

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

Estudio comparativo in vitro del ajuste y microfiltración en la interfase implante-pilar según el tipo de conexión, pilares y torque

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Jorge Luis Vélez Barros

Directores

M^a Jesús Suárez García
Jesús Peláez Rico

Madrid

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO ODONTOLOGÍA CONSERVADORA Y PRÓTESIS BUCOFACIAL



TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DEL AJUSTE Y
MICROFILTRACIÓN EN LA INTERFASE IMPLANTE-PILAR
SEGÚN EL TIPO DE CONEXIÓN, PILARES Y TORQUE**

DIRECTORES:

Profa. Dra. María Jesús Suárez García

Prof. Dr. Jesús Peláez Rico

JORGE LUIS VÉLEZ BARROS

2019

**DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD DE LA TESIS
PRESENTADA PARA OBTENER EL TÍTULO DE DOCTOR**

D./Dña. Jorge Luis Vélez Barros,
estudiante en el Programa de Doctorado en Ciencias Odontológicas,
de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de
Madrid, como autor/a de la tesis presentada para la obtención del título de Doctor y
titulada:

Estudio comparativo in vitro del ajuste y microfiltración en la interfase
implante-pilar según el tipo de conexión, pilares y torque

y dirigida por: Prof. Dra. María Jesús Suárez García
Prof. Dr. Jesús Peláez Rico

DECLARO QUE:

La tesis es una obra original que no infringe los derechos de propiedad intelectual ni los derechos de propiedad industrial u otros, de acuerdo con el ordenamiento jurídico vigente, en particular, la Ley de Propiedad Intelectual (R.D. legislativo 1/1996, de 12 de abril, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual, modificado por la Ley 2/2019, de 1 de marzo, regularizando, aclarando y armonizando las disposiciones legales vigentes sobre la materia), en particular, las disposiciones referidas al derecho de cita.

Del mismo modo, asumo frente a la Universidad cualquier responsabilidad que pudiera derivarse de la autoría o falta de originalidad del contenido de la tesis presentada de conformidad con el ordenamiento jurídico vigente.

En Madrid, a 9 de julio de 2019

Fdo.:

Firma aquí 

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DEL AJUSTE Y
MICROFILTRACIÓN EN LA INTERFASE IMPLANTE-
PILAR SEGÚN EL TIPO DE CONEXIÓN, PILARES Y
TORQUE**

Memoria para optar al grado de Doctor por la Universidad Complutense de
Madrid

Presentada por:

JORGE VÉLEZ BARROS

DIRECTORES:

Profa. Dra. María Jesús Suárez García

Prof. Dr. Jesús Peláez Rico

Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

MADRID, 2019



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial

**“Estudio comparativo in vitro del ajuste y microfiltración en la interfase
implante-pilar según el tipo de conexión, pilares y torque”**

TESIS DOCTORAL

JORGE VÉLEZ BARROS

2019

**“ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DEL
AJUSTE Y MICROFILTRACIÓN EN LA INTERFASE
IMPLANTE-PILAR SEGÚN EL TIPO DE CONEXIÓN,
PILARES Y TORQUE”**

Memoria de investigación que presenta:

Jorge Vélez Barros

Para optar al grado de Doctor en Odontología por la Universidad
Complutense de Madrid

Directores:

Dra. María Jesús Suárez G

Dr. Jesús Peláez Rico

Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial
Facultad de Odontología Universidad Complutense de Madrid

Madrid, 2019



Dña. M^a Jesús Suárez García, Profesora Titular y D. Jesús Peláez Rico, Profesor Asociado del Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

Certifican que:

El trabajo de investigación titulado: “Estudio comparativo in vitro del ajuste y microfiltración en la interfase implante-pilar según el tipo de conexión, pilares y torque” del que es autor D. Jorge Vélez Barros, ha sido realizado en este Departamento bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Madrid a nueve de julio de dos mil diecinueve.

A stylized, handwritten signature in blue ink, consisting of a large, rounded 'S' shape with a horizontal line extending from its base.

Fdo. M^a Jesús Suárez García

A handwritten signature in black ink, featuring a complex, cursive script with multiple loops and a long horizontal line extending to the left.

Fdo. Jesús Peláez Rico

AGRADECIMIENTOS

A la **Profa. María Jesús Suárez García**, directora de esta Tesis Doctoral, por abrirme las puertas y enseñarme el camino a seguir, por confiar en mi desde un principio y por sus grandes enseñanzas.

Al **Prof. Jesús Peláez Rico**, director de esta Tesis Doctoral, por confiar en mi, brindarme su amistad sincera y enseñarme que la humildad y el don de gente están por sobre todas las cosas.

Al **Prof. Raúl Arrabal Durán**, del Departamento de Ingeniería Química y de Materiales, por su ayuda incondicional en la preparación, análisis de las muestras y fase de termociclado.

A **Dña. Carmen Bravo**, del Centro de Proceso de Datos del Servicio de Apoyo a la Investigación del Área de Informática y Comunicación de la UCM, por su asesoramiento en la realización del análisis estadístico y por su paciencia.

A la **Profa. M^a Fernanda Solá-Ruiz** de la Universidad de Valencia por su inestimable ayuda durante la fase de carga cíclica de las muestras.

A mis **compañeros del Máster de Prótesis Bucofacial**, por todos los buenos años vividos y compartidos, por acogerme como uno más y hacerme sentir siempre en casa, por animarme en los momentos difíciles y por convertirse en la mejor familia que pude imaginar.

A mis **padres Jorge y Marcia**, por su amor, paciencia y apoyo incondicional, por que son mi guía y mi luz, simplemente GRACIAS.

A mi **hermana Daniela**, por ser mi mejor amiga y consejera, te quiero.

A mis sobrinos **Mateo y Victoria**, por ser luz y amor en mi vida.

A mis **amigos de Cuenca y Madrid**, por convertirse en parte fundamental de mi vida, por todos esos momentos que los llevaré en mi corazón.

Dedicado a mi familia, por haberme enseñado y transmitido sus valores, preparándome y aconsejándome en cada etapa de mi vida. Mi reconocimiento especial por su constante apoyo y generosidad, forman parte fundamental de este gran sueño.

ÍNDICE

1 RESUMEN **21**

1.1 RESUMEN EN ESPAÑOL	23
1.2 RESUMEN EN INGLÉS	27

2 INTRODUCCIÓN **33**

2.1 Generalidades	34
2.2 Biomateriales en implantología	39
2.3 Requisitos biológicos, mecánicos, físicos y químicos de los materiales para implantes	40
2.3.1 Factores Biológicos.	40
2.3.2 Factores físicos y mecánicos.	41
2.3.3 Factores Químicos.	42
2.4 Materiales para la fabricación de implantes dentales	42
2.4.1 Titanio.	42
2.4.2 Cerámicas.	43
2.4.3 Óxido de circonio.	44
2.5 Ajuste y Pasividad	46
2.5.1 Tipos de desajustes.	49
2.5.2 Factores que influyen en la valoración del ajuste.	53
2.5.3 Métodos clínicos de valoración del ajuste.	54
2.5.3.1 Presión digital alterna.	54
2.5.3.2 Visión directa junto con percepción táctil.	55
2.5.3.3 Control radiográfico.	55
2.5.3.4 Prueba con un solo tornillo.	56
2.5.3.5 Instrumentos.	56

2.5.4	Consecuencias de la falta de pasividad.	57
2.5.4.1	Complicaciones mecánicas.	57
2.5.4.2	Complicaciones Biológicas.	57
2.6	Técnicas de medición del ajuste de la interfase implante-pilar	60
2.7	Microfiltración de la interfase implante-pilar	62
2.8	Tipos de conexiones y pilares	64
2.8.1	Conexiones.	67
2.8.2	Pilares.	70
2.8.3	Diseños del tornillo del pilar.	74
2.8.4	Análisis crítico de la interfase implante-pilar.	76
3	<u>HIPÓTESIS DE TRABAJO</u>	84
4	<u>JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS</u>	88
4.1	Antecedentes y Justificación	89
4.2	Objetivos	91
5	<u>MATERIAL Y MÉTODOS</u>	94
5.1	Implantes seleccionados	95
5.2	Pilares seleccionados	97
5.3	Confección de las probetas	99
5.4	Colocación de los implantes en las probetas	100
5.5	Colocación de los pilares	103
5.6	Selección y clasificación de los grupos	104
5.6.1	Codificación de las probetas	104

5.6.2	Selección de los grupos	105
5.7	Termociclado y carga cíclica	108
5.7.1	Preparación de las muestras	108
5.7.2	Pruebas de termociclado	111
5.7.3	Pruebas de carga cíclica	113
5.8	Análisis de microfiltración.	116
5.8.1	Almacenamiento de las muestras	116
5.8.2	Preparación Metalográfica	118
5.8.3	Evaluación de la microfiltración de azul de metileno en la interfase implante-pilar	120
5.9	Análisis del ajuste en la interfase implante-pilar	123
5.9.1	Preparación de las muestras	123
5.9.2	Obtención de imágenes	126
5.9.3	Análisis de las imágenes	132
5.10	Tratamiento de los datos	136
6	RESULTADOS	140

6.1	Análisis descriptivo	141
6.1.1	Discrepancia de las diferentes conexiones y pilares independientemente del torque	142
6.1.2	Discrepancia de las diferentes conexiones y pilares a 10/20/30 N	146
6.1.3	Discrepancia según el torque aplicado	149
6.1.4	Discrepancia según el lugar de medición	152
6.1.5	Microfiltración	155
6.2	Estadística inferencial	156
6.2.1	Pruebas de Normalidad	156
6.2.2	Discrepancia de las diferentes conexiones y pilares independientemente del torque	156

6.2.3	Discrepancia de las diferentes conexiones y pilares a 10/20/30 N	160
6.2.4	Discrepancia según el torque aplicado	163
6.2.5	Discrepancia según el lugar de medición	169
6.2.6	Microfiltración	170

7 DISCUSIÓN **172**

7.1	Consideraciones Previas	173
7.2	Análisis del ajuste de la interfase pilar-implante	175
7.2.1	Tipo de conexión	176
7.2.2	Tipo de pilar	181
7.2.3	Fuerza de torque aplicado	184
7.2.4	Lugar de medición	187
7.2.5	Técnica de medición utilizada	188
7.3	Microfiltración de la interfase implante pilar	192
7.4	Consideraciones y recomendaciones Futuras	197
7.5	Limitaciones del estudio	197

8 CONCLUSIONES **200**

9 BIBLIOGRAFÍA **204**

10 ANEXOS **239**

10.1	Pruebas de Normalidad	241
10.2	Pruebas estadísticas	245

1 Resumen

1.1 RESUMEN EN ESPAÑOL

Título: Estudio comparativo in vitro del ajuste y microfiltración en la interfase implante-pilar según el tipo de conexión, pilares y torque

Introducción: El área de la implantología dental está en constante evolución, y se está imponiendo el concepto de integración global, que quiere decir una integración más amplia; no sólo se limita a los tejidos duros, sino que abarca a los tejidos blandos periimplantarios en una constante relación con la cabeza del implante y con los elementos protésicos.

Independientemente del tipo de conexión que tenga el implante, el pilar protésico irá fijado al implante a través de un tornillo, generándose una interfase entre la unión implante-pilar. Cuando en esta interfase existe un nivel de desajuste excesivo entre sus componentes, puede generar problemas mecánicos, como el aflojamiento de tornillos del pilar protésico y aflojamiento, rotación o fractura del pilar. Por otra parte, permite el paso de ácidos, enzimas, bacterias y/o sus productos metabólicos. Estas bacterias y sus metabolitos actúan directamente sobre los tejidos periimplantarios causando inflamación y sangrado, pudiendo desencadenar en una perimplantitis, con posterior pérdida de tejido óseo y del propio implante.

