], Redmond WA, EEUU), para seguidamente ser analizados estadísticamente mediante la aplicación informática SPSS[®] 19.0 para Mac[®] (SPSS[®] inc, Chicago IL, EEUU).



3.4 Estudio del comportamiento en fatiga

3.4.1 Termo-ciclado en saliva artificial

Antes de comenzar con la fatiga mecánica, las muestras de este estudio se termo-ciclaron en saliva artificial durante 10.000 ciclos. Las muestras se sumergían en un baño de saliva artificial a 5°C durante 20 segundos, seguidas de un periodo fuera de la saliva de 10 segundos durante los cuales se estabilizaban térmicamente para posteriormente introducirse durante otros 20 segundos en un segundo baño de saliva a 55°C⁵⁴. El objetivo de estos contrastes térmicos es exponer a las muestras a temperaturas extremas que se pueden producir en la cavidad oral⁵⁵. La saliva artificial fue preparada en el laboratorio de investigación de la Universidad Complutense de Madrid siguiendo la fórmula de Fusayama-Meyer⁵⁶, cuya composición es la siguiente:

Componente	Cantidad (g/l)
CaCl ₂ 2H ₂ O	0,906
NaH ₂ 2H ₂ O	0,690
KCl	0,4
NaCl	0,4
Na ₂ S 9H ₂ O	0,005
Urea	1

La saliva se preparó con un pH=7.



3.4.2 Ensayos bajo carga dinámica

Una vez finalizado el termo-ciclado, las muestras fueron testadas bajo carga dinámica. Se utilizó una máquina Shimadzu electromagnética diseñada para este tipo de ensayos (EMT-1KNV-30). Las muestras se colocaron siguiendo la norma ISO 14801: 2007 con una inclinación de 30° respecto al eje del pistón. Al igual que en los ensayos de carga estática, los implantes se embutían en la misma resina simulando 3mm de pérdida de hueso.

Los ensayos se realizaron con un valor constante de frecuencia de 2Hz durante 2.000.000 de ciclos, lo cual representa aproximadamente 4 años de masticación considerando que diariamente se hacen 1400 ciclos⁵⁷. Cada grupo de probetas comenzaba el ensayo con una carga de 180N. Se determinó empezar con esta carga ya que supone la fuerza media generada en la zona de premolares y zona anterior de la cavidad oral, que es donde se colocarían preferentemente los implantes de 3,75mm de diámetro⁵⁸.

Si una vez que finalizaban los 2.000.000 de ciclos no se producía el fallo, se comenzaba de nuevo el ensayo con la misma probeta a mayor carga (incrementándose entre 20-100 N) hasta que se detectaba algún punto de fractura o una deformación mayor de 2mm. Una vez se producía el fallo, se registraba en una tabla de Excel la carga a la que fracturaba. La segunda probeta se fatigaba con carga inmediatamente inferior a la que se había fracturado la anterior, estableciéndose de este modo el límite de fatiga si finalizaba los 2.000.000 ciclos sin sufrir daño y fracturaba con la misma carga que la primera probeta. Las siguientes probetas se fatigaban a mayores cargas



para, a partir de los datos de fractura, poder representar en un gráfico las curvas S-N.

3.4.3 Tratamiento de los datos y muestras una vez finalizado el ensayo

El número de ciclos alcanzado por cada muestra se registró y representó en una gráfica en la cual el eje X representaba el número de ciclos en escala logarítmica y el eje Y la carga (curva S-N) mediante el software Origin Pro (OriginLab, Northampton, Massachusetts, USA). Los puntos teóricos experimentales en las curvas S-N se ajustaron a una ecuación de regresión exponencial:

$$P = F_m \cdot t^{bm}$$

P_{\max} corresponde a la carga máxima aplicada (eje Y), F_m la carga máxima registrada en carga estática, N_f el número de ciclos hasta fallo (eje X) y b la pendiente del ajuste, que es el exponente de fatiga.

La resistencia a la fatiga de los materiales se cuantificó a partir del exponente de fatiga (b) y el coeficiente de fatiga (P_{\max}/F_m). Este se calculó con los datos del límite de fatiga y carga máxima registrada en los ensayos de carga estática para cada tipo de pilar.

Las probetas fracturadas y/o deformadas se inspeccionaron en un microscopio electrónico de barrido para el análisis de la fractura.

IV. Resultados



Los resultados se presentan en función de cada uno de los tres ensayos realizados.

4.1 Resultados de ajuste marginal vertical

a) Grupo SA

Bajo 570 aumentos no se observó ninguna zona de desajuste medible en ninguno de los tres subgrupos estudiados. En las siguientes imágenes (Figs. 36,37 y 38) se puede observar una imagen obtenida en el SEM de cada tipo de pilar bajo 20 y 560 aumentos:

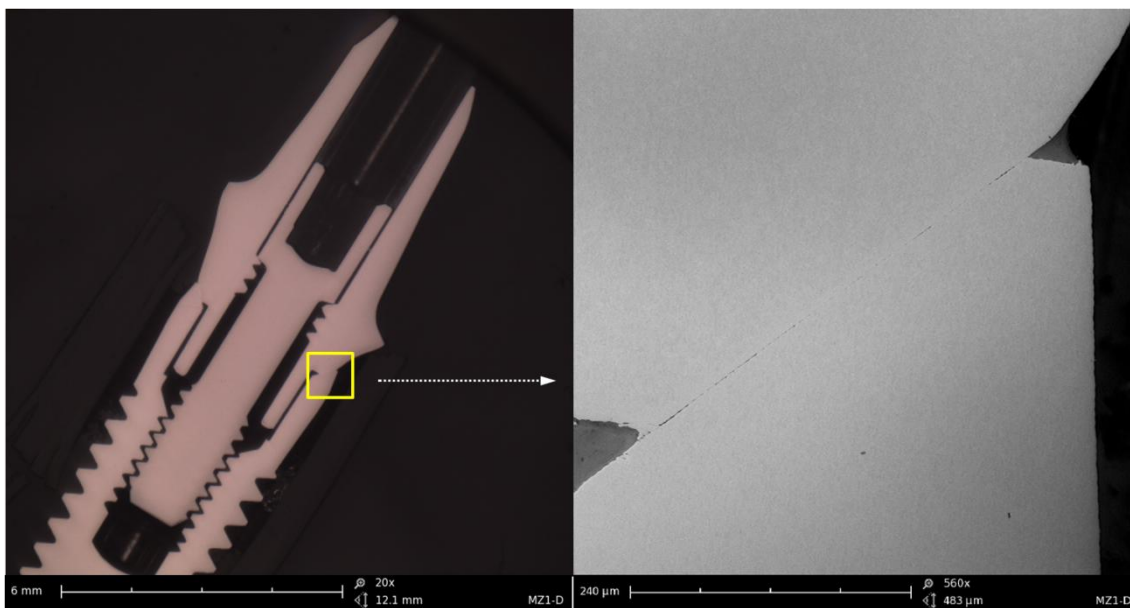


Fig. 36. Imagen representativa de unos de los pilares ZM.

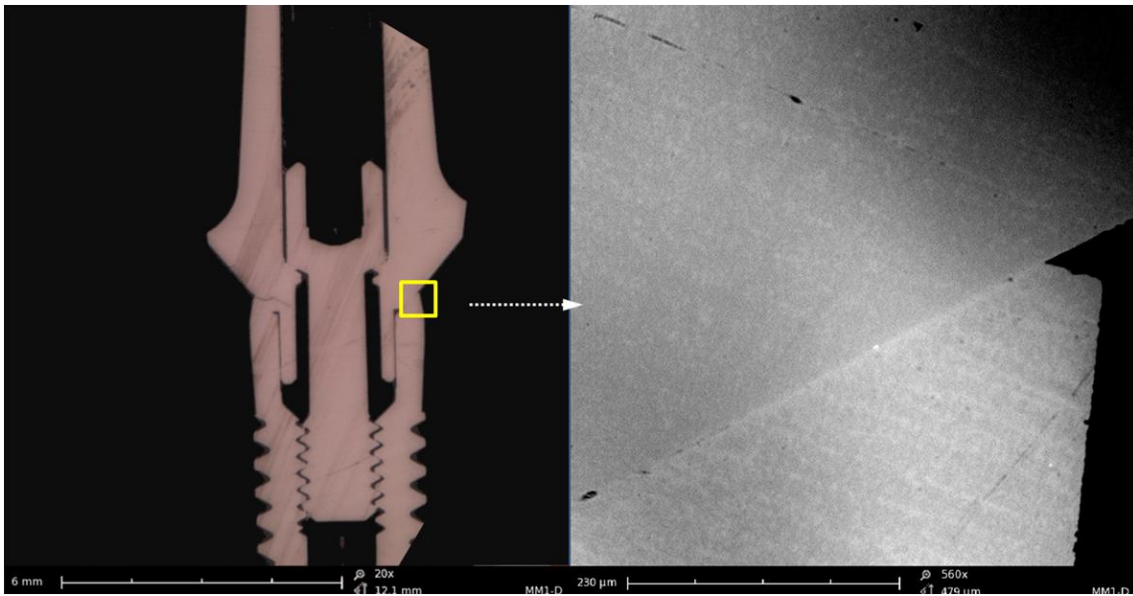


Fig. 37. Imagen representativa de uno de los pilares MM.

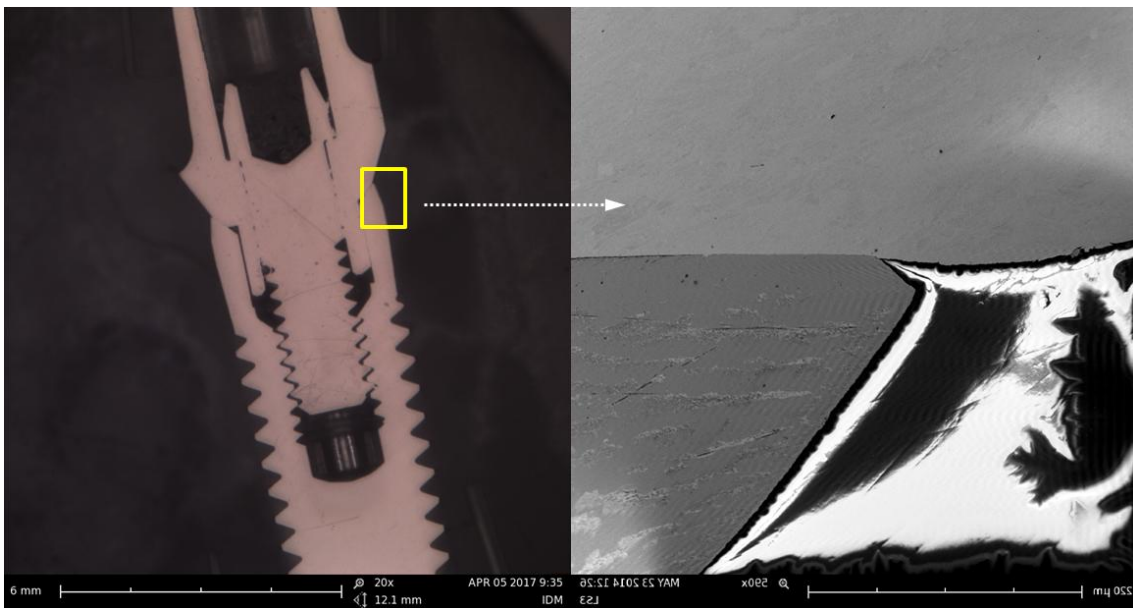


Fig. 38. Imagen representativa de uno de los pilares IDM.

b) Grupo GC

Al igual que en el grupo anterior no se observa ningún desajuste medible (Figs. 39,40 y 41).

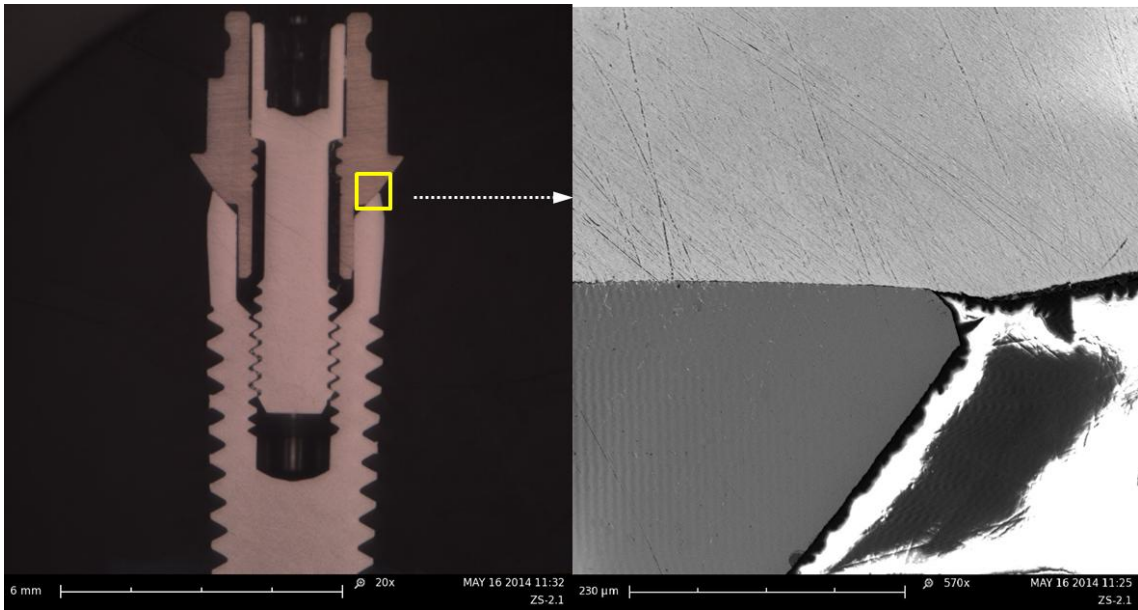


Fig. 39. Imagen representativa de uno de los pilares ZS.

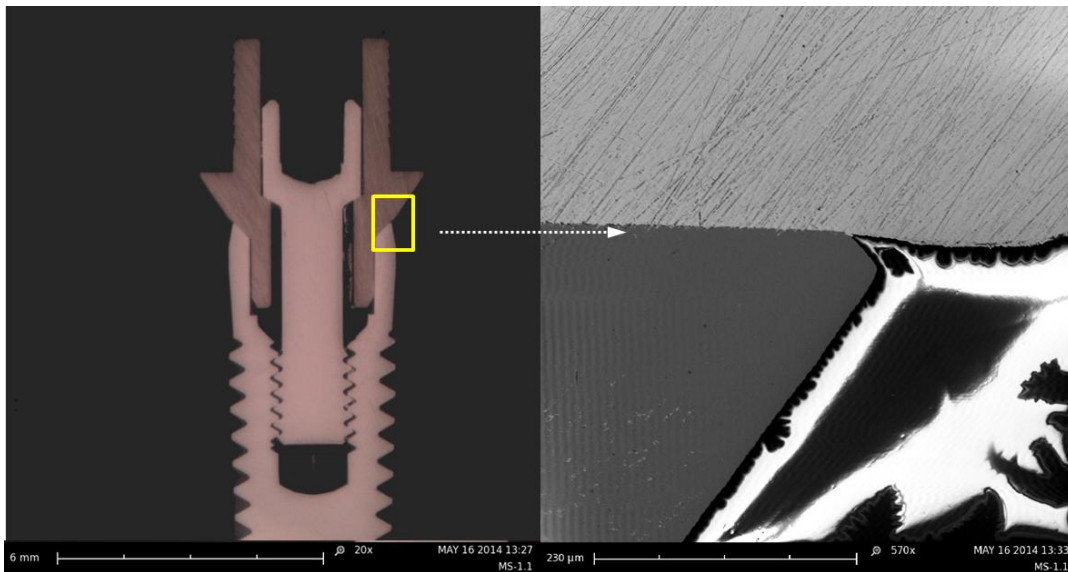


Fig. 40. Imagen representativa de uno de los pilares MS.