Hipótesis de trabajo: Las hipótesis nulas (H_0) planteadas fueron que no existirían diferencias en el ajuste marginal y microfiltración entre implantes con conexión interna y externa, con pilares rectos y angulados y diferente torque de inserción.

Objetivos: El objetivo general de esta investigación fue analizar el ajuste marginal y la microfiltración de la conexión implante-pilar en implantes con dos tipos de conexión, dos tipos de pilares y diferente torque de inserción. Este objetivo principal se proyecta en los siguientes objetivos específicos: 1) Evaluar si el ajuste implante-pilar en implantes con conexión externa e interna, en pilares rectos y angulados y diferente torque de inserción, se encuentra dentro de los límites clínicamente aceptados. 2) Comparar el ajuste implante-pilar entre los dos tipos de conexiones. 3) Comparar el ajuste entre pilares rectos y angulados en ambos tipos de conexión. 4) Comparar el ajuste implante-pilar con diferente torque de inserción de los pilares. 5) Comparar el ajuste implante-pilar según el lugar de medición 6) Evaluar la microfiltración marginal en la interfase implante-pilar en implantes con conexión externa e interna, en pilares rectos y angulados y diferente torque de inserción.

Material y métodos: Se utilizaron dos sistemas de implantes con conexiones diferentes de la empresa Mozo-Grau, 60 implantes con conexión externa (Osseous STD) y 60 con conexión interna tipo cono morse (Inhex STD), dando un total de 120 implantes. A su vez se atornillaron dos tipos de pilares mecanizados de la misma casa comercial, uno 60 pilares rectos y 60 pilares angulado para ambas conexiones a un torque de 10N, 20N, y 30N.

Los implantes con sus respectivos pilares se colocaron en el interior de unas probetas mecanizadas de metacrilato.

Se crearon dos grupos de 60 probetas cada uno, en función del tipo de conexión a analizar, y cada grupo se dividieron en 6 subgrupos (n=10) según el tipo de pilar empleado para coronas cementadas: recto y angulado y el torque aplicado al pilar: 10 N, 20 N y 30 N. Todas las probetas fueron sometidas a pruebas de carga cíclica y termociclado mediante el uso de la máquina simuladora de masticación. El termociclado se realizó a una temperatura mínima de 5 °C y una máxima de 55 °C intercalados por un tiempo de 5 segundos, se realizaron un total de 1.200 ciclos por cada muestra. Por otro lado, se aplicaron 250.000 ciclos de cargas axiales y laterales simultaneas de 200 N a 2 Hz de frecuencia por segundo. Las probetas se almacenaron en azul de metileno por 24 horas. Se desgastaron todas las muestras hasta llegar a su eje central, posteriormente se pulieron con diferentes tipos de lijas y se analizaron mediante la microscopía electrónico de barrido.

Resultados: Respecto a la discrepancia marginal de la interfase del complejo implante-pilar, todos valores se encontraron dentro de los límites clínicamente aceptables.

- Según el tipo de conexión, existieron diferencias en el ajuste marginal entre sistemas de implantes con diferentes tipos de conexiones, independientemente del tipo de pilar y del torque. Desde un análisis según el tipo de conexión, los implantes con conexión interna tipo como Morse presentan un mejor ajuste marginal (1,29 μm), comparados con los implantes de conexión externa (1,92 μm).

- Según el tipo de Pilar, existieron diferencias entre los pilares rectos y angulados. Los pilares rectos presentaron un menor desajuste marginal (1,40 μm), comparado con los pilares angulados (1,77 μm) en ambas conexiones independientemente del torque aplicado, cuando se analizó el comportamiento de cada pilar (recto y angulado) en los dos tipos de conexiones, los pilares recto y angulado con conexión externa (1,67 y 2,16 μm) presentaron un peor ajuste que con conexión interna (1,12 μm y 1,37 μm).
- Según el torque aplicado, existieron diferencias entre los torques aplicados tanto según la conexión como según el pilar. Cuando se emplea una fuerza de torque de 30 N, presenta mejores niveles de ajuste marginal que los atornillados a 20 y a 10 N en los dos tipos de conexiones y con los dos tipos de pilares.
- Según el lugar de medición, no se encontraron diferencias en la discrepancia de las dos caras (mesial y distal), independientemente del tipo de conexión, pilar y torque aplicado, con una discrepancia de medias de 0,003 μm , siendo la cara mesial la que presenta un mejor ajuste marginal.

Conclusiones:

1. Los valores de discrepancia marginal de la interfase implante-pilar en los dos tipos de conexiones analizadas y en los dos tipos de pilares analizados a los diferentes torques, se encuentran dentro de los límites clínicamente aceptables.
2. Los implantes con conexión interna presentaron un mejor ajuste marginal que los implantes con conexión externa independientemente del tipo de pilar y torque aplicado.

3. Cuando se compararon los dos tipos de pilares analizados, sin tener en cuenta el tipo de conexión ni el torque aplicado, los pilares rectos presentaron los valores de discrepancia implante-pilar mas bajos.
4. El torque empleado demostró tener influencia en el ajuste implante–pilar, independientemente de la conexión y el pilar, siendo en todos los casos la menor discrepancia observada en el torque a 30 N
5. No existieron diferencias en el ajuste implante-pilar entre las mediciones realizadas en mesial y en distal tanto de forma global, como dentro de cada grupo.
6. No fue posible observar y cuantificar la microfiltración a nivel de la interfase en los dos tipos de conexiones y los dos pilares analizados, con la técnica empleada.

1.2 RESUMEN EN INGLÉS

Title: A comparative in vitro study of the fit and microfiltration in the implant-abutment interface according to the type of connection, abutments and torque

Introduction: The area of dental implantology is constantly evolving, and the concept of global integration is being imposed, which means a wider integration; not only is it limited to hard tissues, but it also covers the peri-implant soft tissues in a constant relationship with the head of the implant and with the prosthetic elements.

Regardless of the type of connection, the prosthetic abutment will be fixed to the implant through a screw, generating an interface between the implant-abutment connection. When in this interface there is a level of excessive mismatch between its components, it can generate mechanical problems, such as loosening of screws of the prosthetic abutment and loosening, rotation or abutment fracture. On the other hand, it allows the passage of acids, enzymes, bacteria and / or its metabolic products. These bacteria and their metabolites act directly on the peri-implant tissues, causing inflammation and bleeding, which can trigger a perimplantitis, with subsequent loss of bone tissue and the implant itself.

Hypotheses: The null hypotheses (H0) raised were that there would be no differences in the marginal fit and microleakage between implants with internal and external connection, with straight and angulated abutments and different insertion torque.

Objectives: The general objective of this investigation is to analyze the marginal adjustment and microfiltration of the implant-abutment connection in implants with two types of connection, two types of abutments and different insertion torque. This main objective is projected in the following specific objectives: 1) To evaluate the implant-abutment fit in implants with external and internal connection, in straight and angulated abutments and different insertion torque, is within the clinically accepted limits. 2) Compare the implant-abutment fit between the two types of connections. 3) Compare the fit between straight and angled abutments in both types of connection. 4) Compare the implant-abutment fit with different insertion torque of the abutments. 5) Compare the implant-abutment adjustment according to the place of measurement 6) Evaluate the marginal microleakage in the implant-abutment interface in implants with external and internal connection, in straight and angulated abutments and different insertion torque.

Material and methods: Two implant systems were used with different connections from the company Mozo-Grau, 60 implants with external connection (Osseous STD) and 60 with internal connection type morse cone (Inhex STD), giving a total of 120 implants. Each implant is screwed with two types of machined abutments from the same

commercial house, one 60 straight abutments and 60 angled abutments for both connections at a torque of 10N, 20N, and 30N. The implants with their respective abutments were placed inside machined methacrylate specimens. Two groups of 60 specimens each were created, depending on the type of connection to be analyzed, and each group was divided into 6 subgroups (n = 10) according to the type of abutment used for cemented crowns: straight and angulated and the torque applied to the abutment: 10 N, 20 N and 30 N. All specimens They were subjected to cyclic loading and thermocycling tests by using the chewing simulator machine. The thermocycling was carried out at a minimum temperature of 5 °C and a maximum of 55 °C interspersed for a time of 5 seconds, a total of 1,200 cycles were performed for each sample. On the other hand, 250,000 cycles of simultaneous axial and lateral loads of 200 N at 2 Hz frequency per second were applied. The specimens were stored in methylene blue for 24 hours. All samples were worn until they reached their central axis, afterwards they were polished with different types of sandpaper and analyzed by scanning electron microscopy.

Results: Regarding the marginal discrepancy of the interface of the implant-abutment complex, all values were found within the clinically acceptable limits.

- According to the type of connection, there were differences in the marginal fit between implant systems with different types of connections, regardless of the type of abutment and torque. From an analysis according to the type of connection, the implants with

internal connection type Morse cone have a better marginal fit (1.29 μm), compared with external connection implants (1.92 μm).

- According to the type of abutment, there were differences between the straight and angulated abutments. The straight abutments show a lower marginal misfit (1.40 μm), compared to the angulated abutments (1.77 μm) in both connections regardless of the applied torque, when the behavior of each abutment (straight and angled) was analyzed in both types of connections, the straight and angled abutments with external connection (1.67 and 2.16 μm) presented a worse fit than with internal connection (1.12 μm and 1.37 μm).

- According to the applied torque, there were differences between the torques applied both according to the connection and according to the abutment. When a torque force of 30 N is used, it presents better marginal fit levels than those screwed to 20 and 10 N in the two types of connections and with the two types of abutments.

- According to the place of measurement, no differences were found in the discrepancy of the two faces (mesial and distal), regardless of the type of connection, abutment and torque applied, with a mean difference of 0.003 μm , the mesial face being the presents a better marginal adjustment.

Conclusions:

1. The marginal discrepancy values of the implant-abutment interface in the two types of connections analyzed and in the two types of abutments analyzed with different torques, are within the clinically acceptable limits

2. Implants with internal connection show a better marginal fit than implants with external connection regardless of the type of abutment and torque applied.

3. When comparing the types of abutments analyzed, regardless of the type of connection and the applied torque, the straight abutments have the lowest implant-abutment discrepancy values.

4. The torque used proved to have an influence on the implant-abutment adjustment, independently of the connection and the abutment, being in all cases the smallest discrepancy observed in the torque at 30 N

5. There are no differences in implant-abutment fit between mesial and distal measurements both globally and within each group.

6. It was not possible to observe and quantify microfiltration at the interface level in the two types of connections and the two abutments analyzed, with the technique used.

2 Introducción

2.1 Generalidades

La implantología es una de las disciplinas más antiguas en el área de la odontología, existen descripciones sobre la utilización de los implantes radiculares que se remontan a hace cientos de años a civilizaciones muy antiguas. Por ejemplo, hace 4.000 años los chinos tallaban cañas de bambú con apariencia de clavijas y las introducían en el hueso en forma de sustitutos dentales fijos. Hace 2.000 años, los egipcios utilizaban metales con un diseño parecido en forma de clavija. En Europa se encontró un cráneo con un diente de metal ferroso con apariencia de clavija que databa de los tiempos de Jesucristo. Hacia el año 600 d. C, los incas de América Central utilizaban extractos de conchas marinas y, los insertaban en el hueso para sustituir los dientes perdidos. ⁽¹⁾ La historia nos revela que el hombre siempre ha buscado la posibilidad de sustituir un diente por un implante con la forma aproximada del primero.