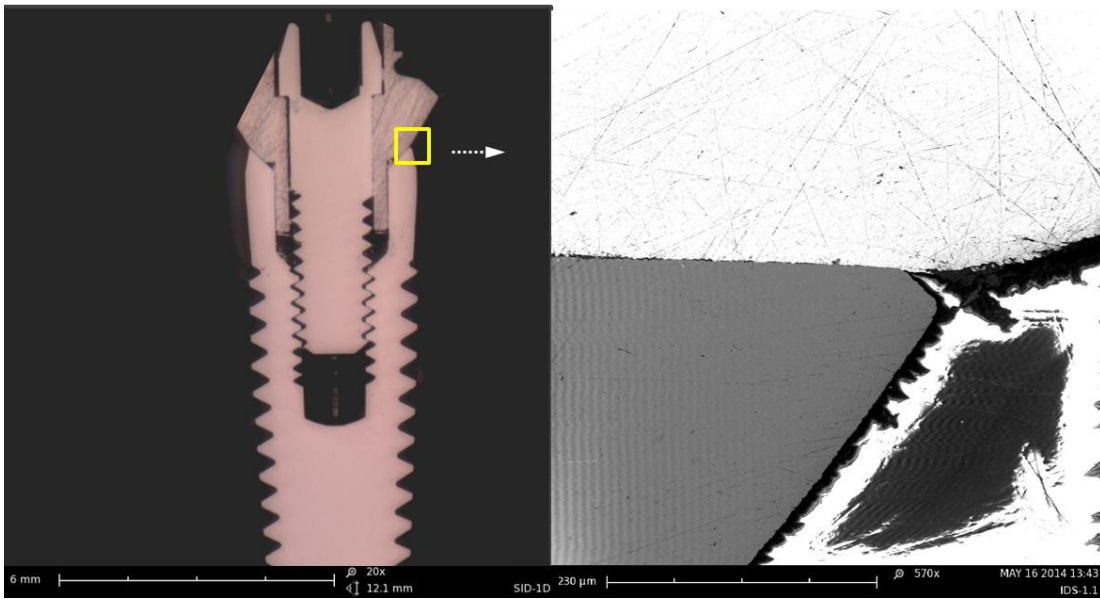


Fig. 41. Imagen representativa de uno de los pilares IDS.

c) Grupo CA

Si que se observan desajustes en los subgrupos MC e IDC (Figs. 42 y 43)

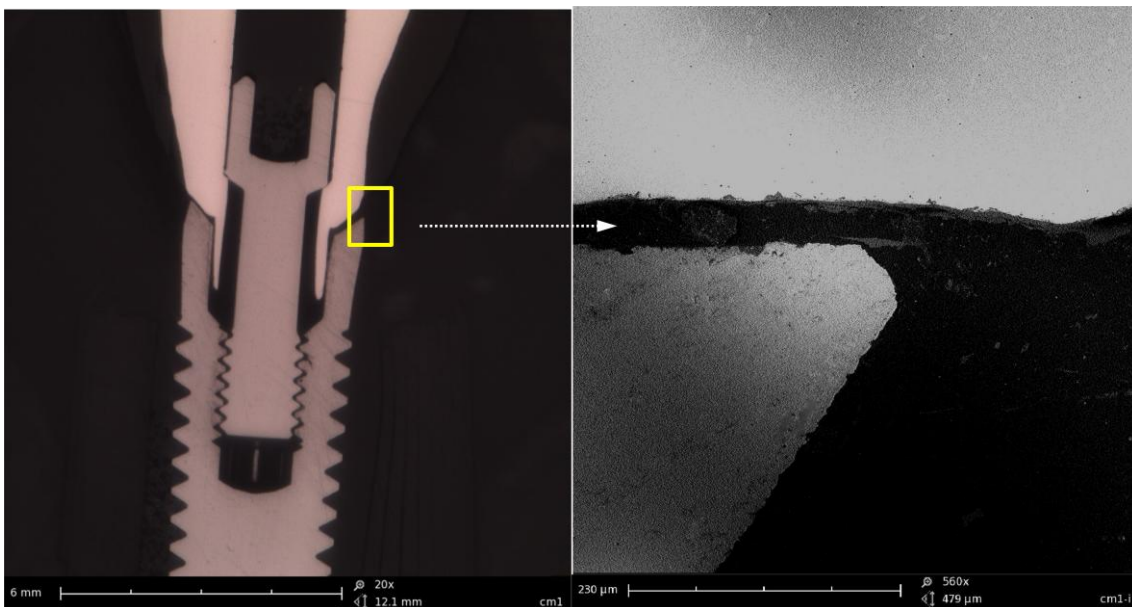


Fig. 42. Imagen representativa de uno de los pilares MC

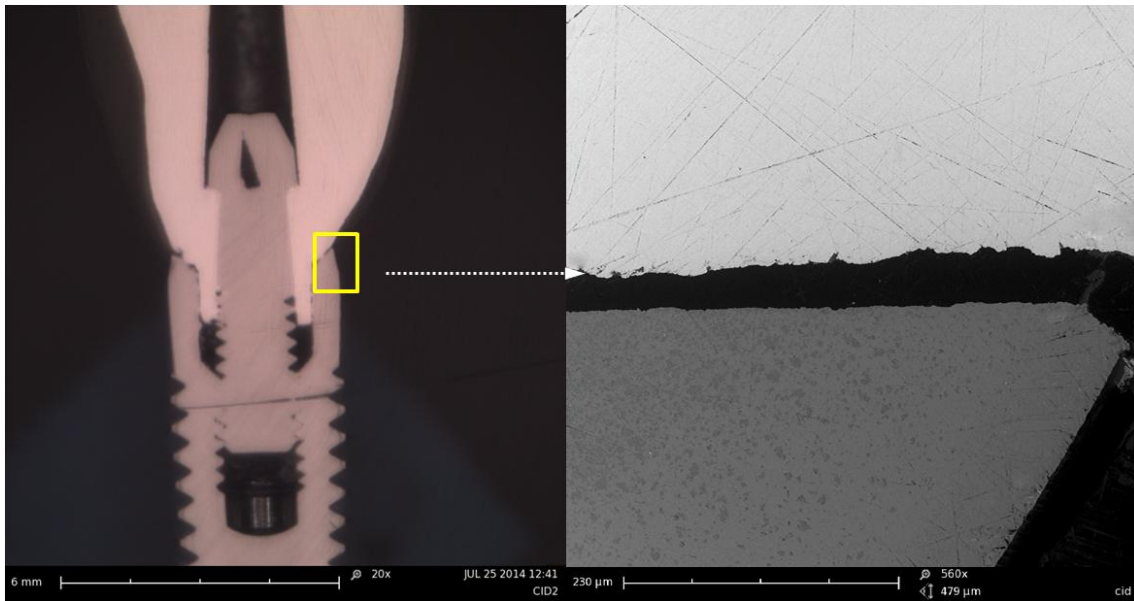


Fig. 43. Imagen representativa de uno de los pilares IDC.

En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos en la medición del ajuste marginal vertical:

Grupo	Pilar	Ajuste marginal vertical (μm)
Pilares prefabricados (Grupo SA)	ZM	-
	MM	-
	IDM	-
Pilares sobrecolables (Grupo GC)	ZS	-
	MS	-
	IDS	-
Pilares colados (Grupo CA)	ZC	No existe
	MC	63 ± 28
	IDC	20 ± 13



No se observa ningún desajuste en los pilares de los grupos prefabricados ni sobrecolables. Sí que se puede medir el desajuste marginal vertical en los pilares colados, ambos no originales, ya que la casa comercial de los implantes no comercializa este tipo de aditamentos.

4.2 Resultados de carga estática:

Los ensayos de carga estática permitieron obtener el límite elástico de cada probeta y la carga máxima que soportaban. Los datos obtenidos en la máquina de ensayos se registraron en el software vinculado a la misma (Trapezium, Shimadzu®). Dichos datos fueron extraídos para ser analizados y representados gráficamente en con el programa informático Origin Pro8 para Windows (OriginLab). En la gráfica obtenida para cada probeta se identifican dos puntos:

- a) Límite elástico: se identifica como el punto en el que la curva tensión-desplazamiento se desvía un 10% de la línea recta que representa el comportamiento elástico del material.
- b) Carga máxima: punto de máxima fuerza a la que llega la probeta sin fracturarse.



a) Grupo SA (Prefabricados)(Fig.44)

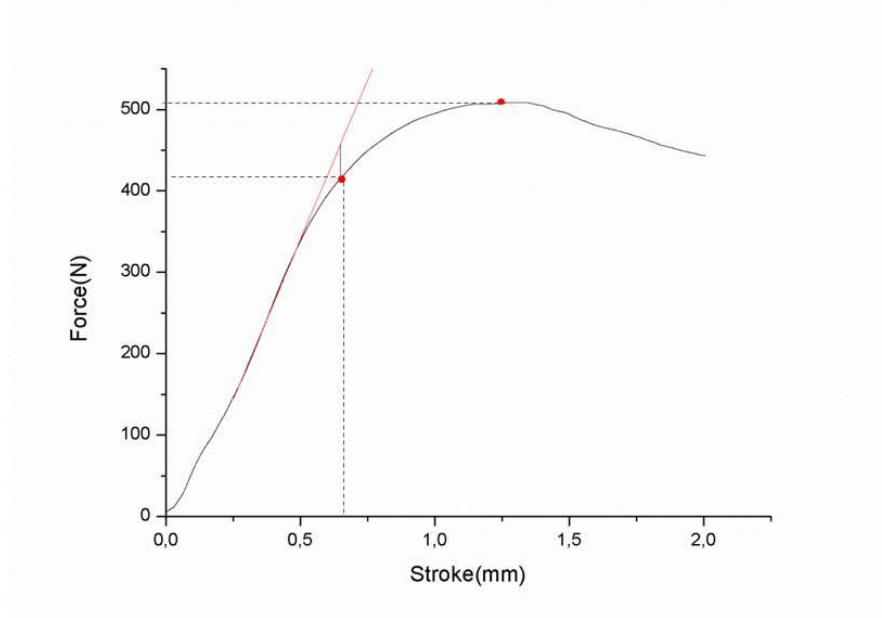


Fig. 44. Gráfica correspondiente a un pilar ZM.



Los resultados de los pilares prefabricados se resumen en la siguiente tabla:

Pilares prefabricados	Probeta	Límite elástico (N)	Carga máxima (N)
ZM (Zimmer Biomet)	1	560	698
	2	540	698
	3	702	891
	4	578	704
	5	415	509
MM (MIS)	1	509	1004
	2	497	950
	3	461	621
	4	473	674
	5	485	814
IDM (Implant Direct)	1	752	1181
	2	603	1030
	3	348	801
	4	497	952
	5	550	991



Estadística de límite elástico

- Estadística descriptiva

	N	Media	Desviación estándar	IC para la media al 95%	
				Límite inf	Límite sup
ZM	5	559	102,3	432	686
MM	5	485	18,9	461	509
IDM	5	550	147,7	367	733

Los pilares originales obtienen el resultado más alto (559 N).

- Estadística inferencial

Con los datos obtenidos se realizaron las pruebas de normalidad con el objetivo de determinar los test estadísticos a realizar.

Se cumplieron los principios de normalidad, por lo que se decidió el test ANOVA.



Grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	Df	Sig.	Statistic	Df	Sig.
ZM	.226	5	.200*	.954	5	.764
MM	.136	5	.200*	.987	5	.967
IDM	.160	5	.200*	.992	5	.985

a. Corrección de la significación de Lilliefors

*. Este es un límite inferior de la significación verdadera

ANOVA

	Sum of Squares	Df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	16303.333	2	8151.667	.749	.494
Within Groups	130574.000	12	10881.167		
Total	146877.333	14			

No se observaron diferencias significativas en el límite elástico entre pilares originales y no originales.



Estadística de carga máxima

- Estadística descriptiva

	N	Media	Desviación estándar	IC para la media al 95%	
				Límite inf	Límite sup
ZM	5	700	135,1	532	868
MM	5	813	166,9	605	1020
IDM	5	991	137,2	821	1161

- Estadística inferencial

Al igual que en el caso anterior se cumplieron los principios de normalidad, por lo que se compararon los grupos con el test de ANOVA y los test post hoc de Tukey y Duncan para ver las diferencias entre los grupos.



Grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	Df	Sig.	Statistic	Df	Sig.
ZM	,294	5	,182	,893	5	,374
MM	,197	5	,200*	,926	5	,567
IDM	,188	5	,200*	,979	5	,928

a. Corrección de la significación de Lilliefors

*. Este es un límite inferior de la significación verdadera

ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	215310,533	2	107655,267	4,975	,027
Within Groups	259663,200	12	21638,600		
Total	474973,733	14			



Dependent Variable		(I) Pilar	(J) Pilar	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Carga Máxima	Tukey HSD	ZM	MM	,470	-360.80	1135.60
			IDM	,022	-539.20	-42.80
		MM	ZM	,470	-135.60	360.80
			IDM	,176	-426.60	69.80
		IDM	ZM	,022	42.80	539.20
			MM	,176	-69.80	426.60

El test post hoc de Tukey indica que existen diferencias estadísticamente significativas entre los pilares originales y los no originales de Implant Direct®.



b) Grupo GC (Sobrecolables) (Fig.45)

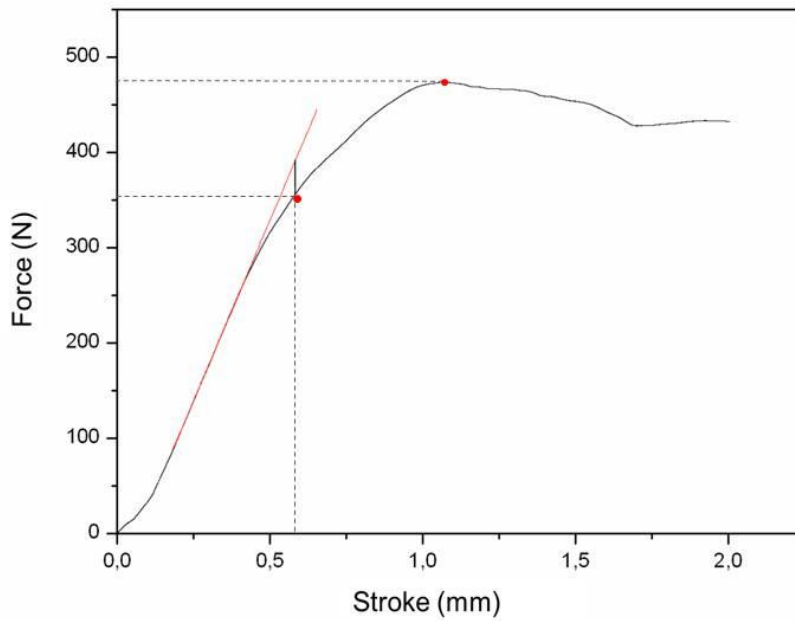


Fig. 45. Gráfica correspondiente a un pilar MS

Pilares Sobrecolados	Probeta	Límite elástico (N)	Carga máxima (N)
ZS(Zimmer Biomet)	1	479	797
	2	453	774
	3	402	710
	4	427	733
	5	439	751



MS (MIS)	1	358	474
	2	587	683
	3	447	512
	4	498	644
	5	475	577
IDS (Implant Direct)	1	319	704
	2	273	626
	3	282	637
	4	311	691
	5	325	662

V. Estadística de límite elástico

- Estadística descriptiva

N	N	Media	Desviación estándar	IC para la media al 95%	
				Límite inf	Límite sup
ZS	5	440	28,7	404	476
MS	5	473	82,9	370	576
IDS	5	302	23,1	273	331

Los pilares MS obtienen el resultado más alto ($473 \pm 82,9$ N).



- Estadística inferencial

Con los datos obtenidos se realizaron las pruebas de normalidad con el objetivo de determinar los test estadísticos a realizar.

Se cumplieron los principios de normalidad, por lo que se aplicó el test ANOVA.

Grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	Df	Sig.	Statistic	Df	Sig.
ZS	,126	5	,200*	,999	5	,1000
MS	,182	5	,200*	,983	5	,951
IDS	,251	5	,200*	,884	5	,327

a. Corrección de la significación de Lilliefors

*. Este es un límite inferior de la significación verdadera

ANOVA

	Sum of Squares	Df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	82290,000	2	41145,000	14,975	,001
Within Groups	32970,000	12	2747,500		
Total	115260,000	14			



Dependent Variable		(I) Pilar	(J) Pilar	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Límite elástico	Tukey HSD	ZS	MS	,593	-121,4	55,4
			IDS	,003	49,5	226,4
		MS	ZS	,593	-55,4	121,4
			IDS	,001	82,5	259,4
		IDS	ZS	,003	-226,4	-49,5
			MS	,001	-259,4	-82,5

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los pilares ZS e IDS y entre MS e IDS.



VI. Estadística de carga máxima

- Estadística descriptiva

	N	Media	Desviación estándar	IC para la media al 95%	
				Límite inf	Límite sup
ZS	5	753	34	711	795
MS	5	578	87,4	469	686
IDS	5	664	33,6	622	706

Los pilares ZS presentan la mayor media de carga máxima (753 ± 34 N).

- Estadística inferencial

Al igual que en el caso anterior se cumplieron los principios de normalidad, por lo que se compararon los grupos con el test de ANOVA y los test post hoc de Tukey para ver las diferencias entre los grupos.

Grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	Df	Sig.	Statistic	Df	Sig.
ZS	,131	5	,200	,990	5	,981
MS	,175	5	,200*	,954	5	,769
IDS	,189	5	,200*	,934	5	,624

a. Corrección de la significación de Lilliefors

*. Este es un límite inferior de la significación verdadera



ANOVA

	Sum of Squares	Df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	76570,000	2	38285,000	11,575	,002
Within Groups	39690,000	12	3307,500		
Total	116260,000	14			

Dependent Variable	(I) Pilar	(J) Pilar	Sig.	95% Confidence Interval			
				Lower Bound	Upper Bound		
Carga Máxima	Tukey HSD	ZS	MS	,001	77,962	272,038	
			IDS	,073	-8,038	186,038	
		MS	ZS	,001	-272,038	-77,962	
			IDS	,085	-183,038	11,038	
		IDS	ZS	ZS	,073	-186,038	8,038
				MS	,085	-11,038	183,038

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los pilares ZS y MS.



c) Grupo CA (Calcinables) (Fig.46)

Recordemos una vez más que la marca original a los implantes del estudio no dispone de este tipo de aditamentos, por lo que se realizó una comparación con pilares sobrecolados atornillados.

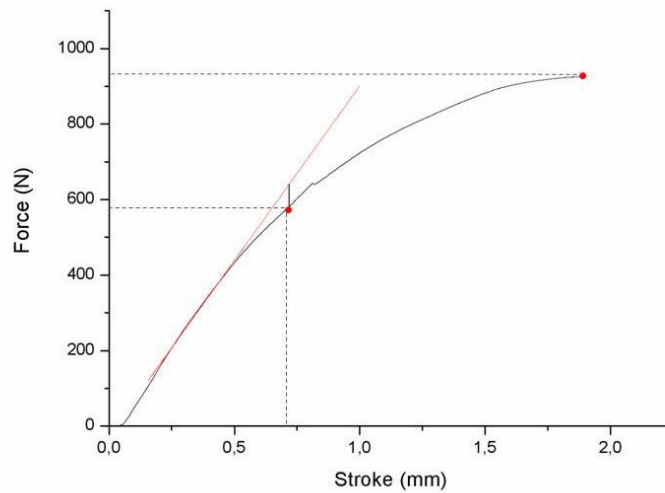


Fig. 46. Gráfica correspondiente a un pilar IDC.



Pilares Colados	Probeta	Límite elástico (N)	Carga máxima (N)
ZC (Zimmer Biomet)	1	510	799
	2	519	698
	3	517	731
	4	511	766
	5	513	751
MC (MIS)	1	498	579
	2	762	940
	3	648,3	767
	4	613	751
	5	629	753
IDC (Implant Direct)	1	312	698
	2	581	926
	3	407	758
	4	488	866
	5	447	812



VII. Estadística de límite elástico

- Estadística descriptiva

	N	Media	Desviación estándar	IC para la media al 95%	
				Límite inf	Límite sup
ZC	5	514	3,9	509	519
MC	5	630	94,2	513	747
IDC	5	447	99,3	324	570

Los pilares MC obtienen el resultado más alto ($630 \pm 94,2$ N).

- Estadística inferencial

Con los datos obtenidos se realizaron las pruebas de normalidad con el objetivo de determinar los test estadísticos a realizar.

Se cumplieron los principios de normalidad, por lo que se aplicó el test ANOVA.



Grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	Df	Sig.	Statistic	Df	Sig.
ZC	,202	5	,200*	,920	5	,530
MC	,228	5	,200*	,954	5	,764
IDC	,144	5	,200*	,997	5	,997

a. Corrección de la significación de Lilliefors

*. Este es un límite inferior de la significación verdadera

ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	85723,333	2	42861,667	6,859	,010
Within Groups	74984,000	12	6248,667		
Total	160707,333	14			



Dependent Variable		(I) Pilar	(J) Pilar	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Límite elástico	Tukey HSD	ZC	MC	,091	-249,3790	17,3790
			IDC	,401	-66,3790	200,3790
		MC	ZC	,091	-17,3790	249,3790
			IDC	,008	49,6210	316,3790
		IDC	ZC	,401	-200,3790	66,3790
			MC	,008	-316,3790	-49,6210

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos tipos de pilares no originales.

VIII. Estadística de carga máxima

- Estadística descriptiva

	N	Media	Desviación estándar	IC para la media al 95%	
				Límite inf	Límite sup
ZC	5	749	37,8	702	796
MC	5	758	127,8	599	917
IDC	5	812	89,2	701	923



Los pilares IDC presentan la mayor media de carga máxima ($812 \pm 89,2$ N).

- Estadística inferencial

Al igual que en el caso anterior se cumplieron los principios de normalidad, por lo que se compararon los grupos con el test de ANOVA.

Grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	Df	Sig.	Statistic	Df	Sig.
ZC	,126	5	,200*	,999	5	1,000
MC	,278	5	,200*	,910	5	,467
IDC	,128	5	,200*	,991	5	,984

a. Corrección de la significación de Lilliefors

*. Este es un límite inferior de la significación verdadera

ANOVA

	Sum of Squares	Df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	11610,000	2	5805,000	,677	,526
Within Groups	102862,000	12	8571,833		
Total	114472,000	14			



No existen diferencias estadísticamente significativas entre los tres tipos de pilares en la carga máxima registrada.

Los datos de carga estática se resumen en la siguiente tabla:

Grupo	Pilar	Límite elástico (N)	Carga maxima (N)
Grupo SA	ZM	559±102	700±135
	MM	485±19	813±167
	IDM	550±148	991±137
Grupo GC	ZS	440±29	753±34
	MS	473±83	578±87
	IDS	302±23	664±34
Grupo CA	ZC	514±4	749±38
	MC	630±94	758±128
	IDC	447±99	812±89



4.3 Resultados de los ensayos de carga dinámica

4.3.1 Vida a fatiga

Las gráficas S-N (Figs. 47, 48, 49) representan los resultados de cada uno de los ensayos de las probetas en carga cíclica que permiten establecer el comportamiento en fatiga de cada grupo de estudio.

En todas ellas se muestra ajustaron a una ecuación de regresión exponencial:

$$P = F_m \cdot f^{bm}$$

P_{\max} corresponde a la carga máxima aplicada (eje Y), F_m la carga máxima registrada en carga estática, N_f el número de ciclos hasta fallo (eje X) y b la pendiente del ajuste, que es el exponente de fatiga. También se muestran los coeficientes de determinación, R^2 , siendo estos valores ≥ 0.94 , lo que confirma un buen ajuste con los datos experimentales.



a) Grupo SA (Prefabricados)

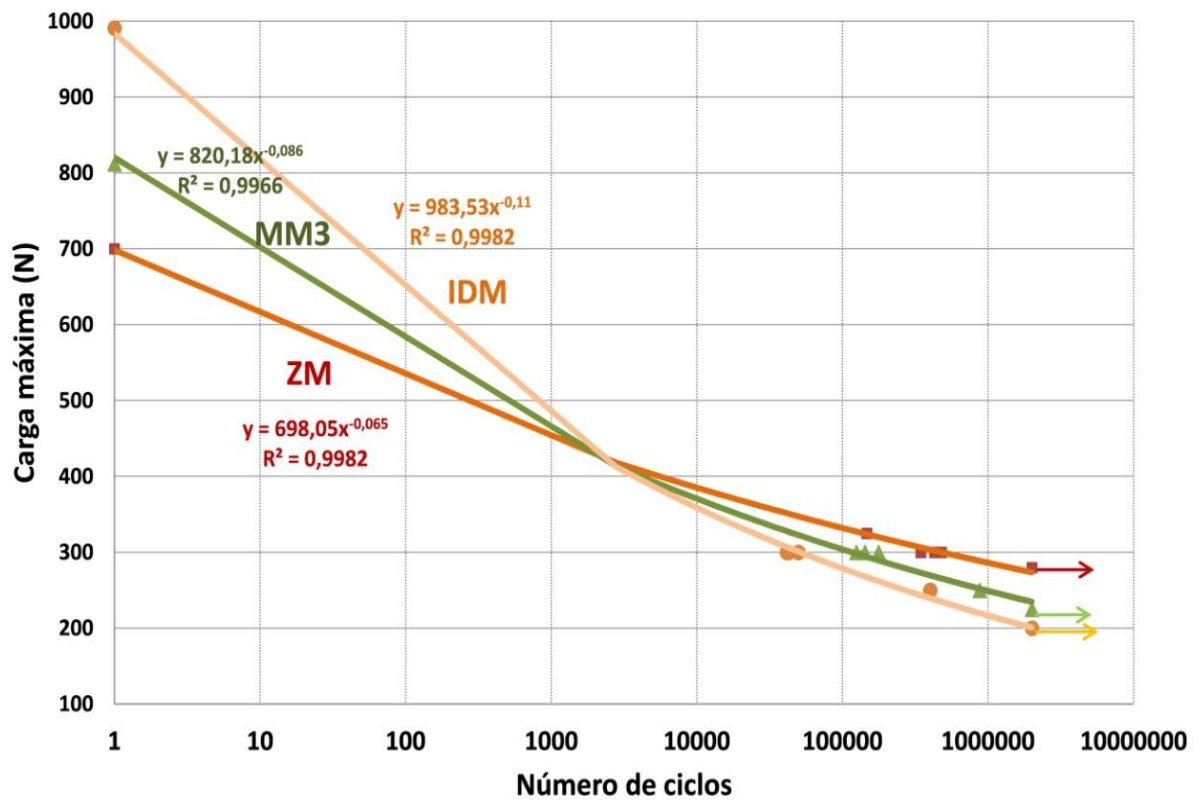


Fig. 47. Gráfica S-N del grupo SA



Espécimen	Carga (N)	Ciclos	Modo de fallo
ZM1	180	∞	
ZM1	200	∞	
ZM1	250	∞	
ZM1	280	∞	
ZM1	300	478.678	Fisura vertical del implante
ZM2	280	∞	
ZM3	300	345.231	Deformación del implante
ZM4	300	427.988	Fractura horizontal del implante
ZM5	325	146.953	Fractura horizontal del implante
MM1	180	∞	
MM1	200	∞	
MM1	225	∞	
MM1	250	875.602	Fractura horizontal del implante y tornillo
MM2	225	∞	
MM3	300	124.545	Fractura horizontal del implante
MS4	300	142.552	Fractura horizontal del implante
MS5	300	176.896	Fractura horizontal del implante y tornillo
IDM1	180	∞	
IDM1	200	∞	
IDM1	225	400.000	Fisura vertical del implante
IDM2	200	∞	
IDM3	300	42.506	Fractura horizontal del implante y tornillo
IDM4	300	49.788	Fractura horizontal del implante y tornillo
IDM5	300	41.433	Fractura horizontal del implante y tornillo

El límite de fatiga para los pilares prefabricados originales quedó establecido en 280N, 225N para MM y 200N para IDM.



b) Grupo GC (Sobrecolables)