Desde tiempos remotos se ha intentado reponer los dientes perdidos por múltiples causas como pueden ser, la caries dental, enfermedad periodontal o incluso traumatismos, sustituidos por elementos restauradores que han permitido devolver y restablecer una correcta anatomía, estética y función del sistema estomatognático. La prótesis tradicional fija o removible es una solución válida y ha sido durante mucho tiempo en odontología la única solución al problema del edentulismo parcial o total de los pacientes. Uno de los factores negativos de los tratamientos con este tipo de prótesis, es que frecuentemente conllevan a la generación de daños inevitables e irreversibles en los dientes remanentes.

En 1952, Brånemark ⁽²⁾ inició unos estudios experimentales muy ambiciosos sobre la circulación microscópica durante la cicatrización de la médula ósea. Estos estudios condujeron al uso de implantes dentales a comienzos de la década de 1960; se consiguió la integración de los implantes en perros durante 10 años sin que se observaran reacciones adversas significativas en tejidos duros o blandos. ⁽³⁾ En 1965 empezaron a realizarse estudios clínicos con implantes en seres humanos de acuerdo con los principios de Brånemark; estos estudios se prolongaron durante 10 años y en 1977 se publicaron sus resultados. ⁽²⁾ Brånemark empezó a utilizar el término “osteointegración” que definió como el contacto directo entre el hueso vivo y la superficie de un implante, en lugar de fusión ósea o anquilosis, termino propuesto por Bothe y Strock. ^(4,5)

Los conceptos de osteointegración propuestos por Brånemark en 1965 ⁽²⁾ han tenido más repercusión que los de cualquier otra persona en la historia de la odontología. No existen precedentes a la documentación de estudios de casos clínicos, investigaciones quirúrgicas y de fisiología ósea, cicatrización de los tejidos duros y blandos, y aplicaciones en el tratamiento restaurador de los estudios de laboratorio de Brånemark. ⁽⁶⁾ La publicación de sus estudios provocó cambios importantes en la implantología, desarrollándose en Gotemburgo un sistema de implantes con estudios prospectivos clínicos a largo plazo tras la investigación en animales.

Adell y cols, ⁽⁷⁾ en 1981 publicaron los primeros resultados tras 15 años de seguimiento de tratamientos con implantes en pacientes con maxilares totalmente edéntulos, demostrando que aproximadamente el 90% de los implantes mandibulares anteriores insertados en las bocas de pacientes tras el primer año de carga seguían funcionando

perfectamente 5-12 años después. Un hecho importante que observaron, es que existía un porcentaje de fracaso superior en los implantes colocados en el maxilar respecto a los situados en la mandíbula.

Otros estudios como los de Eriksson y cols, ⁽⁸⁻¹⁰⁾ publicaron las tasas de supervivencia en la osteointegración de implantes colocados en el maxilar y en la mandíbula con más de 15 años de seguimiento. Las tasas de supervivencia para el maxilar fueron de 92% a 5 años, 81% a 10 años y 78% a 15 años. En la mandíbula las tasas de supervivencia fueron de 98% a 5 años, 89% a 10 años y 86% a 15 años, ratificando que los estudios de Branemark son predecibles en el tiempo.

El uso de implantes dentales para tratar el edentulismo completo y parcial se ha convertido ya en una modalidad terapéutica integral dentro de la odontología restauradora,^(8, 11, 12) y en los 15 últimos años, se ha convertido en una técnica rutinaria para la reposición dental.

Durante la última década, los implantes dentales han ido evolucionando constantemente a través de la investigación y desarrollo de las diferentes empresas con el objetivo de mejorar la calidad de atención al paciente, permitiéndonos practicar una odontología restauradora integral y global, que quiere decir obtener una integración completa entre los tejidos duros y blandos periimplantarios.⁽¹³⁾

La demanda de prótesis sobre implantes cada vez es mas elevada, siendo uno de sus objetivos fundamentales garantizar la longevidad de las restauraciones. Por otro lado, las

exigencias rehabilitadoras son cada vez mas elevadas, de tal manera que se está produciendo una concentración de los estudios en el análisis de los componentes de anclaje y los aditamentos protésicos.⁽¹⁴⁾

Existe un gran número de pilares protésicos y aditamentos entre los cuales el dentista debe de elegir un sistema que sea predecible y reproducible a través del tiempo.

Desde las primeras intervenciones implantológicas se ha considerado a la osteointegración, siempre como factor fundamental y prioritario relacionado con el éxito de los implantes, obviando así, aspectos biológicos importantes relacionados con la conexión del implante, con el pilar protésico y con la conexión protésica.

Los primeros implantes oseointegrados presentaban un diseño de hexágono externo en la plataforma del implante. ⁽²⁾ Este tipo de conexión se ha asociado con una cierta cantidad de pérdida ósea periimplantaria, especialmente durante el primer año de funcionamiento. ⁽⁶⁾ Se propusieron tres posibles factores como las principales causas de este hecho: a) la inflamación crónica en la interfase implante-pilar ⁽¹⁵⁾, b) la distribución de tensiones en la cresta ósea marginal, ⁽¹⁶⁾ y c) la presencia de micromovimientos en la interfase implante/pilar. ⁽¹⁷⁾ El grado de filtración entre un implante y sus componentes protésicos depende de factores variables, como un ajuste preciso entre los componentes, el torque dado y los micromovimientos entre los componentes del sistema implante-pilar durante el funcionamiento. ⁽¹⁷⁻²⁰⁾

Uno de los mayores desafíos en los sistemas modernos de implantes; es prevenir la microfiltración bacteriana dentro de la interfase implante/pilar, en un intento por minimizar las reacciones inflamatorias y, por lo tanto, maximizar la estabilidad ósea alrededor de la plataforma del implante. ^(18, 19) Los fabricantes de implantes han intentado disminuir esta filtración y han aumentado la estabilidad de la unión implante/pilar al proporcionar retención mecánica de alto nivel en el proceso de apriete de los componentes protésicos, un factor importante para prevenir las microfiltraciones. ^(21, 22)

Una de las áreas de estudio de suma importancia en lo que respecta a la estabilización crestral ósea alrededor de la plataforma de los distintos sistemas de implantes es el ajuste pilar-implante. Independientemente del tipo de conexión que tenga el implante, interna o externa, el pilar protésico irá fijado al implante a través de un tornillo, generándose una interfase entre la unión implante-pilar. Cuando en esta interfase existe un nivel de desajuste excesivo, éste podría causar daños irreparables en los tejidos periimplantarios, ^{(17) (19, 23)} además de una mala transmisión de las fuerzas desde el pilar al implante, lo que genera micromovimientos constantes, que con el tiempo pueden producir complicaciones mecánicas como pueden ser: aflojamiento, rotación y/o fractura del tornillo o pilar transepitelial.^(24, 25) Así también, en los estudios de Al-Turki y cols, se ha reportado una reducción de la precarga cuando existe una falta de adaptación de la interfase implante-pilar. ⁽²⁶⁾

Se ha documentado que en la microfiltración bacteriana y su posterior colonización, se producen en diferentes tipos de implantes y conexiones implante-pilar.⁽¹⁵⁾ Aunque no se ha relacionado de una forma directa la presencia de células inflamatorias adyacentes a un

microgap con la presencia de placa bacteriana,⁽²⁷⁾ se ha demostrado la existencia de picos de células inflamatorias, las cuales se producen aproximadamente a 0.5 mm coronal al microgap.⁽²⁸⁾

La microfiltración producida por el gap en la unión implante-pilar permite el paso de ácidos, encimas, bacterias y/o sus productos metabólicos.⁽²⁹⁾ Estas bacterias y sus metabolitos actúan directamente sobre los tejidos periimplantarios y causan inflamación y sangrado, pudiendo desencadenar una perimplantitis, con posterior pérdida de tejido óseo y del propio implante.⁽²⁸⁻³¹⁾

Teniendo en cuenta que el presente trabajo de investigación se centra en el ajuste pilar-implante sobre dos sistemas de conexión diferentes, consideramos de suma importancia analizar y sintetizar a continuación los conceptos y principios en que se fundamenta la biomecánica, para así comprender que repercusiones mecánicas y biológicas podría llegar a tener su desajuste.

2.2 Biomateriales en implantología

La selección apropiada del biomaterial de implante es un considerado un factor clave para el éxito a largo plazo de los implantes. El entorno biológico no acepta por completo cualquier material por lo que, para optimizar el rendimiento biológico, los implantes deben ser seleccionado para reducir la respuesta biológica negativa manteniendo al mismo tiempo la función adecuada.

Los biomateriales son aquellos materiales que son compatibles con los tejidos vivos. Las propiedades físicas de los materiales, su potencial para corroerse en el entorno tisular, la configuración de su superficie, la inducción de tejido y su potencial para provocar inflamación o rechazo son todos factores importantes en esta área. El área de los biomateriales dentales ha evolucionado significativamente en las últimas décadas. El objetivo de la investigación en biomateriales ha sido desarrollar materiales para la fabricación de implantes dentales que induzcan o favorezcan una cicatrización rápida, predecible y controlada tanto de tejidos duros como blandos. ^(32, 33)

Los materiales utilizados para la fabricación de implantes dentales se pueden categorizar de dos maneras diferentes:⁽³⁴⁾

1. Desde un punto de vista químico: a) metales y b) cerámicas
2. Desde un punto de vista biológico: a) biodinámicos, b) biotolerantes, c) bioinertes y d) bioactivos. ⁽³⁵⁻³⁸⁾

2.3 Requisitos biológicos, mecánicos, físicos y químicos de los materiales para implantes

2.3.1 Factores Biológicos.

Es de fundamental importancia que cualquier material implantado en el organismo no provoque reacciones adversas que permitan obtener el efecto deseado. En otras palabras,

el material debe ser biocompatible. En el caso de un implante a insertar en el tejido óseo, estas consideraciones representan la necesidad de que pueda interactuar con el hueso de manera tal que se produzca una total integración funcional y estructural entre el implante y el tejido. La situación identificada fue definida por Craig como oseointegración.⁽³⁹⁾ Esto implica una serie de acontecimientos biológicos que van desde una respuesta inicial del tejido anfitrión, el hueso, ante la colocación de un cuerpo extraño, el implante, en una herida, hasta el desarrollo de una osteogénesis en la interfase implante-hueso que asegure la inmovilidad para el funcionamiento clínico.

2.3.2 Factores físicos y mecánicos.

Sobre el material de un implante actúan fuerzas que presentan componentes de tracción, de compresión y de cizallamiento.^{(40) (41)} Cuando dichas fuerzas sobrepasan los límites de resistencia del material puede ser enormemente perjudicial para la longevidad del mismo debido a sus propiedades mecánicas, tales como el límite máximo de resistencia, la resistencia a la fatiga, la deformabilidad por fluencia, la ductilidad y la fractura.^(41, 42)

En general, el límite de fatiga de los materiales de implantes metálicos alcanza aproximadamente el 50% de su resistencia máxima a la tracción. Sin embargo, esta relación solo es aplicable a sistemas metálicos ya que los sistemas poliméricos no tienen ningún límite más bajo en términos de resistencia a la fatiga. Los materiales cerámicos son débiles cuando son sometidos a fuerzas de cizallamiento debido a la combinación de la resistencia a la fractura y a que poseen ductilidad nula, hecho que puede llevar a la fractura.

La mayoría de los estándares consensuados para los metales (American Society for Testing and Material (ASTM), International Standardization Organization (ISO), American Dental Association (ADA), exigen una ductilidad mínima del 8 % para limitar las fracturas frágiles. ⁽⁴³⁻⁴⁵⁾.

2.3.3 Factores Químicos.

La corrosión representa un problema muy importante para los materiales metálicos empleados en implantología dental, las diferencias entre las composiciones de electrolitos y el oxígeno presentes en la cavidad oral son diferentes de las presentes en los líquidos tisulares.⁽⁴²⁾ Además, el pH puede variar en el interior de la cavidad oral, debido a esto, el pH al que los implantes están constantemente expuestos es mayor a otros puntos específicos de los tejidos dentro de la cavidad oral . En los estudios de Plenk y Zitter, ^(41, 45) afirman que la corrosión galvánica (CG) podría ser mayor en implantes dentales que en implantes ortopédicos.