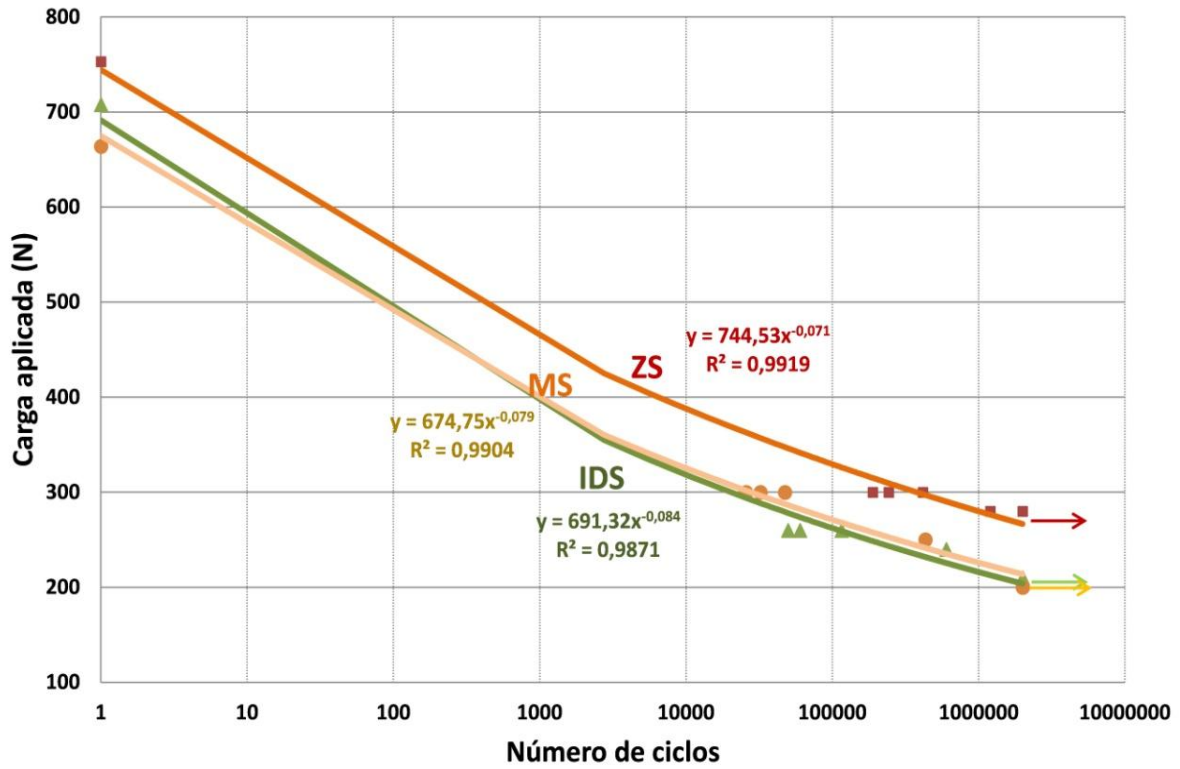


Fig. 48. Gráfica S-N del grupo GC



Espécimen	Carga (N)	Ciclos	Modo de fallo
<i>ZS1</i>	180	∞	
<i>ZS1</i>	200	∞	
<i>ZS1</i>	250	∞	
<i>ZS1</i>	280	∞	
<i>ZS1</i>	300	414.840	Deformación del implante
<i>ZS2</i>	280	∞	
<i>ZS3</i>	300	1.199.660	Fractura horizontal del implante y tornillo
<i>ZS4</i>	300	242.470	Fisura vertical implante y fractura tornillo
<i>ZS5</i>	300	188.970	Fractura horizontal del implante y tornillo
<i>MS1</i>	180	∞	
<i>MS1</i>	200	∞	
<i>MS1</i>	210	∞	
<i>MS1</i>	240	600.000	Fisura vertical implante
<i>MS2</i>	210	∞	
<i>MS3</i>	260	6.000	Fisura vertical implante
<i>MS4</i>	260	115,381	Fractura horizontal del implante y tornillo
<i>MS5</i>	260	49.864	Fractura horizontal del implante y tornillo
<i>IDS1</i>	180	∞	
<i>IDS1</i>	200	∞	
<i>IDS1</i>	225	432.550	Fractura horizontal del implante
<i>IDS2</i>	200	∞	
<i>IDS3</i>	300	32.224	Fractura horizontal del implante y tornillo
<i>IDS4</i>	300	25.700	Fractura horizontal del implante y tornillo
<i>IDS5</i>	300	47.290	Fractura horizontal del implante y tornillo

El límite de fatiga obtenido fue de 280 para los pilares originales, 210 para el primer grupo de no originales y 200 para el segundo.



c) Grupo CA (Calcinables)

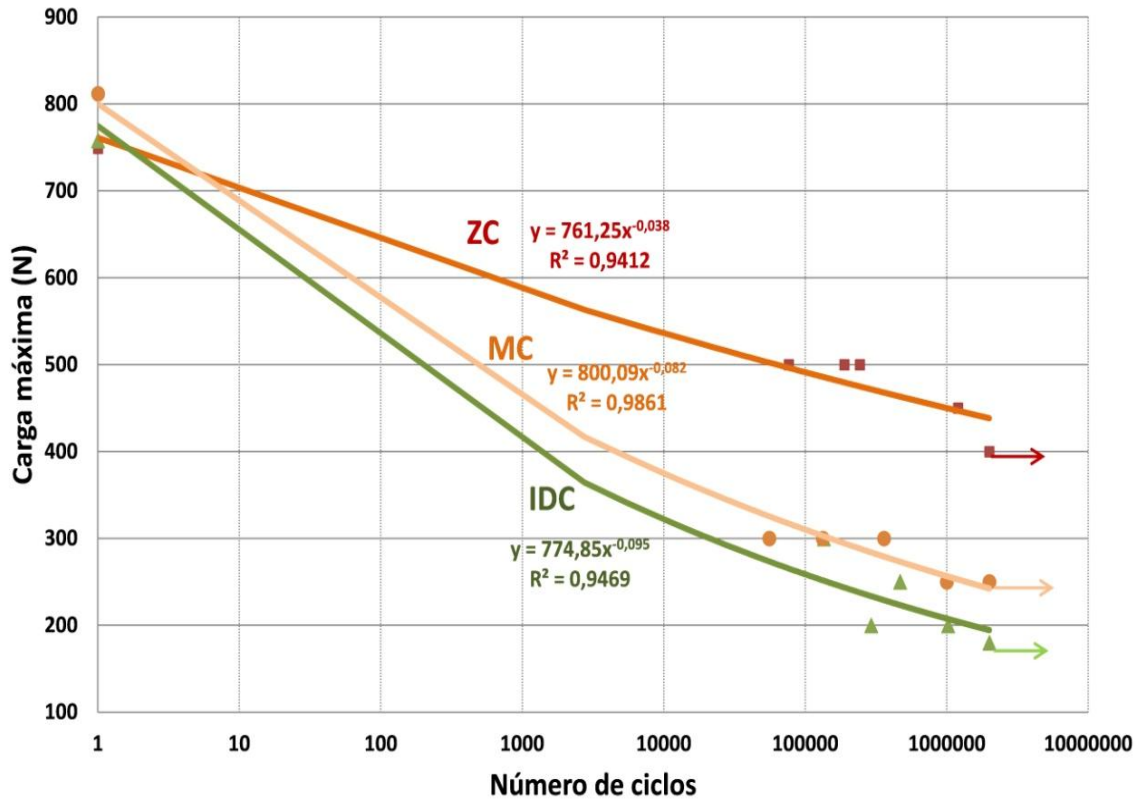


Fig. 49. Gráfica S-N del grupo CA

Espécimen	Carga (N)	Ciclos	Modo de fallo
ZC1	180	∞	
ZC1	200	∞	
ZC1	300	∞	
ZC1	350	∞	
ZC1	400	∞	
ZC1	450	1.198.765	Deformación implante
ZC2	400	∞	
ZC3	500	76.413	Fractura horizontal del implante
ZC4	500	188.976	Fractura horizontal del implante y tornillo
ZC5	500	242.345	Fractura horizontal del implante y tornillo
MC1	180	∞	
MC1	200	1.021.710	Fisura vertical implante y fractura tornillo
MC2	180	∞	
MC3	200	292.171	Fisura vertical implante y fractura tornillo
MC4	250	466.391	Fisura vertical implante y fractura tornillo
MC5	300	134.907	Fisura vertical implante y fractura tornillo



<i>IDC1</i>	180	∞	
<i>IDC1</i>	200	∞	
<i>IDC1</i>	250	∞	
<i>IDC1</i>	280	999235	Fisura vertical implante y fractura tornillo
<i>IDC2</i>	250	∞	
<i>IDC3</i>	300	359.297	Fractura horizontal del implante y tornillo
<i>IDC4</i>	300	55.564	Fisura vertical implante
<i>IDC5</i>	300	132.448	Fisura vertical implante

El grupo de pilares originales (ZC) obtuvo el límite de fatiga más alto, de 400N. Los pilares no originales presentaron valores más bajos: 180N (MC) y 250N (IDC).

En el siguiente cuadro se resume el límite y el coeficiente de fatiga de cada uno de los grupos:

Grupo	Pilar	Límite de fatiga (N)	Coef fatiga	Exponente de fatiga <i>b</i>
Grupo SA	ZM	280	0,4	-0.065
	MM	225	0,27	-0.086
	IDM	200	0,2	-0.11
Grupo GC	ZS	280	0,37	-0.071
	MS	210	0,36	-0,084
	IDS	200	0,3	-0.079
Grupo CA	ZC	400	0,53	-0.038
	MC	180	0,23	-0.095
	IDC	250	0,3	-0.082



4.2.2 Modo de fallo tras los ensayos de fatiga

a) Deformación del implante

Esta forma de fallo se observó en una probeta de cada uno de los grupos de los pilares originales. El cuello del implante sufría una deformación en el lado contrario al de apoyo del pistón y al alcanzar los 2mm de desplazamiento el ensayo se detenía automáticamente (Fig.50).



Fig. 50. Probeta ZM deformada en el cuello del implante

b) Fisura del cuello del implante

Este modo de fallo se observa con mayor frecuencia en los pilares calcinables no originales y en los sobrecolables de la casa Mis Ibérica. Se observa un inicio de grieta en la cara vestibular en sentido vertical (Fig. 51). En algunos casos viene acompañado de la fractura del tornillo protésico justo por debajo del final del hexágono del pilar (Fig. 52). Todas las probetas calcinables Mis Ibérica mostraron fractura del tornillo y fisura del cuello del implante.

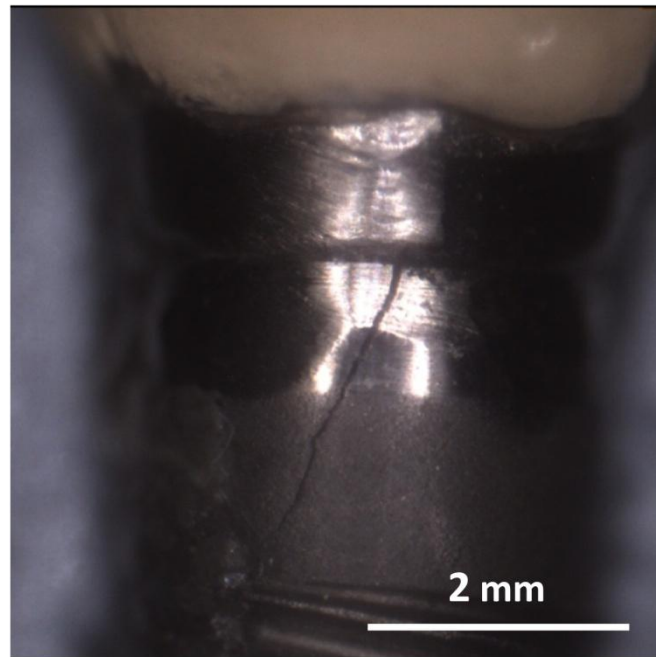


Fig. 51. Imagen de la fisura del implante bajo microscopía óptica de uno de los pilares IDC.



Fig. 52. Imagen de una de las probetas MC en las cuales se identificó una zona de fisura además de la fractura del tornillo protésico.

c) Fractura horizontal del implante

Dentro de este modo de fallo se identificaron dos patrones diferentes. Entre los pilares originales lo más frecuente fue encontrar una zona de fractura



horizontal por debajo de la zona del tornillo protésico (Figs. 53 y 54). En la mayor parte de los casos de pilares no originales, la zona fracturada incluía la rotura del tornillo protésico (Figs. 55 y 56). Al analizar el tornillo fracturado bajo MEB se observa la típica imagen de fractura por fatiga con dos zonas características:

- En la zona donde se inicia la grieta se observan unas bandas de deslizamiento, aparece un granulado liso y fino. Cada una de estas marcas indica el punto en que finaliza un proceso de carga y se inicia el siguiente (Fig. 57a).
- La otra zona es rugosa y está asociada a la fractura final. Deja una superficie de grano grueso y deforme. Una vez que el avance de la grieta llega a este punto, se produce la fractura súbita (Fig. 57b).

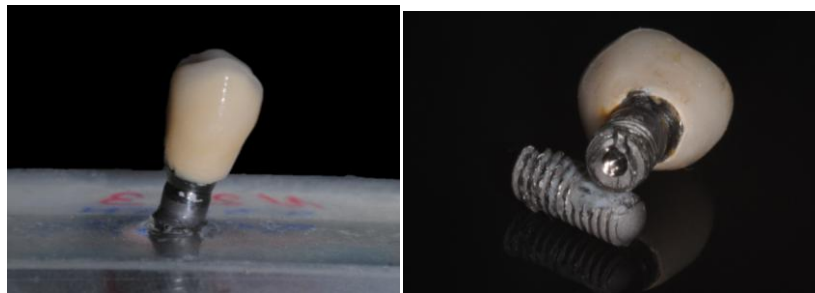


Fig. 53. Imágenes de una de las probetas originales tras el ensayo de fatiga a la izquierda y tras extraer la probeta de la resina para inspeccionar la forma de rotura en la derecha. Se observa como el tornillo protésico no está fracturado.

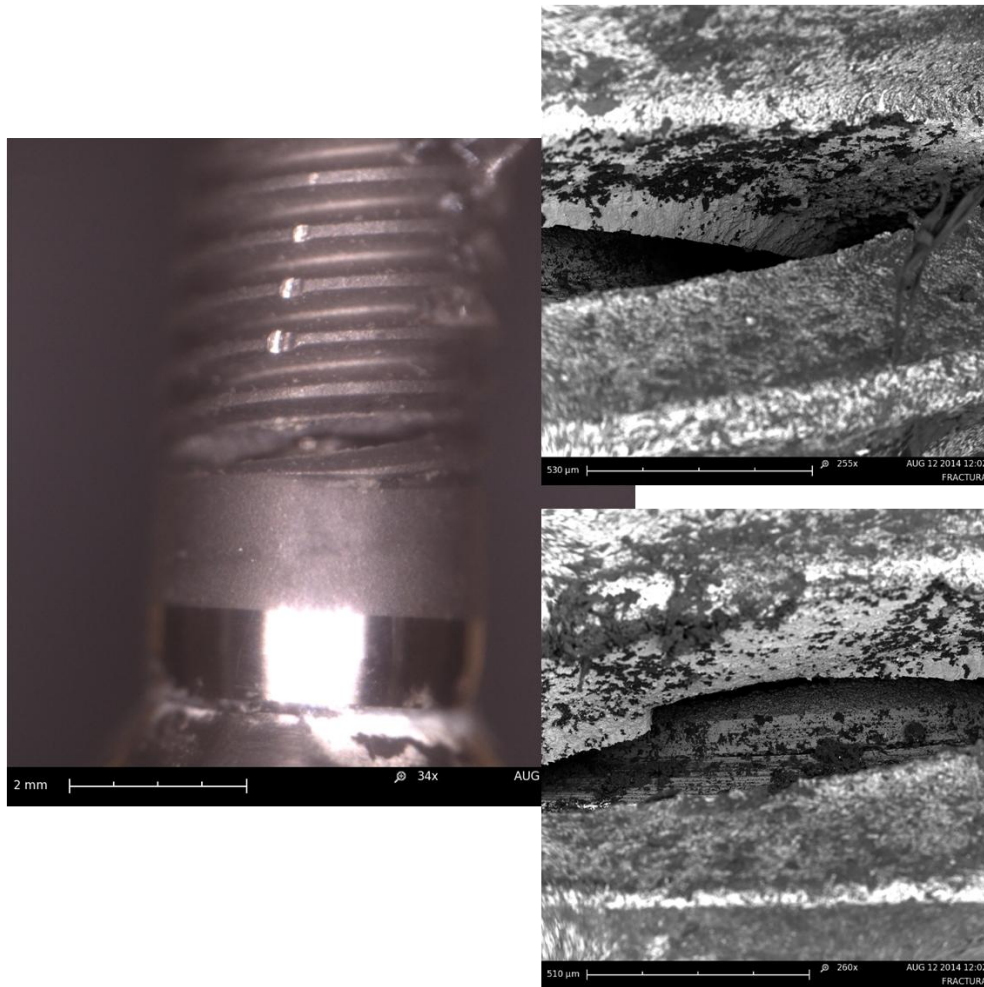


Fig. 54. Imagen de probeta en la que se identifica la fractura horizontal del implante en las imágenes de la derecha bajo MEB.



Fig. 55. Fractura horizontal de implante y tornillo protésico de una de las probetas MS.

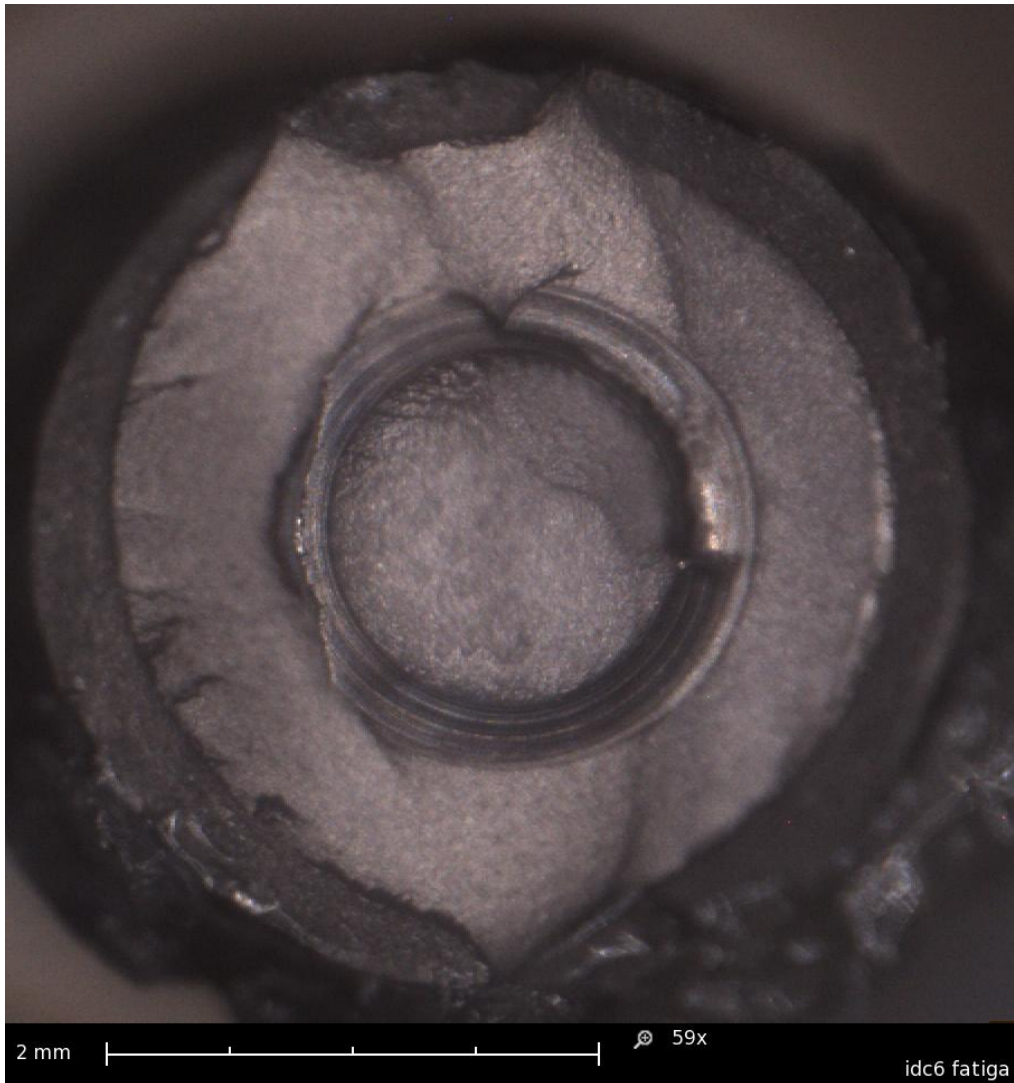


Fig. 56. Imagen obtenida con microscopio óptico de la fractura horizontal de implante y tornillo protésico IDC.

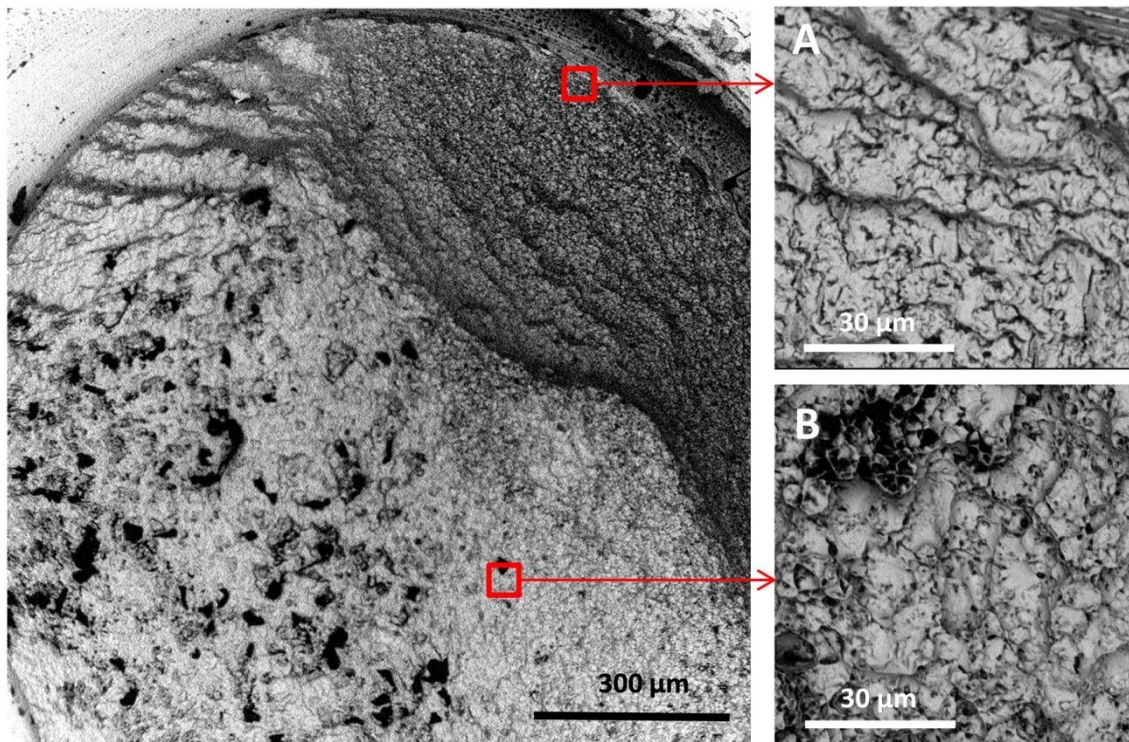


Fig. 57. Imagen de la fractura del tornillo obtenida bajo MEB. A) Zona de fatiga: determina el origen de la fisura por fatiga, se identifica por marcas cóncavas. B) Zona de ruptura: determina la fractura catastrófica del material

V. Discusión



Diferentes estudios han comparado distintos tipos de pilares sobre implantes. Existen múltiples trabajos que comparan pilares de distinta composición^{38,59,60}, que han sido confeccionados mediante distintos procedimientos^{61,62}, o que analizan que sistema de retención puede ser mejor al implante^{6,13,14}. Sin embargo, a la hora de buscar estudios que comparen aditamentos originales frente a no originales la información es más escasa. El auge de la implantología en los últimos años y la búsqueda del abaratamiento de los precios para competir en el mercado han hecho que proliferen multitud de marcas cuya finalidad es ofrecer componentes protésicos compatibles a las grandes casas de implantes a unos precios más asequibles. Otra posible causa que puede conducir al profesional al uso de componentes de marca diferente al implante puede ser la ausencia de solución protésica de la casa original a una determinada situación, o simplemente, ante el desconocimiento del implante que lleva el paciente, se busca una conexión compatible.

En este estudio comparativo, se ha evaluado el comportamiento mecánico "*in vitro*" y el ajuste marginal vertical pilares originales y pilares compatibles sobre un sistema de implantes de conexión hexagonal interna. Dentro de cada grupo, se han comparado los tres tipos de pilares que se han utilizado clásicamente en la confección de prótesis sobre implantes: los pilares prefabricados que ofrecen las casas comerciales para realizar prótesis cementada, los sobrecolados y los totalmente calcinables. A la hora de obtener los pilares calcinables, nos encontramos con el primer problema del estudio. La casa comercial original de los implantes no comercializa este aditamento. Argumentan que los ajustes que



se obtienen con los pilares calcinables no son adecuados. Ahí tendríamos una indicación para usar pilares no originales, si se quisiera rehabilitar un implante usando un pilar calcinable, éste no podría ser original a esta marca de implantes. Por ello, se completó el grupo usando un aditamento ofrecido por la casa comercial original que nos permitía confeccionar coronas atornilladas a partir de él, el pilar sobrecolable, cuyo método de confección es parecido pero que ofrece una base mecanizada para optimizar el ajuste con el implante. En vista de los resultados obtenidos de ajuste marginal en el microscopio, parece justificada la tendencia de las casas comerciales a que desaparezca este tipo de pilar de su catálogo de productos. Los pilares calcinables no originales muestran desajustes de $63 \pm 28 \mu\text{m}$ y $20 \pm 13 \mu\text{m}$, mientras que en el resto de pilares del estudio, tanto originales como no, no se observó desajuste entre pilar e implante bajo microscopía electrónica de barrido a 560 aumentos. Por lo tanto, la primera hipótesis nula del estudio se rechaza para el grupo de los pilares calcinables, en los que sí que hay diferencias y se acepta para los grupos SA y GC. No existe ningún consenso que indique el valor clínicamente aceptable de ajuste marginal entre dos superficies. En estudios de coronas dento-soportadas, se ha usado el criterio establecido por Mc Lean y Von Fraunhofer⁶³, que establecían $120 \mu\text{m}$ como el máximo valor de desajuste tolerable. Sin embargo, con la tecnología disponible hoy en día para fabricar piezas con gran ajuste, este valor está un poco obsoleto. A nivel biológico es importante considerar que se ha demostrado que las bacterias son capaces de infiltrarse en interfases menores de $10 \mu\text{m}$. Jansen y cols.⁶⁴ encontraron microfiltración bacteriana en la superficie implante-pilar cuyo desajuste medio era menor de $5 \mu\text{m}$. Los grandes



desajustes también se han asociado a una mayor tasa de complicaciones mecánicas⁶⁵. Algunos trabajos han asociado la presencia de desajustes de entre 6 y 10 micras a una mayor incidencia de aflojamiento de tornillos^{66,67}.

La tecnología CAD/CAM ha supuesto toda una revolución en este aspecto. Hasta su implementación definitiva en el ámbito odontológico, las estructuras eran fabricadas por métodos de colado en el laboratorio dental. Este sistema puede introducir errores a lo largo de todos los pasos que se tienen que seguir: encerado de la estructura, revestimiento y colado; produciendo, como consecuencia, gran cantidad de desajustes. Sin embargo, se ha visto que dentro de la técnica de colado, es importante también el material que se está manejando. Las estructuras coladas con aleaciones nobles muestran tasas de ajuste superiores que las fabricadas con metales base como son las aleaciones Ni-Cr y Co-Cr. Las aleaciones nobles presentan una alta densidad, esto permite que el metal fundido rellene de forma predecible el espacio libre de la cera. Además, su baja temperatura de fusión, hace que haya una menor contracción al enfriarse a temperatura ambiente⁶⁸.

Otra ventaja importante de las aleaciones nobles, es que posibilitan la confección de pilares sobre-colados. Este tipo de pilar se compone de una parte mecanizada, la cual se ajusta al implante, y sobre esta se sobre-cuela con aleaciones nobles el resto de la estructura. Esta modalidad de pilar presenta unos mejores ajustes que los realizados a partir de un de plástico calcinable que se colara con metales base^{69,70}.



Nuestros resultados de ajuste coinciden con otros trabajos que han comparado pilares prefabricados y pilares colados^{71,72}. Los estudios que comparan la técnica de colado y la de CAD/CAM muestran unos mejores resultados en cuanto al ajuste en esta última⁷³⁻⁷⁶. La ventaja de este tipo de sistema reside en que se omiten las fases de encerado, revestimiento y colado. Además, el no necesitar jitos supone una ventaja añadida, ya que se les atribuye el ser puntos débiles de la estructura y zonas potenciales de fallo. El uso de maquinaria industrial para el escaneado y fresado de las estructuras CAD/CAM minimiza el fallo introducido por el procedimiento manual, todo esto hace que sea la técnica de fabricación de estructuras más precisa hasta el momento⁷⁷. La zona de la conexión de las probetas de nuestro estudio tanto en el grupo de pilares prefabricados como sobrecolables era mecanizada. A 560 aumentos no se pudo medir desajuste entre implante y pilar en estas probetas. Sin embargo, en el grupo de pilares calcinables sí que existían zonas de desajuste a nivel marginal. Estas diferencias parecen deberse más a los diferentes procesos de fabricación que a la originalidad de los componentes.

Los primeros trabajos que estudian la compatibilidad de componentes de distintos fabricantes se realizaron sobre el pilar Procera. El pilar Procera se fabrica por tecnología CAD/CAM de forma individualizada. Lang y cols.⁷⁸ estudiaron la posibilidad de usar el pilar Procera para rehabilitar distintos tipos de implantes de conexión externa. Todos los pilares encajaron en los implantes del estudio, sin embargo, los tornillos de cada sistema de implantes no adaptaban con el pilar, por lo que los autores del estudio concluyeron que el



pilar se podía usar de forma universal pero usando los tornillos del este y no del implante. Cabe destacar, que la medición del ajuste se realizó mediante inspección visual y radiografías. De Moraes Alves Da Cunha⁷⁹ por el contrario sí que encontró un mayor desajuste entre este mismo tipo de pilar e implantes de distinto fabricante, usando el MEB como elemento de medición. Solá-Ruiz y cols.⁸⁰ también realizó un estudio en el que comparaba el ajuste marginal vertical entre diferentes implantes con un sistema de conexión externa intercambiando los pilares protésicos entre sí, utilizando la MEB. La conclusión alcanzada por estos autores fue que se podían intercambiar los pilares sin afectar al ajuste de la restauración. Zanardi y cols⁸¹, evalúan tres marcas de implantes, también de conexión externa. Con la ayuda del MEB miden el desajuste entre los pilares originales a cada implante, entre cada marca de implante con los pilares de las otras dos y entre cada una de los implantes con un pilar compatible de un cuarto fabricante. Los pilares evaluados a su vez se dividen en pilares rotatorios y pilares anti-rotatorios. No todos los pilares eran compatibles con los tres sistemas de implantes. Es decir, los implantes SIN no eran compatibles con los pilares de la marca Conexao, por el contrario, la combinación de implantes Conexao con pilares SIN presentaba mejores ajustes que los originales. La marca de pilares alternativa fue la única que ofrecía compatibilidad con los sistemas de implantes estudiados. Todos estos estudios utilizan implantes con conexión externa y miden el ajuste marginal sin realizar la sección transversal del implante. En nuestro estudio, el implante utilizado presentaba una conexión hexagonal interna. Los ajustes se midieron realizando una sección transversal de las probetas. Se han descrito múltiples sistemas para



la evaluación del ajuste entre dos estructuras. El utilizado en este estudio permite, además de medir el ajuste marginal, observar lo que ocurre en el interior de la conexión. No obstante, precisa gran preparación de la muestra, los mismos especímenes no pueden ser utilizados antes y después de una intervención y es difícil realizar la medición en un mismo sitio.