2.4 Materiales para la fabricación de implantes dentales

2.4.1 Titanio.

El titanio tiene un historial favorable de ser utilizado con éxito como un biomaterial de implantes y este éxito se le atribuye a su excelente biocompatibilidad debido a la formación de una capa de óxido estable en su superficie. ⁽⁴³⁾

El titanio comercialmente puro (CPTI) se clasifica en 4 grados que difieren en su contenido de oxígeno. El grado 4, presenta la mayor cantidad de oxígeno (0,4%) y el grado 1 el (0,18%) tiene el menor contenido de oxígeno ⁽⁴⁶⁾. El hierro se añadió para dar resistencia a la corrosión, también se añadió el aluminio para brindar una mayor resistencia y disminución de la densidad, mientras que el vanadio actúa como un eliminador de aluminio para evitar la corrosión, (Tabla1).

Debido a su alta pasividad, espesor controlado, formación rápida, capacidad de repararse a sí mismo de forma instantánea si está dañado, resistencia al ataque químico, actividad catalítica para una serie de reacciones químicas, y el módulo de elasticidad compatible con la del hueso, el Titanio es el material de elección para aplicaciones intraóseas.

Como desventaja, el titanio presenta problemas estéticos, debido a su color gris y es más pronunciado cuando el biotipo periodontal no es óptimo y el color oscuro se deja ver través de una encía fina.⁽⁴⁷⁻⁴⁹⁾

2.4.2 Cerámicas.

La investigación en el área de biomateriales se ha centrado en descubrir materiales para la fabricación de implantes dentales que presenten características como: un color que mejore la apariencia estética y que al mismo tiempo sea altamente biocompatible y capaz de resistir las fuerzas presentes en la cavidad oral. ⁽⁵⁰⁾

Las cerámicas se introdujeron por primera vez en el área de implantología odontológica en forma de recubrimientos sobre implantes endóseos metálicos para mejorar

la osteointegración. Durante los últimos 15 años, varias formas de recubrimientos cerámicos se han utilizado en implantes dentales.⁽⁵¹⁾

Las cerámicas son materiales no orgánicos, no metálicos y no poliméricos fabricados por compactación y sinterización a temperaturas elevadas. Se pueden categorizar de acuerdo con la respuesta biológica que provocan en los tejidos como:

- Bioactivo: La formación del hueso nuevo se da en su superficie y el intercambio iónico con el tejido del huésped conduce a la formación de enlaces químicos a lo largo de la interfase (cerámicas de vidrio).

- Biorreabsorbible o Biotolerante. El material no es rechazado por el tejido del huésped sino rodeado por una cápsula fibrosa (fosfato de calcio).

- Bioinerte. Los materiales permiten una aposición cercana del hueso en su superficie (alúmina, circonita y carbono).⁽⁵²⁾

2.4.3 Óxido de circonio.

Debido a los problemas estéticos que pueden producir los implantes de titanio por su color gris, que en algunas situaciones en presencia de tejido blando desfavorable o de recesión gingival, puede producir una exposición antiestética de los componentes metálicos.

⁽⁵³⁾ En consecuencia, la investigación de los implantes se ha centrado en el descubrimiento un material de similar color con el diente ⁽⁵⁴⁾, lo cual mejora notablemente la apariencia estética de los implantes dentales y, al mismo tiempo, es altamente biocompatible y capaz de soportar las fuerzas presentes en la cavidad oral, con lo cual se introdujo el óxido de circonio.

(54)

La resistencia y tenacidad del óxido de circonio puede explicarse por su mecanismo de endurecimiento, como deflexión de grietas, blindaje de zona, protección de contacto y puente de grietas. La prevención de la propagación de grietas es de importancia crítica en situaciones de alta fatiga, como las que se encuentran en masticación y parafunción. Esta combinación de propiedades mecánicas favorables hace que la circona sea un material único y estable para su uso en situaciones de carga elevada ⁽⁵⁵⁾. La resistencia a la flexión biaxial del implante de circona oscila entre 900 y 1100 MPa, mientras que el módulo de Weibull oscila entre 10-13, (Tabla. 1).⁽⁵⁶⁾

Por otro lado, en cuanto a la adhesión bacteriana, se ha reportado una menor acumulación de placa con los implantes de circona. Bacterias como *S. sanguis*, *Porphyromonas gingivalis*, y cocos han mostrado una adherencia menor a la circona que a la superficie de titanio. La adhesión del *Streptococcus* al circonio también es similar a la de la cerámica de vidrio. No parece haber diferencia entre circona pulida y glaseada en lo que respecta a la adherencia de bacterias.⁽⁵⁵⁾

MATERIAL	ANÁLISIS NOMINAL (p/o)	MÓDULO DE ELASTICIDAD GN/m ² (psi x 10 ⁶)	RESISTENCIA MÁXIMA A LA TRACCIÓN MN/m ² (ksi)	ELONGACIÓN HASTA FRACTURA (%)	SUPERFICIE
Titanio	99+Ti	97 (14)	240-550 (25-70)	>15	Ti óxido
Titanio-aluminio-vanadio	90Ti-6Al-4V	117 (17)	869-896 (125-130)	>12	Ti óxido
Cobalto-cromo-molibdeno (colado)	66Co-27Cr-7Mo	235 (34)	655 (95)	>8	Cr óxido
Acero inoxidable (316L)	70Fe-18Cr-12Ni	193 (28)	480-1.000 (70-145)	>30	Cr óxido
Zirconio	99*Zr	97 (14)	552 (80)	20	Zr óxido
Tántalo	99*Ta	—	690 (100)	11	Ta óxido
Oro	99*Au	97 (14)	207-310 (30-45)	>30	Au
Platino	99*Pt	166 (24)	131 (19)	40	Pt

Tabla 1. Propiedades de materiales utilizados en implantes quirúrgicos
Imagen obtenida de Misch 2009. ⁽⁴³⁾

2.5 Ajuste y Pasividad

El ajuste marginal, se puede considerar uno de los factores más importantes en la confección de la prótesis implanto-soportada. En las restauraciones unitarias atornilladas, este requisito es fácilmente obtenible, especialmente si se utilizan componentes mecanizados de precisión. Sin embargo, en las prótesis fijas cementadas, su interés ocupa un segundo plano, ya que, en éstas, la pasividad se obtiene de forma más sencilla al insertarse la prótesis con el cemento, que minimiza la tensión sobre el sistema. El ajuste pasivo perfecto puede ser considerado como una utopía, aunque existe una cierta tolerancia a pequeñas discrepancias.

Holmes y cols, ⁽⁵⁷⁾ definen el ajuste marginal, como el “desajuste” entre la estructura colada y el diente, el cual puede ser medido alrededor de varios puntos a lo largo de la superficie interna, externa y en el margen de la cofia. Cabe recalcar que este concepto se aplicó al ajuste marginal estudiado entre los dientes y la prótesis fija convencional. Se ha aplicado el mismo concepto para los estudios de ajuste entre los implantes dentales y los

pilares / restauraciones.

Al igual que en la prótesis fija convencional sobre dientes, la causa de desadaptación de la estructura protésica sobre implantes suele ser multifactorial. ⁽⁵⁸⁻⁶⁰⁾ Las distorsiones pueden ocurrir en las dimensiones del eje x, y, y z, ^(61, 62) y pueden ser causados por algunos factores como son: la inclinación del implante, las técnicas de impresión y materiales utilizados, el proceso fabricación de la estructura, el diseño y configuración de la estructura, y experiencia del clínico / técnico. ^(63, 64) Además de todo esto, las distorsiones pueden aumentar cuando la longitud del tramo de la prótesis es mayor a la recomendada. La fabricación de la estructura para prótesis fijas convencionales soportadas sobre múltiples implantes es muy sensible a la técnica y es inevitable un cierto grado de distorsión (aproximadamente 100 μm). ⁽⁶⁵⁾ Por lo que, se recomienda el uso de diferentes técnicas de impresión, ⁽⁶⁶⁾ plantillas de verificación, ⁽⁶⁷⁾ cilindros metálicos de baja fusión, ⁽⁶⁸⁾ estructuras coladas seccionadas y modelos maestros de referencia ⁽⁶⁹⁾ para minimizar las desadaptaciones durante la fabricación de la estructura protésica. Por lo tanto, el ajuste clínico final de una prótesis depende de los métodos utilizados y de la experiencia del equipo clínico-técnico.

Por otro lado, el uso de nuevas tecnologías para la fabricación de restauraciones implanto-soportadas ha revolucionado la odontología moderna, ⁽⁷⁰⁾ las restauraciones fabricadas a través de sistemas CAD/CAM proporcionan buenos resultados clínicos y un muy buen ajuste entre el implante y los componentes protésicos, mejorando su pasividad cuando se los compara con métodos convencionales, por lo que pueden ser considerados como una buena opción para mejorar los resultados clínicos. ⁽⁷¹⁾

Los umbrales de discrepancia tolerables no se han establecido formalmente, ahora bien, las tensiones generadas a consecuencia de la presencia de un ajuste pasivo inadecuado parecen ser más críticas sobre los elementos protésicos que sobre la unión hueso-implante. La consecución de un ajuste pasivo entre las estructuras y los implantes es fundamental si queremos que la osteointegración se mantenga en el tiempo y no se vea comprometida. La falta de un ajuste pasivo puede provocar complicaciones tanto de tipo mecánico (aflojamiento de tornillos o fractura de componentes) como de tipo biológico como podría ser la inflamación gingival, la pérdida ósea e incluso de la osteointegración. ⁽⁷²⁾.

Se entiende por ajuste pasivo, el grado de ajuste en que la prótesis se puede atornillar sin generar ningún tipo de tensión o deformación sobre el sistema prótesis-implante, salvando la precarga.

- Adell y cols, ^(7, 8) dicen que el ajuste pasivo sucede cuando la separación existente entre las superficies del implante y el pilar transeptelial es inferior a las 10 μm .
- Klineberg y Murray, ⁽⁷³⁾, consideraban que el ajuste pasivo se da cuando la discrepancia es menor o igual a 30 μm en un 90% de la interfase entre implante y pilar transeptelial.
- Jemt y cols, ⁽⁷⁴⁾ definieron el ajuste pasivo como un nivel de ajuste en donde no existen complicaciones clínicas a largo plazo, y sugirieron que discrepancias menores de 150 μm se podían considerar como aceptables.
- Kan y cols, ⁽⁷⁵⁾ aceptan como ajuste pasivo discrepancias menores o iguales a 150 μm .

Estos valores son considerados valores más teóricos que clínicos. De hecho, Millington y Leung,⁽⁷⁶⁾ observaron que discrepancias tan pequeñas como 6 μm ya son capaces de generar tensiones a nivel de la estructura colada y que, al aumentar ese valor, aumentan éstas. Además, Jemt y Book,⁽⁷⁷⁾ comprobaron que las tensiones generadas por un desajuste se mantienen en el tiempo. Por lo tanto, si el ajuste no es totalmente pasivo, en el implante se genera una carga estática que actúa las 24 horas del día y se suma a las cargas dinámicas tanto de tipo funcional como de tipo parafuncional. Sin embargo, no son pocas las veces que vemos prótesis implanto-soportadas que a pesar de no presentar un ajuste pasivo siguen funcionando en boca y no fracasa el tratamiento al cabo de los años, se cree que es debido quizás porque el hueso presente cierta tolerancia y la manifieste a través de la elasticidad del mismo.