Otro sistema de medición se basa en la utilización de microscopía sin necesidad de seccionar la muestra. Con esta técnica es fácil marcar un punto de medición y volver a medir el mismo tras ser ensayado. Sin embargo, bajo nuestro punto de vista, es difícil saber si la orientación en la que se está midiendo el desajuste de la muestra es la adecuada.

Se han descrito otros métodos que permiten valorar el desajuste como la visión directa, la técnica de la impresión o el uso de un explorador junto con visión directa⁷¹, pero no nos permiten realizar mediciones de desajuste por lo que no se consideran suficientemente precisos. La microtomografía computarizada (micro-CT) también se utiliza para la investigación de espacios internos y marginales en múltiples localizaciones y direcciones. Tiene la ventaja de que las restauraciones no se han de destruir para su estudio. Entre sus desventajas se encuentra la menor precisión de medición respecto al MEB (1,8 μ m del micro-CT frente a 0,25 nm del MEB) y la posible presencia de artefactos como consecuencia de la refracción. Además se deben valorar los coeficientes de absorción de los materiales en contacto, ya que si son iguales este tipo de tecnología no es capaz de discriminar la interfase entre ambos⁸².



El estudio realizado por Mattheos y cols.⁵², presenta una metodología de medición de ajuste entre pilares e implantes muy interesante. Al igual que en nuestro trabajo, realizan la sección transversal de implante. Una vez preparadas las muestras, realizaban la medición de la superficie de contacto en tres puntos del ajuste entre pilar e implante y clasificaban si este contacto era ajustado o no. Utilizaban esta metodología para comparar el ajuste del pilar original al implante del estudio y dos implantes de esta misma casa comercial con dos tipos de pilares compatibles. Observan grandes diferencias, sobretodo en el interior de la conexión entre originales y no originales, tanto en la calidad como en la cantidad de contacto. Un contacto muy intenso entre las diferentes superficies va a determinar el nivel de fricción, previniendo los micro movimientos que se producen como consecuencia de las cargas oclusales. Según disminuye la fricción entre las dos superficies, la precarga que se distribuye hacia el tornillo protésico aumenta⁸³. El asentamiento entre las dos superficies es la causa principal del aflojamiento de tornillos. Esto se basa en que las dos superficies no son totalmente lisas, cuando se aplica el par de apriete del tornillo, estas pequeñas zonas se allanan. Cuanto peor es el asentamiento de las dos superficies mayor deformación elástica precisará el tornillo protésico para mantener las dos piezas unidas, produciendo el aflojamiento del mismo^{84,85}. Las conexiones internas precisan un par de apriete mayor que las externas. Al ejercer la fuerza de torque la conexión del pilar se va deslizando por las paredes internas del implante, lo que genera fricción entre ambas piezas. El sistema de cono Morse se define como la adaptación entre dos paredes por fricción, también se le conoce como fusión en frío. Estos sistemas



poseen mejor distribución de las cargas por el sistema, una mayor estabilidad y mayor resistencia a las cargas laterales^{86,87}.

En este trabajo, el ajuste interno no se midió ante la imposibilidad de controlar la zona exacta donde se realizaba la sección transversal de la probeta. No obstante, se realizaron ensayos para poder establecer el comportamiento mecánico de las mismas. En un primer momento se ensayaron bajo carga estática. Este tipo de ensayo permite identificar las zonas críticas de fallo de la integridad estructural del sistema⁸⁸. Se registraron dos valores, el punto de máxima carga y la fuerza en la que la deformación pasaba de ser elástica a ser plástica, es decir, en el que la probeta sufría una deformación irreversible. Las fuerzas a las que se producía la deformación plástica oscilan desde los 485N a los 559N en el grupo de los pilares prefabricados (aleación Ti6Al4V), de 302N a 473N en el grupo de sobrecolables (aleación Au-Pd) y de 447N a 630N en el de los calcinables (aleación Co-Cr). Estos valores pueden relacionarse con las propiedades mecánicas del material que compone cada grupo de pilares, siendo los fabricados en la aleación Co-Cr y Ti6Al4V los que presentan valores más elevados (límite elástico σ_y , Co-Cr; =550 MPa, Ti6Al4V =880 MPa y Au-Pd=450 MPa)⁸⁹. En el grupo de los pilares calcinables, hay que destacar que la composición de los pilares originales (aleación de Au-Pd) y los no originales con los que se compara es diferente (aleación Co-Cr), aunque los valores de capacidad de carga son muy parecidos. De esto se puede deducir que los pilares totalmente calcinables presentarán un comportamiento mecánico superior a los sobrecolables.



La carga máxima alcanzada de los pilares prefabricados varía desde 700 N, valor medio de los pilares originales, hasta 991N en los pilares no originales de Implant Direct. En este caso, las diferencias entre ambos pilares podrían explicarse por las dimensiones del pilar prefabricado. A pesar de que se cortaron a la misma altura, el pilar Zimmer era el de menores dimensiones. En el grupo de los sobrecolables el valor medio más bajo es de 578N en el grupo compatible de la casa Mis y el más alto es el de los originales (753N). Respecto al grupo de los calcinables los pilares originales fueron los que presentaron una resistencia a la fractura menor (749N) y los de la marca Implant Direct el valor más alto (812N). Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los resultados de carga máxima entre los pilares ZM e IDM y entre ZS y MS; y en los de límite elástico entre ZS-IDS, MS-IDS e MC-IDC. Por lo tanto, la segunda hipótesis nula quedaría parcialmente rechazada.

No parece existir consenso entre los diferentes estudios que hablan de las fuerzas máximas que se ejercen en la masticación en condiciones reales. Algunos autores han establecido valores entre 150 y 880 N como la fuerza máxima de masticación en la región posterior de la cavidad oral, que varían en función de las condiciones experimentales de los estudios⁹⁰⁻⁹². Otros hablan de fuerzas media de masticación entre 20 y 120N según la dureza del alimento⁹⁴. Gibbs y cols⁹⁵, en cambio, hablan de un valor medio de 720N en la región posterior. Los valores de límite elástico y carga máxima hasta rotura obtenidos en los ensayos de carga estática en todos los casos estudiados, se encuentran por encima de las cargas medias que se producen en la cavidad oral. Se debe de tener en cuenta que este tipo de implante, con un diámetro de 3,75mm no está diseñado para ser colocado en sectores posteriores, donde se alcanzan



las cargas más elevadas. Ninguna de las probetas se fracturó durante los ensayos. En todos los casos del ensayo se detuvo porque la deformación de la probeta superaba los 2mm. Yilmaz y cols⁹⁶, obtuvieron resultados parecidos. Compararon la resistencia a la fractura de los implantes Zimmer TSV de un diámetro 4,1mm, ligeramente más ancho que el de este estudio, con pilares individualizados de titanio originales de Zimmer y cinco marcas compatibles, entre las que se encontraba el pilar prefabricado de Implant Direct. Al igual que en este trabajo, los valores más altos de carga estática los registraron los implantes conectados al pilar no compatible. Sin embargo, todas las probetas se fracturaron salvo las de los pilares originales, en las que se deformó únicamente el tornillo protésico. Inferimos que esta diferencia de comportamiento podría deberse a la conexión “friction-fit” que se produce entre los pilares originales y los implantes Zimmer. Dicha conexión hace que funcione como una sola pieza transfiriendo las cargas a nivel apical a la conexión. Para ello, existe una divergencia de 1° entre las paredes del hexágono del implante y las del pilar.

Por tanto, la presencia o no del desajuste medido entre el pilar y el implante (<100 µm), no parece influir de forma definitiva en el comportamiento mecánico bajo cargas críticas de los grupos estudiados. Los parámetros más importantes que definen las diferencias en la capacidad de carga entre los grupos de pilares son los materiales que los componen, las dimensiones del pilar prefabricado y el tipo de conexión.

Los ensayos de carga estática proporcionan información importante de cara a realizar los estudios de fatiga. Los ensayos de fatiga se han establecido como



la mejor manera de evaluar *in vitro* la longevidad de los implantes dentales y de simular las condiciones *in vivo*⁹⁷⁻⁹⁹. En los ensayos de fatiga las probetas sufren cargas continuas durante un número de ciclos determinado y a una frecuencia establecida. La fuerza ejercida se encuentra por debajo del límite elástico del material y en un ensayo de carga estática, no produciría ningún daño en el material. Sin embargo, el hecho de que esta carga sea cíclica, puede producir el inicio de una grieta que conduce a la fractura del material. Por lo tanto, las cargas seleccionadas para el ensayo eran inferiores a los valores de límite elástico registrados en los ensayos de carga estática. En este tipo de ensayo dinámico, los materiales no sufren rotura y por consiguiente se les considera que tienen vida infinita al ser sometidos a cargas cíclicas subcríticas, si se encuentran por debajo de lo que se conoce como límite de fatiga. Vallittu y Könön¹⁰⁰ indican que las cargas generadas en la masticación en la región de premolares varían de los 245N a los 491N, de 147N a 368N en caninos y de 98 N a 270N en incisivos. Según estos datos, y teniendo en cuenta el límite de fatiga obtenido en el presente estudio, los pilares cuyos valores se encuentran por debajo de los 250N no serían recomendables en restauraciones de premolares, donde con mucha frecuencia utilizamos implantes de esta anchura. Este concepto tiene un gran valor si se quiere evaluar el comportamiento de un material en la cavidad oral, ya que permite valorar si podría soportar determinadas cargas infinitas veces o un número determinado de ciclos, lo cual se traduce en predecir la supervivencia a largo plazo de la restauración.



En todos los grupos de este estudio, la combinación de implantes con pilares originales obtuvieron los mayores valores de rotura bajo carga cíclica independientemente del material del que estaban hechos y su método de obtención, por lo que la tercera hipótesis nula se rechaza. Previamente todas las probetas se termo-ciclaron en saliva artificial para obtener una situación lo más parecida posible a la realidad. El límite de fatiga es superior en todos los grupos de pilares originales. Los resultados obtenidos en los ensayos de fatiga indican que los implantes rehabilitados con componentes no originales presentan mayor riesgo de fallo que los rehabilitados con pilares originales. Además la presencia de desajustes entre los pilares calcinables y los implantes produce una mayor inestabilidad del sistema, pudiendo afectar al comportamiento mecánico bajo cargas cíclicas de las restauraciones. En este sentido, los pilares MC son los que mayores desajustes registraron y a su vez los que menor límite de fatiga tuvieron. El coeficiente de fatiga de todos los grupos no originales del estudio se encuentra por debajo del de los originales, lo cual nos indica que son más sensibles a la fatiga. Los valores del exponente de resistencia a la fatiga (recordemos que este exponente es el que nos permite ajustar los datos en las curvas S-N) corroboran este resultado. En este caso, cuanto más cercano es a cero, mayor resistencia a la fatiga presenta el material. Ambos se relacionan con la pendiente de las curvas S-N, a mayor pendiente de la curva, mayor acumulación de daño tiene por el fenómeno de fatiga. Por tanto queda claramente de manifiesto que los especímenes con componentes originales tienen, en todos los casos, una pendiente menor y por



consiguiente serán menos propensos a mostrar degradación mecánica por fatiga.

Todos estos resultados se pueden extrapolar a tiempo de vida "in vivo" del material. Si se toma como referencia una carga de 300N, que como antes se mencionó puede representar una fuerza media de masticación en premolares, en el grupo de pilares prefabricados los originales (ZM) tendrían una vida media **cuatro veces superior** a los pilares Mis (MM3) y **once veces superior** a los de Implant Direct (IDM). En el grupo de pilares sobrecolados, los originales (ZS) presentarían una vida media nueve y dieciséis veces superior a los pilares no originales MS e IDS respectivamente. Por último, en el grupo de pilares colados, los originales (recordemos que son sobrecolados en este caso) tendrían una vida infinita en boca mientras que la rotura bajo esta carga tendría lugar a los 134.000 ciclos en el caso de los pilares Mis (MC) y a 55.000 en el caso de los rehabilitados por Implant Direct (IDC). De cara a analizar estos datos se debe tener en cuenta que estos ensayos se hacen simulando situaciones críticas, que pueden ser diferentes del patrón masticatorio. Por consiguiente, los pilares originales presentan un comportamiento frente a la vida en fatiga muy superior a los no originales en todos los grupos estudiados, es decir, independientemente de su material y modo de fabricación. Respecto al modo de fallo en fatiga se identificaron patrones que correspondían a la aparición de grietas verticales en la zona de la conexión y las fracturas horizontales apicales a la misma. En los pilares originales de los tres grupos de estudio algunas de las probetas únicamente mostraron una deformación sin



fractura de sus componentes. Si el límite de desplazamiento se hubiese establecido en un valor superior a los 2mm quizás sí que se hubiese identificado algún área fracturada. Generalmente se ha observado una mayor incidencia de fractura horizontal en los pilares con conexión mecanizada. Respecto a los pilares originales, en dos de los pilares prefabricados, tres de los sobrecolados y dos del grupo de los calcinables la fractura no incluía el tornillo protésico, frente a dos probetas del grupo de los calcinables cuya fractura horizontal incluía la fractura de los tornillos. Esta última forma de fallo fue más frecuente entre los pilares prefabricados y sobrecolables no originales, sobre todo entre los de la compañía Implant Direct. Estas fracturas no se producen en el nivel de la resina como consecuencia del brazo de palanca, sino que se encuentran por debajo. Esto podría explicarse por la conexión como Morse, que hace que las cargas se transmitan por todo el sistema iniciándose la fractura en la zona más débil. En el caso de los pilares originales esta zona se encuentra apical a la zona donde finaliza el tornillo. Morgan y cols.¹⁰¹ también encontraron en su estudio de fatiga en implantes esta misma forma de fractura, estos autores señalaron que la resistencia a la flexión disminuía a medida que el área del implante pasaba de ser un cilindro sólido a un anillo hueco en la zona donde termina el tornillo protésico. La idea de pilar, implante y tornillo actuando como un cilindro sólido refuerza nuestra teoría de que los pilares originales presentan un diseño que permite la distribución de las cargas a lo largo del sistema optimizando su comportamiento mecánico. Los pilares no originales, y en mayor medida los de Implant Direct, mostraron fractura de los tornillos.

Los pilares calcinables se fracturaron de forma diferente. La zona de inicio de la grieta se registró en la zona del cuello del implante y su orientación era vertical. Otros trabajos¹⁰² similares realizados en implantes Straumann explican esta forma de fractura por diferencias en la conexión protésica y del implante. En este estudio, se observa este patrón en los pilares calcinables no originales y en los sobrecolables de la marca Mis Ibérica. Al observar las fotografías de las secciones transversales mediante microscopía óptica (Fig. 58A) de estos especímenes, se encontraron diferencias en el diseño que puede explicar este fenómeno.