2.5.1 Tipos de desajustes.

El ajuste pasivo se puede definir como la máxima congruencia entre el implante y el pilar en toda su extensión. Holmes y cols,⁽⁵⁷⁾ propusieron una clasificación de desajustes marginales dependiendo del lugar de medición.

- **Desajuste interno:** La medida perpendicular desde la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación.
- **Desajuste externo o marginal:** La distancia perpendicular entre la restauración y la preparación a nivel del margen, medida en la porción externa.
- **Discrepancia marginal vertical:** El desajuste marginal vertical medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.

- **Discrepancia marginal horizontal:** El desajuste marginal horizontal medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- **Desajuste sobreextendido o margen sobrecontorneado:** La distancia perpendicular desde el desajuste marginal al margen de la restauración, es decir la distancia que rebasa la restauración a la línea de terminación.
- **Desajuste infraextendido o margen infracontorneado:** Es la distancia perpendicular desde el ajuste marginal al ángulo cavosuperficial del diente. En este caso el diente sobrepasa a la restauración.
- **Discrepancia marginal absoluta o total:** Es la combinación angular del desajuste marginal vertical y el horizontal. Es la distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial (Fig. 1).

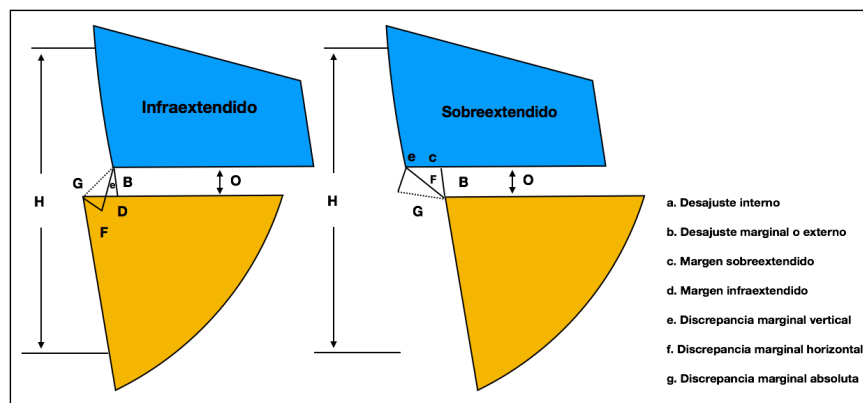


Fig. 1. Terminología de las discrepancias marginales descritas por Holmes y cols.

(57)

En el mismo estudio, ⁽⁵⁷⁾ los autores también definieron una clasificación de los tipos de defectos marginales que pueden existir según la presencia del gap o de la extensión o una combinación ambas (Fig. 2).

- **Sin defectos:** La discrepancia marginal absoluta es nula. No existen defectos ni verticales ni horizontales. Se trata del ajuste ideal.
- **Defectos verticales:** La discrepancia en este caso es puramente vertical, no hay defectos de extensión. El desajuste marginal absoluto coincide con el vertical, externo e interno.
- **Defectos horizontales:** No existen defectos verticales, sólo horizontales. En este tipo la discrepancia marginal horizontal coincide con la absoluta, que es el error de extensión. Por lo tanto, en este grupo se pueden encontrar dos subtipos de defectos horizontales:
 - Defectos de sobreextensión
 - Defectos de infraextensión
- **Defectos mixtos:** Son una combinación de todos los defectos anteriores, son los más usuales, ya que encontrar defectos verticales u horizontales puros es muy difícil.

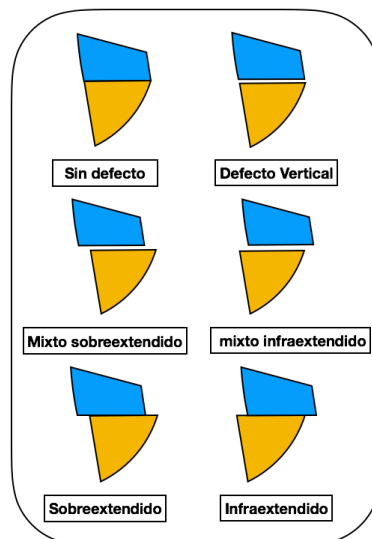


Fig. 2. Clasificación de los diferentes tipos de defectos marginales. ⁽⁵⁷⁾

Existe una cierta discrepancia y falta de estandarización en los estudios con respecto a la localización de los puntos de medición de la interfase implante-pilar, así también como la terminología para definir “ajuste” varía entre los investigadores. Frecuentemente el mismo término es utilizado para referirse a diferentes medidas o diferentes términos son utilizados para referirse a la misma medida, ^(57, 78) No fue hasta 1989 cuando Holmes y cols, unificaron las referencias empleadas para medir la interfase marginal, las mismas que se han extrapolado para el estudio y análisis de implantes. ⁽⁵⁷⁾

De todos los parámetros propuestos por estos autores, la discrepancia absoluta es el índice más representativo para la determinación del ajuste marginal, debido a que es una combinación del desajuste vertical y horizontal. A pesar de ello, resulta complicado resumir en un sólo dato toda la información presente en el "gap". Por este motivo, es imprescindible realizar varias mediciones a lo largo del margen si se quieren obtener unos resultados relevantes. ⁽⁷⁸⁾

Por otro lado Kano y cols, ⁽⁷⁹⁾ propusieron una clasificación estandarizada basándose en la de los estudios de Holmes y cols para medir de una forma más precisa el microgap de la interfase implante/pilar. Esta clasificación incluye componentes tanto verticales como horizontales.

- **El desajuste vertical (A):** se define como la separación vertical medida desde el punto cero a una línea vertical que pasa a través del punto más externo del implante, sin considerar el redondeo del contorno externo del implante y del pilar. Se denomina

como “punto cero”, a la intersección entre el eje horizontal (x) y el eje vertical (y) que pasa por el borde más externo del implante.

- **El desajuste horizontal (B):** es la separación horizontal medida desde el punto cero hasta el contorno externo del pilar. Si el pilar es más ancho que el implante se considera un sobrecontorno ($B > 0$); si el pilar tiene un diámetro más estrecho que el implante, se considera que subcontorno ($B < 0$) (Fig. 3).



Fig. 3. Terminología de la discrepancia en la interfase implante/pilar descrita por Kano y cols. ⁽⁷⁹⁾

2.5.2 Factores que influyen en la valoración del ajuste.

En clínica es difícil valorar de forma suficientemente precisa el grado de ajuste de una prótesis implanto-soportada. Varios factores pueden influir como por ejemplo la agudeza visual, la luz, el ángulo de visión y la utilización de lupas, e inclusive el grado de experiencia

del profesional. Además, la capacidad de detectar diferentes niveles de desadaptación varía entre los clínicos. ^(80,81) Así también, como el número y la distribución del implante, la rigidez de la estructura protésica, la capacidad del tornillo para cerrar el gap entre el implante y el pilar y / o la ubicación del margen.

Clelland y cols, ⁽⁸²⁾ demostraron que gaps marginales de hasta 500 μm en prótesis de hasta dos implantes no fueron detectables con un explorador cuando se dio un torque de 10 N a los tornillos protésicos, con lo cual parecería que se puede tener un ajuste pasivo debido a que el torque del tornillo protésico cerró el gap. A medida que se aumenta el número de implantes el ajuste pasivo se vuelve aún más crítico y difícil de conseguir. ⁽⁸³⁾

2.5.3 Métodos clínicos de valoración del ajuste.

Kan y cols, ⁽⁷⁵⁾ describieron varios métodos que se pueden utilizar clínicamente para la evaluación del ajuste pasivo.

2.5.3.1 Presión digital alterna.

Consiste en realizar presión con el dedo sobre la estructura no atornillada de manera alterna en ambos extremos de la estructura. Si notamos un balanceo de la misma o aparición de burbujas de saliva en la interfase entre el implante y el pilar transeptelial significará que al ajuste no es pasivo ⁽⁷²⁾.

2.5.3.2 Visión directa junto con percepción táctil.

Consiste en valorar el ajuste mediante la observación directa de la interfase implante-pilar transepitelial con la ayuda de una sonda. Este método mejora notablemente cuando se usa con amplificación y mucha iluminación. ^(67, 84, 85) La capacidad de detección del desajuste dependerá de la capacidad visual del profesional, del calibre de la punta de la sonda y de si la situación de la interfase es subgingival.

Christensen en 1966 ⁽⁸⁶⁾, demostró que profesional no es capaz de detectar discrepancias inferiores a 51 μm cuando la interfase es supragingival, ni discrepancias inferiores a 119 μm cuando es subgingival. ⁽⁷²⁾ Dedmon y cols, ⁽⁸¹⁾ informaron una grandes discrepancias en la capacidad de los profesionales para detectar lo que se puede considerar como un desajuste marginal aceptable. En su estudio, los clínicos consideraron que se puede considerar como aceptables a discrepancias marginales entre 32-230 μm horizontalmente y 43-196 μm verticalmente. Además, Carr y Toth, ⁽⁸⁰⁾ también informaron discrepancias en la capacidad de los profesionales para detectar desajustes de menos de 95 μm .

La punta de la sonda fina suele tener un grosor de 60 μm , por lo que desajustes menores no se detectarán, por lo tanto, es una forma limitada de valorar el grado de ajuste y se deberá utilizar en combinación con alguna de las otras técnicas.

2.5.3.3 Control radiográfico.

Las radiografías tienen una fiabilidad limitada ya que es muy difícil conseguir realizarlas con una angulación adecuada del haz y la posición correcta de la placa respecto al haz y al implante, sobre todo por factores anatómicos. Una técnica paralela perfecta no

permite detectar discrepancias inferiores a 50 μm y una variación en el ángulo incidente de $\pm 10^\circ$ aumenta a 200 μm esa mínima discrepancia detectable. De hecho, lo más probable es que se solapen los componentes enmascarando desajustes, por tanto, se utilizará siempre en combinación con otros métodos. ^(87, 88)

2.5.3.4 Prueba con un solo tornillo.

Jemt y Petterson, ⁽⁸⁹⁾ sugieren la prueba de 1 tornillo para la evaluación del ajuste del marco, y Tan y cols, ⁽¹⁶⁾ describieron más detalladamente la prueba que consiste en apretar el tornillo de uno de los pilares extremos y observar el grado de ajuste en el extremo opuesto, permitiendo así observar fundamentalmente la presencia de discrepancias verticales y serán sobretodo patentes cuanto más larga sea la estructura debido a que las discrepancias verticales suelen magnificarse en el pilar del tramo opuesto al que se atornilla ⁽⁹⁰⁾.

Se utilizará este método en combinación con la percepción visual y la sonda cuando se trate de márgenes supragingivales y, cuando sean subgingivales, con ayuda de la radiografía.

2.5.3.5 Instrumentos.

Jemt y cols, ⁽⁹¹⁾ describieron 4 sistemas que cuantifican de forma tridimensional la desadaptación de la prótesis: el Mylab, de la Universidad de Washington, los fotogramétricos 3D y los sistemas de la Universidad de Michigan. Las discrepancias pueden medirse con precisión cerca de los 10 μm . Sin embargo, estos sistemas son sensibles a la técnica, costosos y requieren un equipo especial. Además, a excepción de la fotogrametría 3D, estos sistemas solo pueden usarse de forma extraoral y, por lo tanto, limitan sus aplicaciones clínicas.

De todos los instrumentos antes mencionados, el que parece tener más interés a nivel clínico es el “Periotest”. En los estudios in vitro realizados por May y cols, ⁽⁹²⁾ demostraron que es capaz de detectar discrepancias iguales o superiores a 100 μm , y aunque los resultados iniciales fueron prometedores, es necesario que se realicen más investigaciones. ⁽⁷²⁾

2.5.4 Consecuencias de la falta de pasividad.

2.5.4.1 Complicaciones mecánicas.

En estudio previos in-vitro se ha demostrado que el aflojamiento de los tornillos de retención de los pilares o la fractura de los mismos, son las complicaciones más frecuentes relacionadas con la presencia de un gap o falta de adaptación en la conexión implante-pilar. La presencia de estos gaps entre el implante y el pilar puede originar distribuciones desfavorables de tensiones en los componentes de la conexión, en el implante propiamente dicho y en el hueso crestal,⁽⁹³⁾ dando como resultado el aflojamiento o fractura de los elementos anteriormente mencionados.

2.5.4.2 Complicaciones Biológicas.

Otro posible inconveniente que puede surgir debido a una mala adaptación en el sistema implante-pilar, es el contenido de células inflamatorias en el tejido blando circundante, lo que puede afectar a los niveles de soporte del hueso alveolar. Teniendo en cuenta que los diferentes componentes de los implantes son relativamente adecuados para la acumulación / maduración de placa, debido a su configuración geométrica o a su material de fabricación, sumado al hecho de que las poblaciones de patógenos pueden transmitirse directamente a través de los dientes o simplemente y de manera natural se forman en los

implantes colocados en pacientes desdentados, por lo tanto, áreas o zonas retentivas que favorecen a la acumulación de placa deben evitarse en el diseño de los implantes dentales.

(14)

Canullo y cols, ⁽⁹⁴⁾ evaluaron la presencia bacteriana dentro de la conexión del implante y en el fluido del surco periimplantario de implantes sanos, encontrando que todas las conexiones analizadas resultaron contaminadas después de 5 años de carga funcional. Sin embargo, el diseño de la conexión puede influir en los niveles de actividad bacteriana de forma cualitativa y cuantitativa, especialmente dentro de la conexión del implante.

Adell y cols, ⁽⁷⁾ demostraron en un estudio en animales que las células inflamatorias fueron un hallazgo común encontrado en el tejido blando en la proximidad de la conexión implante-pilar. Posteriormente, Borgini y cols ⁽³⁰⁾, demostraron un pico de células inflamatorias ligeramente en coronal a la interfase de la conexión implante-pilar alrededor de los tejidos blandos en implantes de dos piezas. Los autores especulan acerca de que este aumento en el contenido de células inflamatorias puede ser debido a la adhesión y a la proliferación de bacterias en el biofilm que se forma en la interfase implante-pilar durante la manipulación de los tejidos blandos por parte del operador para la instalación del componente protésico. Por lo tanto, el implante puede actuar como un reservorio de bacterias a partir del cual los microorganismos pueden filtrarse a través de la brecha de la conexión, perpetuando el proceso infeccioso que puede conducir a la inflamación primaria y, en última instancia pérdida de hueso (Fig. 4).

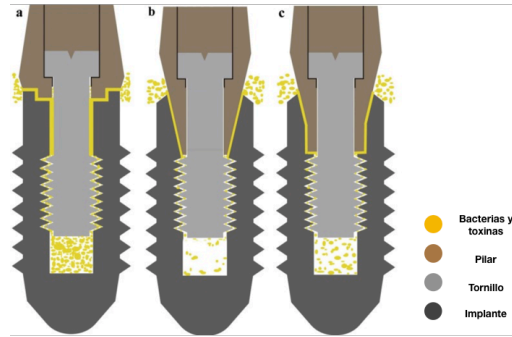


Fig. 4. Esquema de la colonización bacteriana en diferentes conexiones de implantes.

Imagen obtenida de Liu y Wang. ⁽⁹⁵⁾

Dibart y cols ⁽¹⁸⁾, mostraron que el sellado proporcionado por el diseño de implantes de conexión cónica era hermético, evitando la penetración de las bacterias desde afuera de la conexión. Varias investigaciones han tratado de medir el gap implante-pilar en implantes conectados a pilares de diversos tipos, y también en diversas modalidades de coronas individuales, y superestructuras.

Las mediciones obtenidas en los estudios mencionados anteriormente varían en magnitud (décimas a varios cientos de micras). Jansen y cols ⁽¹⁵⁾, midieron el gap implante-pilar en diferentes combinaciones del implante y el pilar, tanto en conexiones hexagonales externas e internas, Las mediciones fueron realizadas mediante microscopio electrónico de barrido (MEB) a nivel del radio exterior de la conexión, encontrando distancias significativas en el gap de aproximadamente $<10 \mu\text{m}$ para todos los sistemas.

2.6 Técnicas de medición del ajuste de la interfase implante-pilar

En la actualidad existen numerosas técnicas analíticas de medición para determinar la brecha o gap en la interfase implante-pilar in-vitro como, por ejemplo, la microscopía electrónica de barrido, la microscopía óptica, la microscopía de reflejo, el microscopio móvil, la videografía láser, las técnicas de fotogrametría, y los medidores de tensión de líquidos.

El análisis de imagen por ordenador es uno de los métodos más usados para la medición de la interfase implante/pilar utilizando diferentes tipos de microscopía, una de las más utilizadas es la microscopía electrónica de barrido (MEB), ya que se pueden realizar mediciones del ajuste de una forma simple, sistemática y objetiva. ⁽⁹⁶⁾

Independientemente del tipo de microscopía utilizada existe cierta discrepancia en los ángulos de medición de la interfase el cual va a depender si se secciona o no el espécimen y también de la configuración de la conexión. En ciertas metodologías de estudios los investigadores utilizan el microscopio óptico colocando la muestra de forma perpendicular al microscopio para observar el desajuste de una manera más eficaz. Otros autores utilizan el MEB, ⁽⁹⁷⁾ técnica conservadora, con un excelente poder de magnificación que permite analizar con gran precisión la discrepancia y la calidad marginal. Pero, el MEB también tiene limitaciones ya que requiere una preparación previa de las muestras (fijación, metalización, etc.) y la exactitud de sus medidas depende del ángulo de observación. ⁽⁹⁸⁾

La visión directa a través de microscopía es un método conveniente y, dado que no es destructiva, se puede usar para monitorizar los cambios que existan a lo largo del tiempo.

Sin embargo, los márgenes redondeados de los especímenes a menudo no tienen un punto de referencia repetible, lo que dificulta determinar el sobrecontorneado marginal mediante visualización directa.⁽⁹⁹⁾ Por lo tanto, las muestras deben estar en el mismo plano focal y en una posición reproducible.⁽¹⁰⁰⁾

La visión mediante el corte transversal del complejo implante-pilar permite una mayor precisión en la determinación de los puntos de medición comparándolo con la visión directa. Sin embargo, la visión transversal requiere que las muestras se sujeten mediante probetas y se seccionen y, por lo tanto, no se pueden usar en estudios donde se requieren mediciones antes y después de una intervención. Un problema importante al revisar la literatura es que en la mayoría de los estudios en los que se observa la interfase implante-pilar no se determinan puntos de referencia bien definidos y estandarizados.^(15, 101, 102)

Existen también otras técnicas de medición como la de la proyección óptica de perfil mediante iluminación transmitida en una platina de microscopio óptico, es una forma de combinar los aspectos positivos tanto de la visión directa como de las técnicas transversales cuando se miden las discrepancias marginales. Con esta técnica, se puede utilizar un microscopio óptico como un perfilómetro cuando la luz ilumina la superficie exterior y el espacio interno de la interfase. Este procedimiento permite el uso de un punto de medición repetible, de modo que las muestras se puedan medir antes y después de una intervención.

El microscopio óptico es un instrumento fácil de usar y operar a bajo costo, y puede ser utilizado para estudios clínicos y de laboratorio.

2.7 Microfiltración de la interfase implante-pilar

El correcto diseño de los sistemas de implantes es de mucha importancia para la prevención de la colonización bacteriana a nivel de la interfase implante-pilar. Actualmente uno de los mayores factores que puede causar el fracaso de implantes osteointegrados es la perimplantitis que puede ser producida por la microfiltración bacteriana. ⁽¹⁰³⁾

Independientemente de la cantidad de acumulación de placa bacteriana a nivel de la conexión del implante, los tejidos adyacentes, blandos y duros presentan gran infiltración de sustancias inflamatorias que posteriormente puede desencadenar la pérdida de tejido de soporte y, en consecuencia, la pérdida de la restauración implanto-soportada. ^(104, 105)

Dependiendo de los diferentes sistemas de implantes, se puede ver un microgap de aproximadamente 1 a 49 μm en la interfase implante-pilar, y cuando el implante se somete a fuerzas masticatorias el gap aumenta. ⁽¹⁰⁶⁾ Por lo tanto, es imprescindible lograr un óptimo contacto alrededor de toda la conexión del implante entre sus componentes para prevenir el acúmulo bacteriano a este nivel.

En la literatura existen diversas metodologías in-vitro para evaluar la filtración bacteriana, entre las más utilizadas están: la utilización y evaluación del crecimiento bacteriano mediante cultivos de bacterias presentes en boca con saliva artificial, ^(107, 108) agentes reveladores como el azul de metileno y el azul de toluidina, ⁽¹⁰⁹⁾ también se utilizan diferentes tipos de microscopía como la óptica, espectrofotómetro y fluorescencia, así como el control de la hibridación de ADN, y el análisis de material genético mediante la reacción

en cadena de la polimerasa PCR. Además, existen estudios en los que se aplican cargas estáticas o dinámicas. Existe una falta de estandarización en la metodología, por lo que los resultados son contradictorios dependiendo de la metodología utilizada. Existen tres factores importantes a considerar para prevenir y evitar la microfiltración bacteriana: 1) el diseño de la conexión, 2) el material del implante y/o pilar, 3) el torque aplicado al tornillo del pilar.

(105)

Los implantes con hexágono externo no evitan la microfiltración en condiciones de carga tanto estáticas como dinámicas de los implantes, esto puede deberse a que la altura del hexágono es pequeña y la plataforma del pilar puede rotar ligeramente sobre el hexágono, por lo que presentan un mal sellado bacteriano. Los implantes de hexágono interno, principalmente los implantes tipo como “Morse”, presentan buenos resultados respecto a la microfiltración bacteriana tanto en condiciones de carga estática como dinámica.^(18, 109) Esto puede deberse a que el diseño del cono interno crea una superficie de contacto casi paralela produciendo un “bloqueo por fricción en frío”, como consecuencia de un perfecto sellado entre sus componentes.^(108, 110)

Los pilares de titanio presentan un mejor sellado comparándolos con los de circonia, la interfase de la conexión con pilares de titanio presenta un microgap de alrededor de 2 μm , mientras que los pilares de circonia de 26.7 μm ,⁽¹¹¹⁾ además los pilares de titanio presentan una mejor integridad estructural en condiciones de cargas cíclicas dinámicas comparándolos con los pilares de circonia, por lo que podrían tener un mejor sellado y menor microfiltración bacteriana.^(112, 113) Por otro lado, los pilares mecanizados tienen un mejor sellado

comparándolos con pilares colados, como consecuencia de la falta de acabado y pulido de los mismos. ⁽¹¹⁴⁾

Se deben respetar y seguir los valores de torque sugeridos por los fabricantes, ya que si se aplica un torque manual (10-15 N) el torque será inferior al necesario para obtener un buen sellado a nivel de la interfase, y como consecuencia es posible la penetración de microorganismos en los implantes. ⁽¹¹⁵⁾ El torque aplicado es directamente proporcional al ajuste pasivo entre los componentes de la conexión, es decir a mayor toque mejor sellado en la interfase. Cuando damos un torque adecuado al tornillo del pilar que por lo general no debe superar una fuerza de 30 N, existe un mayor ajuste superficial entre los componentes de la conexión por lo que la microfiltración bacteriana es menor. ⁽¹⁰⁹⁾ Por otro lado, es muy importante que los procesos de mecanizado y acabado sean precisos para mejorar la interfase del implante, por lo que hay que evitar el uso de pilares colados o genéricos.