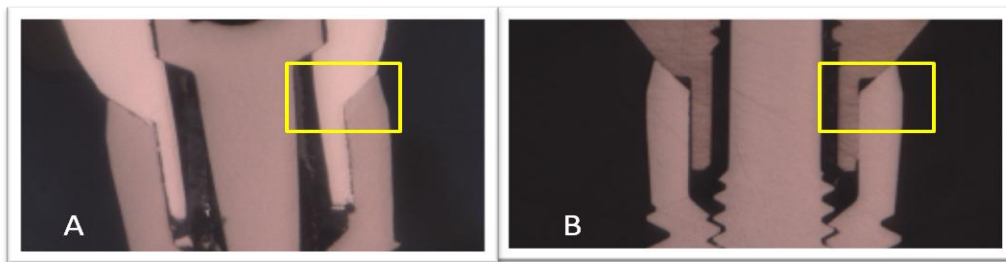


Fig. 58: A) Pilar calcinable no original. B) Pilar sobrecolable original

El diseño original de Zimmer deja unos triángulos entre pilar e implante sin apoyo (Fig. 58B). Los ingenieros del sistema indican que esta geometría permite aliviar las tensiones generadas en la conexión frente a las cargas oclusales. En caso de existir material en esa zona, se generaría una esquina puntiaguda donde se acumularía y concentrarían las tensiones produciéndose la fractura del material.

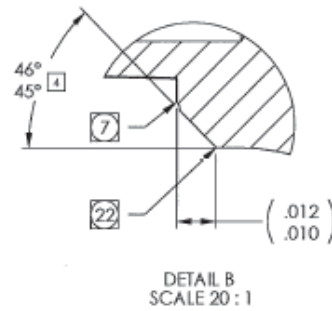


Fig. 59 Esquema que representa el diseño original de Zimmer entre pilar e implante.

Las imágenes obtenidas de los pilares calcinables Mis e Implant Direct y sobrecolados de la casa Mis no parecen respetar esta área (Fig. 59), lo cual podría explicar la diferente forma de fractura. Además, se debe de tener en cuenta la diferencia en el módulo de elasticidad entre el Co-Cr y el Ti, que también puede influir en la forma de transmisión de las cargas en el sistema implante-restauración.

Existen una serie de limitaciones en este estudio que se deben considerar. El ajuste vertical marginal se realizó mediante sección transversal de la muestra tomando medidas en determinadas áreas que pueden no representar el ajuste completo en todo el perímetro de la muestra. Asimismo, el procedimiento llevado a cabo para la preparación de las muestras puede ocasionar alteraciones en las mismas que alteren el resultado. En los resultados de ajuste, dentro del grupo de los pilares sobrecolables, debe considerarse, que las probetas se evaluaron según llegaban de fábrica sin ser procesadas en el laboratorio, lo cual podría producir algún cambio en la base mecanizada como consecuencia de los procesos de sobrecolado.



Se debe de tener en cuenta además, que los estudios de carga, tanto en estática como en cíclica, se realizan simulando condiciones extremas y muy desfavorables para el implante.

Existen múltiples factores que pueden influir en el éxito clínico de una restauración que no se puede valorar en un estudio "in vitro". Se requieren, por tanto, un mayor número de estudios que evalúen las posibles consecuencias del intercambio de componentes protésicos de diferentes fabricantes.

**VI. Producción científica
en relación con la
Memoria de Tesis**



PUBLICACIONES Y PRESENTACIONES EN CONGRESOS

1. Alonso-Pérez, R; Bartolomé, J.F; Ferreiroa, A; Salido, M.P; Pradíes, G. Original and non original implant-abutment connection: analysis of the marginal fit and mechanical behaviour. *Int J Oral Maxillofac Implants*.

SUBMITTED.

2. Alonso-Pérez R, Bartolomé J.F, Ferreiroa A, Salido M.P, Pradíes G. Evaluation of the Mechanical Behavior and Marginal Accuracy of Stock and Laser-Sintered Implant Abutments. *Int J Prosthodont*. 2017 Mar/Apr;30 (2):136-138.

3. Alonso-Pérez, R; Bartolomé, J.F; Ferreiroa, A; Fraile, C.; Pradíes, G. Estudio comparativo in vitro de las propiedades mecánicas y ajuste de pilares originales versus clónicos sobre un sistema de implantes de conexión hexagonal interna. Congreso SEPES Málaga, 2014. **Premio Mejor Comunicación Oral SEPES Junior.**

4. Alonso-Pérez, R; Bartolomé, J.F; Pradíes, G. Original versus non-original implant abutment connection: analysis of the marginal fit and mechanical behavior. Annual Meeting of Academy of Osseointegration. Orlando 2017. **Comunicación Oral.**

5. Alonso-Pérez, R; Kofron, M; Bartolomé, J.F; Pradíes, G. Marginal accuracy and mechanical advantages to using original implant components. IADR Annual Congress in San Francisco 2017.

Comunicación Formato Póster.

Evaluation of the Mechanical Behavior and Marginal Accuracy of Stock and Laser-Sintered Implant Abutments

Raquel Alonso-Pérez, DDS¹/José F. Bartolomé, PhD²/Alberto Ferreiroa, DDS, PhD³/
María P. Salido, DDS, PhD⁴/Guillermo Pradíes, DDS, PhD⁵

Purpose: The aim of this study was to evaluate the marginal accuracy and mechanical behavior of implant-supported crowns restored with original stock abutments and nonoriginal computer-aided design/computer-assisted manufacture laser-sintered abutments. **Materials and Methods:** A total of 26 implants were divided in two groups (n = 13 each) as follows: implants connected to original stock abutments (OS) and implants connected to nonoriginal laser-sintered abutments (LS). Of these, 10 samples were cross-sectioned to measure the marginal accuracy under a scanning electron microscope. In addition, 16 samples were used to study the mechanical behavior. Two tests were performed: (1) static load and (2) dynamic load after thermocycling with artificial saliva. **Results:** OS exhibited the best marginal accuracy; however, the LS gap was within the clinically acceptable range of marginal discrepancy. No significant differences were found in the mechanical tests. **Conclusions:** Both abutments are acceptable alternatives to restore implants, although the original abutments showed better fit than nonoriginals. *Int J Prosthodont 2017;30:136–138. doi: 10.11607/ijp.5089*

Several procedures and materials are available to fabricate prosthetic structures. High precision in manufacturing results in lower degrees of abutment rotation and smaller gaps at interfaces, and therefore less bacterial colonization, tissue alteration, and tension on the retaining screws.^{1,2} The main abutment manufacturing techniques are milling and laser sintering. The use of stock milled abutments is limited due to the standard shape of the piece. However, the connection of a stock abutment with the implant, known as friction fit, provides a perfect assembly between the components. On the other hand, laser sintering enables direct fabrication of prototypes for development of prostheses.³

The aim of this in vitro study was to compare the marginal accuracy and mechanical behavior of original stock versus nonoriginal laser-sintered abutments connected to the same implant system.

¹Research Student, Department of Buccofacial Prostheses, Faculty of Odontology, Complutense University of Madrid, Madrid, Spain.

²Researcher, Instituto de Ciencia de Materiales de Madrid (ICMM), Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), Madrid, Spain.

³Associate Professor, Department of Buccofacial Prostheses, Faculty of Odontology, Complutense University of Madrid, Madrid, Spain.

⁴Professor, Department of Buccofacial Prostheses, Faculty of Odontology, Complutense University of Madrid, Madrid, Spain.

⁵Professor and Head, Department of Buccofacial Prostheses, Faculty of Odontology, Complutense University of Madrid, Madrid, Spain.

Correspondence to: Dr José F. Bartolomé, Instituto de Ciencia de Materiales de Madrid (ICMM), Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), C/Sor Juana Inés de la Cruz, 3, Cantoblanco 28049, Madrid, Spain. Fax: +34 91372062. Email: jbartolo@icmm.csic.es

©2017 by Quintessence Publishing Co Inc.

Materials and Methods

A total of 26 titanium dental implants, 3.7 mm in diameter and 13 mm in length (Tapered Screw-Vent, Zimmer), were selected. They were divided into two groups: original stock abutments (OS) provided by the implant manufacturer (Zimmer Hex-Lock Contour Abutment ZOA341S, Zimmer) and nonoriginal custom computer-aided design/computer-assisted manufacture (CAD/CAM) abutments manufactured using laser-sintering technology (LS) (Phibo Dental Solutions).

All abutments were torqued to 30 Ncm according to the manufacturer's recommendations using a torque control system (TW30, Zimmer).

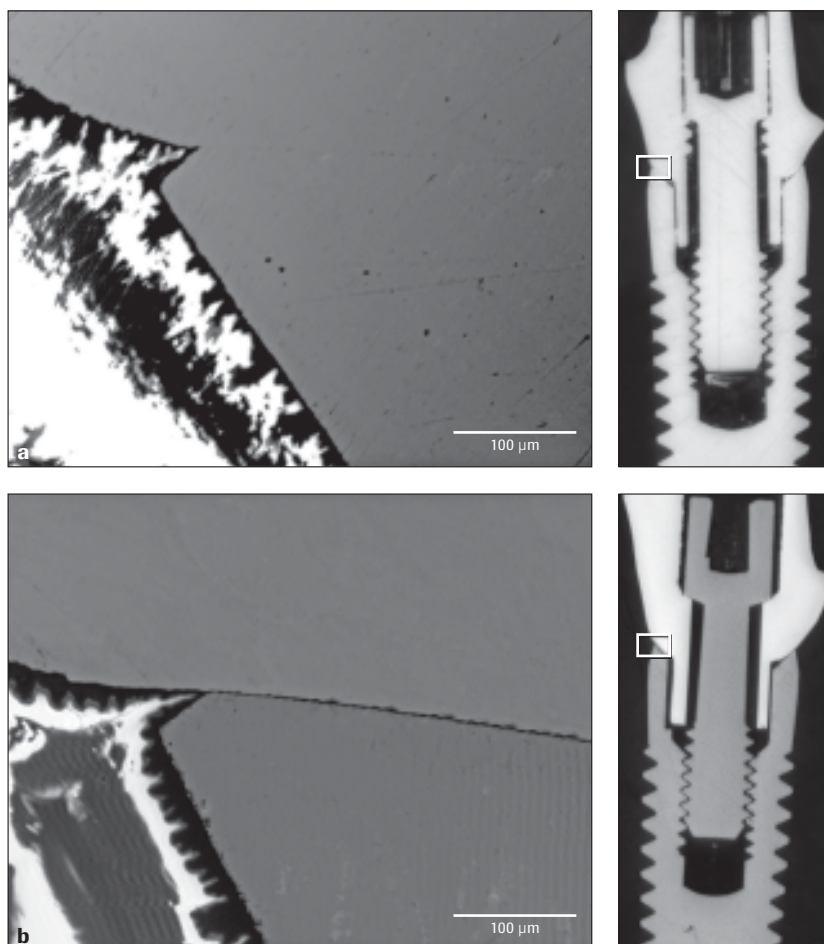
A total of 16 metal-ceramic crowns were fabricated. Crowns were cast using cobalt-chromium (Co-Cr) alloy (Remanium, DENTAURUM) and veneered with feldspathic ceramic (IPS d.SIGN, Ivoclar Vivadent). Crowns were cemented using adhesive resin cement (Multilink Implant, Ivoclar Vivadent) to the samples selected for the mechanical tests.

Marginal Microgap Assessment

Five samples from each group were embedded in a transparent acrylic resin and sectioned in the longitudinal axis using a cut-off machine (Micromet M, Remet). The sectioned surface of each specimen was polished using SiC abrasive paper and then with a mixture of SiO₂ suspension and distilled water.

Marginal vertical gap was evaluated with a scanning electron microscope (SEM) (Phenom G2 pro SEM 5 Kv, PhenomWorld).

Fig 1 Representative cross-section SEM image of the two implant-abutment systems compared in the study. **(a)** Stock abutment sample. **(b)** Laser-sintered abutment sample.



Mechanical Behavior

Static Load Test. A total of 10 samples ($n = 5$ per abutment group) were embedded in epoxy resin (Epoxicure Resin, Buehler) following ISO Norm 14801⁴ and mounted in a steel holder in a universal testing machine (Shimadzu AG-X Series, Shimadzu). The maximum force (F_m) before failure was regarded as load-bearing capacity. Additionally, the presumed onset of notable plastic deformation (F_p) was determined.⁵

Thermocycling and Dynamic Load Test. Six samples ($n = 3$ per group) were aged by thermocycling with 10,000 cycles at 5°C and 55°C in artificial saliva for 20 seconds each with 10 seconds between baths for thermal stabilization.

After thermocycling, dynamic load test was conducted using an electromagnetic testing machine (EMT-1KNV-30, Shimadzu) operated under load control at 2 Hz. The cyclic forces selected for the fatigue test were between 30 and 300 N, simulating forces generated in the oral cavity. The maximum force selected for test was 300 N, since the lowest value in

the elastic limit of the static load test (F_p) was slightly higher than this value. Fatigue life of specimens was determined according to ISO 14801 for implant abutments,⁴ and the test was carried out until the specimens showed failure or signs of deformation (2 mm).

Statistical Analysis

Statistical analysis was performed using SPSS software (version 21.0, SPSS). LS and OS abutments were compared using independent t test at a confidence level of $P < .05$ to assess differences between both groups under static and dynamic load.

Results

Marginal Accuracy

The cross-section of representative polished samples is shown in Fig 1. Only nonmeasurable gaps were found in the OS group (Fig 1a). The mean gap in the LS group was $2.5 \pm 1.0 \mu\text{m}$ (Fig 1b).

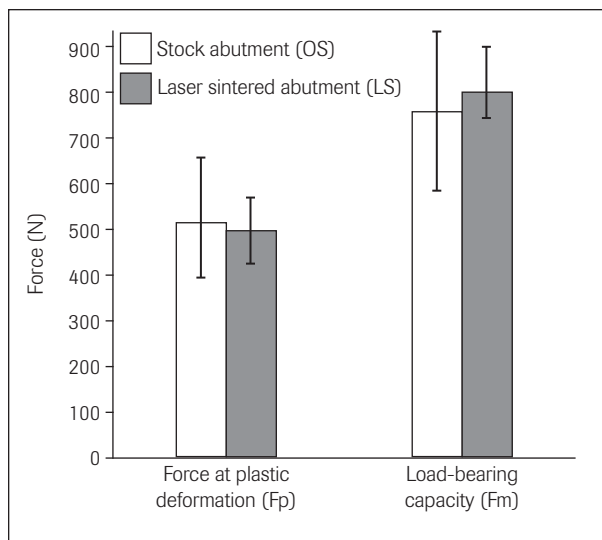


Fig 2 Load bearing capacity (Fm) and force at plastic deformation (Fp) for the different implant-abutment configurations.

Table 1 Mean Number of Cycles to Failure Under Fatigue Load Test and Approximate Chewing Equivalence In Vivo Time

Abutment	Cycles to failure (n)	Chewing equivalence in vivo time (mo)
Stock abutments (OS)	423.225 ± 69.520	10–11
Laser-sintered (LS)	416.069 ± 85.392	9–10

Mechanical Behavior

Static and fatigue mechanical results are shown in Fig 2 and Table 1, respectively. No significant differences were found in the mechanical behavior under static and dynamic loading conditions among OS and LS abutments ($P > .05$).

Discussion

When the marginal gap between the implant-abutment surfaces was analyzed, OS abutments showed better fit between components. These results agree with a study by Fernández et al,² where the authors compared milled, laser-sintered, and cast abutments.

Both groups showed similar results in mechanical tests under static and dynamic load after thermocycling. Although no significant differences were found, the mean maximum force (Fm) registered in the LS group was higher. However, the OS group needed higher forces to suffer irreversible deformation of its pieces (Fp) (Fig 2). This difference could be explained by the composition of the abutment and not by the manufacturing process or the fit. OS abutments were composed of a Ti₆Al₄V alloy, while LS abutments were made from Co-Cr alloy. Dynamic load test results were similar in both groups; a slightly but not significantly higher number of cycles to failure was registered for the OS abutments (Table 1).