2.8 Tipos de conexiones y pilares

El éxito de un tratamiento, se fundamenta principalmente en un correcto diagnóstico y en la elección de un adecuado plan de tratamiento conforme a la situación de cada paciente, por lo cual es importante conocer las indicaciones de la rehabilitación protésica sobre implantes.

El continuo desarrollo de los componentes protéticos en implantología ha aumentado considerablemente las posibilidades de tratamiento, exigiendo conjuntamente función y estética. Para obtener dichos resultados es importante tener en cuenta la función de los

pilares, que pasaron de ser una simple conexión entre el implante y la prótesis, a ser un determinante fundamental en el logro final estético y funcional del tratamiento rehabilitador.

(116)

En el mercado cada vez existe un número mayor de fabricantes de implantes dentales, utilizando nombres comerciales para sus componentes, que frecuentemente son exclusivos de un determinado sistema. Estos nombres han proliferado hasta el punto de generar bastante confusión. Actualmente existen diferentes términos o abreviaturas que describen componentes básicos muy similares.^(44, 117)

Para empeorar aún más las cosas, y debido al enfoque colectivo del tratamiento implantológico, el aumento de esta base de referencia obliga en muchos casos al odontólogo restaurador a conocer numerosos sistemas de implantes. Debido a la necesidad de conocer bien numerosos sistemas y a la falta de uniformidad en los nombres de los componentes, cada vez es más difícil la comunicación entre fabricantes, odontólogos, personal auxiliar y técnicos de laboratorio.

Un pilar de implante dental, conocido también como intermediario protésico, abutment, transmucoso, es un componente integral en la restauración protésica de implantes, que funciona dualmente como una interfase y una estructura de soporte. Como una interfase significa un medio de unión entre el implante y la prótesis; pero además, actúa como soporte para las diversas prótesis utilizadas en restauraciones sobre implantes, ya sea directa o indirectamente.⁽¹¹⁸⁾

Los pilares generalmente se pueden separar del implante, pero en algunos casos pueden formar parte del implante en sí. Además, no todas las restauraciones de implantes requieren pilares, en estos casos, la corona está fabricada para unirse directamente a la plataforma del implante por medio de un tornillo. Los pilares efectivamente ayudan a formar la parte restauradora de la prótesis sobre implantes, proporcionando retención, soporte, estabilidad y la posición óptima para la restauración final

Generalmente hay dos tipos de pilares: pilares que utilizan uno o dos tornillos, con todas las variaciones posibles derivadas de estos tipos.

Un pilar de un solo tornillo, es un pilar para uso para prótesis cementadas, en las cuales el pilar recibe un tornillo que conecta al implante y la restauración es cementada al pilar. También se pueden utilizar para prótesis atornilladas en las cuales el pilar forma un único cuerpo con la prótesis, y este conjunto recibe un solo tornillo que lo conecta al implante.

Un pilar de dos tornillos generalmente se utiliza para prótesis atornillada, en las cuales el pilar recibe un tornillo que lo conecta directamente al implante, y un cilindro protésico incorporado a la prótesis recibe un segundo tornillo que conecta dicha restauración al pilar.

En términos de retención, el pilar de un solo tornillo depende completamente de la fuerza de fricción de las superficies opuestas o de la precarga impartida en la rosca de tornillo incorporada.⁽¹¹⁹⁾ Por otro lado, un pilar de dos tornillos generalmente incorpora una característica de diseño que brinda estabilidad adicional.

2.8.1 Conexiones.

Dittmer y cols, propusieron una clasificación de los implantes basada en el tipo de geometría que clasificaron en dos grupos ⁽¹²⁰⁾: el primer grupo se puede describir como conexiones o uniones del complejo implante-pilar a tope o conexiones antideslizantes, estos se caracterizan por tener un buen ajuste pasivo alrededor de toda su superficie y la presencia de un microgap entre el implante y el pilar.

El segundo grupo comprende un diseño de la interfase cónica, con unión entre sus componentes por medio de fricción de los mismos, es decir entre el implante y el pilar.⁽¹²¹⁾

Ambos tipos de conexiones pueden subclasificarse en dos grupos: los primeros comprenden los implantes de conexión interna y el segundo grupo de conexión externa. Los tipos de implantes de conexión interna se caracterizan por tener a los pilares colocados dentro del cuerpo del implante, en cambio los tipos de conexión externa se caracterizan porque el pilar recubre en toda su extensión al cuerpo del implante (Fig. 5).

La configuración del hexágono en los implantes de conexión externa, se diseñó inicialmente para facilitar la inserción del implante. Sin embargo, esta función primaria evolucionó, llegando a utilizar el hexágono como un sistema antirotacional y así facilitar la inserción de las prótesis principalmente unitarias.^(122, 123)

Este diseño inicial, tal como lo propuso Branemark, se incorporó a una variedad de sistemas de implantes del mercado, ya que se había vuelto popular en ese momento. A pesar

de esto, el diseño contenía inconvenientes, principalmente debido a la altura limitada de la geometría del hexágono externo, 0.7 mm, que era relativamente ineficaz para resistir cargas laterales.^(123, 124) Varios autores investigaron la capacidad del hexágono externo para resistir a este tipo de cargas, especulando que la conexión se prestaba a un mayor movimiento en un nivel microscópico entre los componentes de acoplamiento cuando se someten a estas cargas, es decir, la capacidad de resistir micromovimientos presentes a lo largo del tiempo en la masticación. Sin embargo, son estos movimientos los que pueden provocar el aflojamiento de los tornillos de pilar y / o la fractura por fatiga de los componentes.^(8, 77, 125) Binon y cols, informaron que discrepancias de ajuste horizontal en las conexiones de hexágono externo resultaron en la deformación de los implantes, así como de los tornillos. Se ha demostrado que esta deformación tiene un efecto sobre la rigidez de la de la conexión, la resistencia a la fatiga, la retención de la precarga y contribuye al aflojamiento del tornillo.⁽¹²¹⁾

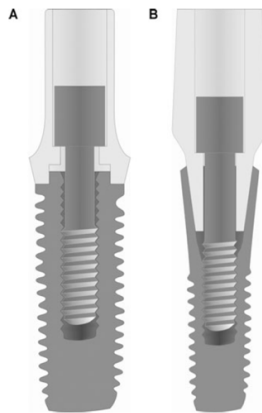


Fig. 5. Tipos de Conexiones: **A.** Conexión Externa. **B.** Conexión Interna tipo cono Morse.

Imagen obtenida de Dittmer y cols.⁽¹²⁰⁾

Los implantes de conexión interna se introdujeron posteriormente con el objetivo de reducir o eliminar en lo posible las complicaciones mecánicas, de las conexiones externas, reduciendo así el estrés que se transfiere desde el complejo implante-pilar al hueso crestral periimplantario ⁽¹²³⁾. Norton y cols, demostraron que la conexión cónica interna era significativamente más estable en comparación con una conexión externa hexagonal, al comportarse de una mejor manera en un ensayo de flexión de 3 puntos, en el cual resistían fuerzas de flexión extremas ⁽¹²⁶⁾. En el mismo estudio, establecieron la presencia de una zona de falla crítica a nivel del cuello del tornillo del pilar, que se considera el "eslabón débil de la cadena" para las conexiones externas. Sin embargo; las conexiones cónicas no tienen resistencia a la rotación, uno de los principales beneficios de la articulación hexagonal externa. ⁽¹²⁶⁾

Dittmer y cols, ⁽¹²⁰⁾ compararon seis tipos de configuraciones diferentes implante-pilar; cinco de los seis sistemas fueron conexiones internas y el grupo control fue un implante Nobel Biocare de conexión externa. El objetivo del estudio fue evaluar la capacidad de carga estática de sistemas de implantes clínicamente establecidos de conexiones variables. Los autores llegaron a la conclusión de que el diseño de las conexiones tiene una influencia significativa en la capacidad de carga de los implantes. Las superficies laterales cónicas opuestas del implante y el pilar, la denominada superficie de ajuste por fricción, ⁽¹²⁷⁾ tienen ventajas en la resistencia ante cargas axiales y laterales, en comparación con las conexiones que tienen un solapamiento relativamente corto del pilar al implante, como sucede en las conexiones externas. ⁽¹²⁰⁾

2.8.2 Pilares.

Los pilares se pueden clasificar según: 1) su conexión, 2) su retención a la prótesis, 3) su relación axial con el cuerpo del implante, 4) su material de confección, 5) su tipo de confección. ^(116, 118, 128)

1. Conexión:

- **Conexión Externa** (o de hexágono externo): la figura geométrica del hexágono se encuentra por encima de la plataforma del implante, asentando los pilares sobre los implantes. ⁽¹⁾
- **Conexión Interna** (o de hexágono interno): los pilares asientan dentro de la depresión hexagonal del implante, presentando así 6 posiciones, lo que le da la posibilidad de variación cada 60°. ⁽¹⁾
- **Cono Morse (CM)**: Se basa en un mecanismo de encaje, en el que dos elementos, el pilar o elemento cónico (macho), entra en íntimo contacto con la superficie interna cónica del implante (hembra), creando un ajuste por fricción en frío. La interfase del cono evita que el pilar se incline resistiendo la carga lateral. La convergencia del cono puede ser de 8,11°. ⁽¹²⁹⁾
- **SynOcta**: Esta conexión desarrollada por “The International Team for Implantology” (ITI), combina un octógono interno con morse taper (unión de dos conos por fricción). La convergencia del cono es de 8 a 16°. ⁽¹³⁰⁾

2. Retención a la prótesis:

- **Atornillado:** Emplea un tornillo para fijar la prótesis al pilar transepitelial o directo al implante.
- **Cementado:** Su fijación se consigue mediante el uso de cemento.
- **Pilar para retenedor:** (attachment) emplea un sistema de retenedor para fijar una prótesis removible (como un retenedor en anillo-O ring, Locator).⁽¹³¹⁾

3. Relación axial respecto al cuerpo del implante.

- **Pilar recto:** Presenta una angulación de 0° con respecto al eje axial del implante, solo varia la altura gingival.
- **Pilar Angulado:** Empleado en aquellos casos en los que es necesario una corrección de la angulación, de manera que los tornillos de acceso no queden en posición desfavorable⁽¹³²⁾. Este pilar está disponible en angulaciones de 15 a 35 °. La superficie del implante del pilar angulado es de 12 caras internamente; esta forma le permite ajustarse al implante hexagonal de 12 formas diferentes para simplificar el posicionamiento del pilar.

4. Material de confección:

- **Metálicos:** Los pilares de titanio son los mas utilizados, teniendo en cuenta que el titanio es una de las aleaciones más utilizadas en implantología debido

a sus excelentes propiedades biológicas y mecánicas. Muchos estudios clínicos han demostrado una excelente supervivencia en las restauraciones soportadas por pilares de titanio ⁽¹³³⁾. Existen además otros tipos de aleaciones utilizadas en la confección de pilares como: Aleaciones de Oro, Cromo-Cobalto, Níquel-Cromo.