Conclusions

Both OS and LS abutments showed similar results in mechanical tests under static and dynamic load after thermocycling. However, the friction fit obtained with OS was not achieved by LS abutments connected to the same implant system.

Acknowledgments

This study was partially supported by Zimmer Dental. The authors reported no conflicts of interest related to this study.

References

- Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998;106:527–551.
- Fernández M, Delgado L, Molmeneu M, García D, Rodríguez D. Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. *J Prosthet Dent* 2014;111:116–123.
- Kilicarslan MA, Ozkan P. Evaluation of retention of cemented laser-sintered crowns on unmodified straight narrow implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:381–387.
- International Standards Organization. ISO 14801: 2016. Dentistry—Implants—Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. International Standards Organization, 2016.
- Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J Prosthodont* 2011;20:510–516.

Premio SEPES-JUNIOR 2014

SEPES

Sociedad Española de Prótesis
Estomatológica y Estética

otorga este premio a:

RAQUEL ALONSO PÉREZ

por su trabajo:

"ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS Y AJUSTE DE PILARES
ORIGINALES VERSUS CLÓNICOS SOBRE UN SISTEMA DE CONEXIÓN HEXAGONAL INTERNA"

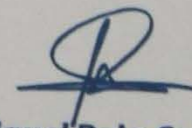
Entregado en la

44° Reunión Anual de SEPES

celebrada en Málaga del 10 al 12 de octubre de 2014



Dr. Nacho Rodríguez Ruíz
Presidente de SEPES



Dr. Miguel Roig Cayón
Secretario-Tesorero

VII. Conclusiones



Con los resultados del estudio y teniendo en cuenta las limitaciones del mismo, se han alcanzado las siguientes conclusiones:

1. No se encontraron diferencias en el ajuste marginal vertical entre pilares originales y no originales. Las diferencias no se pudieron relacionar con la condición de "original" o "clónico" de los componentes, sino con la técnica de fabricación de los pilares. Los especímenes correspondientes a los pilares colados, mostraron desajustes marginales en la interfase pilar-implante.
2. Los valores de límite elástico y carga máxima hasta rotura obtenidos en los ensayos de carga estática en todos los casos estudiados, se encuentran por encima de las cargas medias que se producen en la cavidad oral. El ajuste marginal no parece influir de forma determinante en estos valores, mientras sí lo hacen los materiales que componen cada grupo de pilares, el tipo de conexión y las dimensiones del pilar prefabricado.
3. Los pilares originales de los tres grupos, independientemente de la técnica y material de fabricación, mostraron valores en fatiga superior en las pruebas de carga dinámica. Todos los pilares se fracturaron por mecanismos de fatiga, siendo los originales los que presentaron mayor resistencia a este fenómeno. La forma de fallo sugiere una mejor distribución de las cargas en este tipo de pilares que podría deberse a la conexión "Friction fit[®]" patentada por la marca de implantes del estudio.



4. A modo de "implicación clínica", de los resultados de este estudio se podría inferir que, en casos en los que se deba utilizar un implante de plataforma "regular" (alrededor de unos 3,75mm, de diámetro) en una zona posterior, la restauración con pilares originales sería un factor clave en el éxito del tratamiento, al encontrarse su límite de fatiga en el rango de las fuerzas que se generan en esta zona de la cavidad oral, siendo el de los pilares no originales, inferior.

Por tanto y teniendo en cuenta los resultados podemos concluir que, para los sistemas evaluados, el uso de pilares originales puede prevenir la aparición de complicaciones y proporcionar unos mejores resultados a largo plazo que la utilización de piezas compatibles.

VIII. Futuras investigaciones



Dentro del campo de estudio de los pilares sobre implantes se debería seguir investigando sobre los efectos de la utilización de pilares no originales. Sería interesante realizar una comparativa con pilares fabricados por compañías especializadas en clonar componentes protésicos que se ofrecen a los clínicos a un precio muy inferior al de los componentes originales. Asimismo, sería interesante la realización de otro tipo de ensayos, como la evaluación del aflojamiento de los tornillos midiendo la fuerza de apriete antes y después de ensayos de fatiga.

La medición del ajuste interno también nos proporcionaría más datos del contacto íntimo entre pilares e implantes.

En este trabajo se han considerado principalmente las diferencias mecánicas entre pilares, sería adecuado realizar estudios de microfiltración en los que se puedan evaluar también los problemas biológicos derivados del intercambio de componentes de diferentes fabricantes.

Consideramos muy interesante la realización de nuevos estudios en los que se profundice sobre la utilización de todo tipo de pilares CAD/CAM fabricados por técnicas de mecanizado, frente a los fabricados por técnicas de prototipado rápido, ya que es hacia donde se dirige la tendencia actual del mercado.

IX. Bibliografía



1. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;3:81-100.
2. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen MS, Thoma D. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012 Oct;23(Suppl 6):2-21.
3. Vervaeke S, Collaert B, Cosyn J, Deschepper E, De Bruyn H. A multifactorial analysis to identify predictors of implant failure and peri-implant bone loss. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015 Jan;17(Suppl 1):e298-307.
4. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012 Oct;23(Suppl 6):202-16.
5. Almeida EO, Freitas ACJ, Bonfante E, Marotta L, Silva NR, Coelho PG. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013 Jan-Feb;28(1):103-8 .
6. Freitas ACJ, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. *Eur J Oral Sci* 2011 Aug;119(4):323-330.
7. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent* 2011 Oct;106(4):266-71.
8. Freitas-Júnior AC, Almeida EO, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG. Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections. *Clin Oral Implants Res* 2013 Feb;24(2):197-202.
9. Misch CE. *Prótesis dental sobre implantes*. 2006th ed. Madrid: Elsevier; 2006.
10. Jorgensen KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand* 1955;13:35-40.
11. Kaufman EG, Coelho AB, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent* 1961;11:487-502.
12. 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 Jun;18(Suppl 3):97-113.

13. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000 15:239-246.

14. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77(1):28-35.

15. Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent* 1997;78:43-47.

16. Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:865-868.

17. Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cemented-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2004;91(6):532-537.

18. Binon P. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-94.

19. Chaar MS, Att W, Strub JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *J Oral Rehabil. J Oral Rehabil* 2011 Sep;38(9):697-711.

20. Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle C, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res* 2012 Oct;23(Suppl 6):163-201.

21. Weber HP, Sukotjo C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22 Suppl:140-72. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(Suppl):140-172.

22. Kim ES, Shin SY. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont* 2013 Feb;5(1):21-28.

23. Montero J, Manzano G, Beltrán D, Lynch CD, Suárez-García MJ, Castillo-Oyagüe R. Clinical evaluation of the incidence of prosthetic complications in



implant crowns constructed with UCLA castable abutments. A cohort follow-up study. *J Dent*. 2012 Dec;40(12):1081-9. *J Dent* 2012 Dec;40(12):1081-9.

24. Kapos T, Ashy LM, Gallucci GO, Weber HP, Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(Suppl):110-7.

25. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. Sistemas CAD/CAM dental en implantología: Actualización. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009 Mar;14(3):E141-5.

26. Iseri U, Ozkurt Z, Kazazoglu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dent Mater J*. 2011;30(3):274-80. *Dent Mater J* 2011;30(3):274-80.

27. Kilicarslan MA, Ozkan P. Evaluation of retention of cemented laser-sintered crowns on unmodified straight narrow implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(2):381-7.

28. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int* 1996 Jun;27(6):401-8.

29. Martínez-Rus F, Prieto M, Salido MP, Madrigal C, Özcan M, Pradíes G. A Clinical Study Assessing the Influence of Anodized Titanium and Zirconium Dioxide Abutments and Peri-implant Soft Tissue Thickness on the Optical Outcome of Implant-Supported Lithium Disilicate Single Crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017 Jan/Feb;32(1):156-163.

30. Ucar Y, Brantley WA, Johnston WM, Dasgupta T. Mechanical properties, fracture surface characterization, and microstructural analysis of six noble dental casting alloys. *J Prosthet Dent* 2011 Jun;105(6):394-402.

31. Prestino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent* 1993;5:29-36.

32. Prestino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part II. *J Esthet Dent* 1993;5:63-8.

33. Howlett CR, Zreiqat H, Odell R. The effect of magnesium-ion implantation into alumina upon the adhesion of human bone-derived cells. *J Mater Sci-Mater Med* 1994;5:715-22.

34. Rosenstiel SF, Porter SS. Apparent fracture toughness of all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989;62(5):529-32.



35. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009 Sep-Oct;24(5):850-8.
36. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005 May;21(5):476-82.
37. Garvie RC, Hannik RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703-704.
38. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent* 2016 Oct;18.
39. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012 Oct;23(Suppl 6):22-38.
40. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson B, Hämmerle C, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 2009 Sept;20(Suppl 4):4,31.
41. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of maginal fit. *J Prosthet Dent* 1989 Oct;62(4):405-8.
42. Harder S, Dimaczek B, Açil Y, Terheyden H, Freitag-Wolf S, Kern M. Molecular leakage at implant-abutment connection--in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clin Oral Investig* 2010 Aug;14(4):427-32.
43. Piatelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol* 2001 Sep;72(9):1146-50.
44. Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005 Nov-Dec;20(6):875-81.



45. Burdarion G. Manual de Biomateriales dentarios. Barcelona: Editorial Masson; 1991.
46. Woda A, Mishellany A, Peyron MA. The regulation of masticatory function and food bolus formation. *J Oral Rehabil* 2006;33:840-9.
47. Karl M, Kelly JR. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dent Mater* 2009;25(11):1426-32.
48. I. Romero. Mecánica de sólidos. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid; 2016.
49. Rosentritt M, Behr M, Preis V. A Critical Evaluation of Fatigue Studies for Restorative Materials in Dentistry. *Curr Oral Health Rep* 2016;3:221-8.
50. Crabtree MG, Atkinson HF. A preliminary report on the solubility of decalcified dentine in water. *Austral J Dentistry* 1955;55:340-2.
51. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27:89-99.
52. Mattheos N, Li X, Zampelis A, Ma L, Janda M. Investigating the micromorphological differences of the implant-abutment junction and their clinical implications: a pilot study. *Clin Oral Implants Res* 2016 Nov;27(11):e134-e143 2016 Nov;27(11):e134-43.
53. ISO Norm 14801. Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2007.
54. ISO Norm 11405. Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2003.
55. Schmid-Schwap M, Graf A, Preinerstorfer A, Watts DC, Piehslinger E, Schedle A. Microleakage after thermocycling of cemented crowns--a meta-analysis. *Dent Mater* 2011 Sep;27(9):855-69.
56. Fusayama T, Katayori T, Nomoto S. Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. *J Dent Res* 1963;42(5):1183-97.
57. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007 Feb;23(2):177-85 .



58. Coray R, Zeltner M, Özcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;62:333-46.
59. Martínez-Rus F, Ferreiroa A, Özcan M, Pradies G. Marginal discrepancy of monolithic and veneered all-ceramic crowns on titanium and zirconia implant abutments before and after adhesive cementation: a scanning electron microscopy analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013 Mar-Apr;28(2):480-7 .
60. Martínez-Rus F, Ferreiroa A, Özcan M, Bartolomé JF, Pradies G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012 Nov-Dec;27(6):1448-55 .
61. Hjerpe J, Lassila LV, Rakkolainen T, Narhi T, Vallittu PK. Load-bearing capacity of custom-made versus prefabricated commercially available zirconia abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011 Jan–Feb;26(1):132–138.
61. J. L. J., Mallan SA, P. A. M., Zarina R. A Comparative Study on Microgap of Premade Abutments and Abutments Cast in Base Metal Alloys. *J Oral Implantol* 2012 Apr; 9.
63. McLean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-11.
64. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997 Jul-Aug;12(4):527-40.
- 65 Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:38-42.
66. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years . *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-78.
67. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620-5.
68. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002;87:351-63.



69. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:589-98.
70. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont* 2006;15:77-81.
71. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 2007 Nov-Dec;22(6):879-85.
72. Rismanchian M, Hatami M, Badrian H, Khalighinejad N, Goroohi H. Evaluation of microgap size and microbial leakage in the connection area of 4 abutments with Straumann (ITI) implant. *J Oral Implantol* 2012 Dec;38(6):677-85 .
73. Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthetic frameworks. *Int J Prosthodont* 2007;20:125-31.
74. Hjalmarsson L, Örtorp A, Smedberg JI, Jemt T. Precision of fit to implants: A comparison of Cresco and Procera implant bridge frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:271-80.
75. Örtorp A, Jemt T, Bäck T, Jälevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 2003;16:194-200.
76. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: An in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 2003;89:256-60.
77. Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2011 May-Jun;24(3):207-20.
78. Lang LA, Sierraalta M, Hoffensperger M, Wang RF. Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18:652-658 .
79. de Moraes Alves da Cunha, T., de Araújo RP, da Rocha PV, Amoedo RM. Comparison of fit accuracy between Procera® custom abutments and three implant systems. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012 Dec;14(6):890-5 .



80. Solá-Ruíz MF, Selva-Otaolaurruchi E, Senent-Vicente G, González-de-Cossio I, Amigó-Borrás V. Accuracy combining different brands of implants and abutments. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2013 Mar 1;18(2):e332-6 .
81. Zanardi PR, Costa B, Stegun RC, Sesma N, Mori M, Laganá DC. Connecting accuracy of interchanged prosthetic abutments to different dental implants using scanning electron microscopy. *Braz Dent J* 2012;23(5):502-7.
82. 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(3):278-92.
83. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;86:24-32.
84. Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(3):353-9.
85. Kim KS, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB, Yang JH, Lee JB, et al. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection . *Clin Oral Implants Res* 2011;22:834-9.
86. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design . *Clin Oral Implants Res* 1997;8:290-8.
87. Rodrigues Neto DJ, Cerutti-Kopplin D, do Valle AL, Pereira JR. A method of assessing the effectiveness of the friction fit interface by measuring reversetorque. *J Prosthet Dent* 2014 Oct;112(4):839-42.
88. Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J Prosthodont* 2011 Oct;20(7):510-6.
89. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. Mosby Elsevier. 2006.
90. Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *Cranio* 2003;21:248-252 .



91. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, et al. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 2004;32:451-457 .
92. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, et al. Limits of human bite strength. . *J Prosthet Dent* 1986;56:226-229 .
93. Jent T, Karlsson S, Hedegard G. Mandibular movement of young adults recorded by internally placed light emitting diodes. *J Prosthet Dent* 1979;42:669-673 .
94. Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures—a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent* 1998;80:330-336 .
95. Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2002 88:498-502.
96. Yilmaz B, Salaita LG, Seidt JD, Clelland NL, McGlumphy EA. Load to failure of different titanium abutments for an internal hexagon implant. *J Prosthet Dent* 2015 Oct;114(4):513-6.
97. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2005 Nov;32(11):838-43 2005 Nov;32(11):838-43.
98. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6(3):157-64.
99. Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. 2008;23:253-262. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008 Mar-Apr;23(2):253-62.
100. Vallittu PK, Könönen M. Biomechanical aspects and material properties. In: Karlsson S, Nilner K, Dahl BL, editors. *A textbook of fixed prosthodontics: the Scandinavian approach*; 200:116-30.
101. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(4):409-14.



102. Junghoon, Y. Comparison of fracture behavior among different one-stage implants under cyclic loading. Connecticut: University of Connecticut; 2000.