- **Pilares de plásticos:** Fabricados de un polímero plástico cuyo color es semejante al del diente, como puede ser el PEEK, siendo su objetivo dar soporte a la restauración temporal, pudiendo llegar su tiempo de permanencia en boca hasta 180 días. ⁽¹³⁴⁾

Los pilares temporales de polietereetercetona (PEEK) se han introducido recientemente para fabricar coronas provisionales con implantes. Es un polímero sintético con alta resistencia biomecánica y propiedades químicas inertes, que lo hacen atractivo para su uso en aplicaciones médicas. No hay mucha literatura disponible sobre la durabilidad de estos pilares. Sin embargo, un estudio de investigación establece la resistencia a la fractura de los pilares PEEK similares a los pilares de titanio. ⁽¹³⁵⁾

- **Pilares cerámicos:** Se han introducido para evitar algunos inconvenientes de los pilares metálicos como la visualización del pilar por la retracción gingival, o el cambio del color de la encía por la translucidez del metal en los biotipos periodontales finos especialmente en las zonas estéticas. Estudios previos destacan entre sus ventajas que no producen un cambio de color en la mucosa perimplantaria en comparación con los pilares metálicos, ⁽¹³⁶⁾ y que existe menor

adhesión bacteriana en la superficie de pilares cerámicos de circona, en comparación con los pilares de titanio, ^(137, 138). Así mismo, en un estudio clínico a 3 años se observó que los pilares de circona y titanio mostraron los mismos resultados biológicos, y de supervivencia ^{(139) (116)}

Si embargo, los pilares cerámicos no están exentos de inconvenientes. Se ha demostrado que la interfase implante-pilar en pilares de titanio mostraron un ajuste significativamente mejor comparadas con las conexiones en pilares de circona, en los que se encontraron gaps aproximadamente de tres a siete veces más grandes que los del pilar de titanio. ⁽¹⁴⁰⁾

5. Tipo de confección.

a. Pilares prefabricados:

- **No modificables:** Se fabrican con los mismos tornos alfanuméricos que los implantes, por lo que poseen entre ellos un alto ajuste y adaptación marginal.⁽¹¹⁶⁾ Son fabricados por las empresas que industrializan los implantes y ofrecen una amplia gama de alternativas de componentes protésicos, que tratan de cubrir las diferentes posibilidades rehabilitadoras.
- **Pilares modificables:** Se diferencian de los pilares estándar por la posibilidad de modificar su sección (diámetro y forma) en el trayecto transmucoso ayudando a lograr un perfil de emergencia adecuado.

- b. Pilares confeccionados en laboratorio:** Son pilares en los que el técnico de laboratorio mediante un cilindro de plástico (UCLA) puede crear un pilar. ⁽¹¹⁸⁾ Pueden ser colados (todo el cilindro es de plástico calcinable) o sobrecolados (el margen del cilindro es de una aleación de metal). ⁽¹⁴¹⁾
- c. Pilares mecanizados:** son pilares personalizados confeccionados mediante tecnología CAD/CAM con titanio o circona. ⁽¹⁴²⁾

2.8.3 Diseños del tornillo del pilar.

En un esfuerzo para superar los problemas de inestabilidad de la interfase implante-pilar, el tornillo de pilar ha evolucionado para maximizar la precarga y minimizar la pérdida de torque de apriete a la fricción. ⁽¹⁴³⁾ En la actualidad el diseño del tornillo consiste en una cabeza plana, un tallo largo y 6 longitudes de rosca. El aumento de la longitud del tallo ayuda a lograr un alargamiento óptimo, y las longitudes de rosca más cortas reducen la fricción. ⁽¹⁴⁴⁾ Cuando se pierde menos torque de entrada debido a la fricción y el calor, se logra una mayor precarga. ⁽¹⁴⁵⁾

El factor más importante que determina las características de atornillado del tornillo es el material de fabricación, en este sentido, los fabricantes han realizado numerosos cambios al respecto. La resistencia a la fricción entre el titanio de las roscas del implante y el titanio de las roscas del tornillo, limita las características de precarga de tornillos de titanio, debido en parte al desgaste adhesivo que se produce durante el contacto deslizando íntimo de dos materiales similares. ⁽¹⁴⁴⁾ Por lo que, ha habido una transición al tornillo de aleación de oro. ⁽¹⁴⁶⁾

Los tornillos de aleación de oro tienen un coeficiente de fricción menor, y tienen ciertas ventajas como que se pueden apretar de manera más efectiva a precargas más altas y no se adhieren al titanio. Por otro lado, los tornillos fabricados con aleaciones de oro pueden alcanzar precargas altas de más de 890 N a aproximadamente el 75% de su límite de elasticidad, que comparándola con los tornillos de titanio es más del doble de lo que se puede lograr con un tornillo de aleación de titanio.⁽¹¹⁸⁾ Un problema de este tipo de tornillos es que, si no se manejan de una forma adecuada, las roscas se deforman al apretarse. Por lo que se recomienda que el uso del tornillo de oro se limite al proceso final de colocación clínica.
(147)

En un esfuerzo por reducir aún más la resistencia a la fricción, se han aplicado revestimientos o recubrimientos a los tornillos de pilar, que ayudan a reducir la fricción. Los más notables son TorqTite (Nobel Biocare) y Gold-Tite (Implant Innovations). TorqTite es un recubrimiento patentado de teflón aplicado a tornillos de aleación de titanio, con una reducción del coeficiente de fricción en un 60%. Hurson,⁽¹⁴⁸⁾ indicó que existe un aumento efectivo en la precarga alcanzable para los tornillos de aleación de titanio a un costo significativamente menor que su contraparte de aleación de oro. El enfoque Gold-Tite es recubrir el tornillo estándar de aleación de oro con 0,76 μm de oro puro. Con un torque de apriete de 32 N, el fabricante informa de una precarga del 24% para el tornillo revestido.⁽¹⁴⁹⁾ Los datos disponibles sobre la efectividad de los recubrimientos reductores de la fricción se basan principalmente en el fabricante. Aunque los cálculos teóricos predicen un aumento en la precarga alcanzable, algunos estudios sobre la precarga de tornillos con y sin revestimiento indican que no existen diferencias estadísticamente significativas.^(150, 151) Otra preocupación

se relaciona con el desgaste de los tornillos recubiertos o revestidos después de repetidas secuencias de apriete. La efectividad de esta tecnología en la estabilidad de la conexión atornillada aún no se ha documentado completamente con investigaciones independientes y en ensayos clínicos.

2.8.4 Análisis crítico de la interfase implante-pilar.

En la actualidad, existe en el mercado una variedad importante de diseños geométricos de la interfase implante-pilar. La geometría de dicha interfase es fundamental debido a que es uno de los principales determinantes de la fuerza, y estabilidad ante la rotación de la conexión. Es fundamental y sinónimo de estabilidad protésica.

La mayoría de los estudios clínicos publicados en la literatura a largo plazo incluyen el hexágono externo. Esto es principalmente el resultado de su amplio uso, la gran cantidad de aplicaciones clínicas descritas, el nivel de complicaciones informadas y los esfuerzos resultantes para encontrar soluciones.

En el contexto original de su utilización, los implantes con hexágono externo se utilizaron para tratar pacientes completamente edéntulos. Los implantes se ferulizaron con una superestructura de metal rígida, y las conexiones externas funcionaron bastante bien, resistiendo adecuadamente a las cargas en dichos estudios y cumpliendo su función.^(2, 7) La estabilidad a largo plazo simplemente requiere de un ajuste preciso a nivel de la conexión y el cumplimiento de los principios mecánicos básicos.

En situaciones como edentulismo parcial o de un solo diente, la conexión y su tornillo están expuestos a situaciones de cargas más rigurosas. ^(152, 153) El tornillo de retención ya no está protegido del estrés y está sujeto a cargas de flexión lateral, inclinación y alargamiento, lo que da como resultado el aflojamiento del tornillo y la posterior apertura o separación de la interfase. ^(152, 154-156) La geometría del hexágono externo es generalmente corta y estrecha, lo que le hace vulnerable ante la presencia de cargas laterales debido a la participación limitada de su hexágono, además de la presencia de un punto de fulcro corto (plataforma pequeña) cuando se aplican fuerzas de vuelco. ^(124, 157)

Branemark fue el primero en reconocer esta deficiencia del hexágono, y fue quien recomendó que la conexión del hexágono externo tenga una altura mínima de 1,2 mm para brindar estabilidad lateral y rotacional, principalmente en restauraciones unitarias. ⁽¹⁵⁸⁾ El diseño original de 0.7 mm y sus innumerables clones, permanecieron sin cambios hasta hace unos años, cuando se introdujeron hexágonos más anchos y altos. Las complicaciones de la articulación helicoidal hexagonal, que consisten fundamentalmente en el aflojamiento del tornillo, variaron entre 6% y 48%. según la literatura publicada. ^(89, 125, 159-166)

En la práctica clínica, las consecuencias de mantener un diseño de la interfase implante-pilar inestable pueden ser significativas y altamente perjudiciales para el mantenimiento y correcto funcionamiento de las prótesis. Walton y cols, informaron una incidencia del 27% y 32%, de tornillos sueltos en las prótesis fijas y removibles respectivamente con un seguimiento de 22 meses de prótesis sobre implantes con hexágono externo, en una clínica privada. ⁽¹⁶⁷⁾

En los últimos 10 años, los principales fabricantes han recomendado la aplicación de un torque específico a los tornillos de pilar y venden llaves dinamométricas específicas del sistema. Aunque la aplicación controlada de torque y la mejora de los diseños de tornillos han mejorado significativamente el rendimiento del sistema, no han eliminado el problema de la conexión por completo.

Haas y cols, estudiaron 76 implantes a nivel de la interfase implante-pilar en implantes de conexión hexagonal externa con alto torque y con un diseño mejorado del hexágono y del tornillo, sin embargo, observaron un 16% de tornillos sueltos durante un tiempo medio de observación de 22.8 meses. ⁽¹⁶⁸⁾ En un informe de seguimiento de 5 años, los mismos autores informaron un 9% de aflojamiento del tornillo de pilar durante los últimos 3 años.

La modificación posterior de la altura y el ancho del hexágono, junto con una plataforma de carga aumentada, han mejorado aún más el rendimiento en las pruebas de laboratorio. ⁽¹⁶⁹⁾

Desde una perspectiva clínica, uno de los problemas más frecuentes es el desajuste rotacional que puede existir cuando se coloca un pilar en el análogo del modelo de trabajo para luego transferirlo al implante en boca, el cual posteriormente recibirá a la superestructura de una prótesis cementada o atornillada. ⁽¹²²⁾

Los cambios rotacionales mínimos en una sola ubicación del pilar pueden provocar el desajuste de la superestructura, este problema se agrava aún más en las prótesis implanto-soportadas por múltiples implantes. En respuesta, algunos fabricantes han realizado grandes

esfuerzos para mejorar las tolerancias del hexágono estándar ⁽¹⁷⁰⁾ Los diseños y configuraciones hexagonales más altas y anchas han reducido este problema, ya que son más fáciles de mecanizar y generalmente tienen mejor tolerancia ante las cargas. Estos diseños han demostrado reducir la desadaptación rotacional, pero no la han eliminado por completo.

Para superar algunas de las limitaciones de diseño de la conexión hexagonal externa, se han desarrollado una variedad de conexiones alternativas. Los más notables son, el hexágono cónico, el octagonal interno, el hexagonal interno, el hexágono cilíndrico, el cono Morse, la ranura interna y la conexión elástica. De todas estas, la conexión octagonal interna (Omniloc, Sulzer Calcitek) y la conexión flexible (IMZ) ya no están disponibles en el mercado.

Los implantes con diseños de conexión interna tienen algunas características importantes. Presentan una plataforma de altura reducida para los componentes restauradores, distribuyen de una mejor manera las cargas laterales en el interior del implante, el tornillo del pilar permanece blindado, tiene acoples o engranajes largos en la pared interna que crean un cuerpo rígido y unificado que resisten a la separación de la interfase, dichos engranajes de la pared con el implante amortiguan la vibración. Además, tienen un buen sellado microbiano, una amplia flexibilidad y la capacidad de mejorar desde un punto de vista estético la interfase implante-pilar, con el propósito de obtener restauraciones más estéticas

(170)

Las conexiones cónicas se originaron con el grupo ITI en Suiza ⁽¹⁷¹⁾ Su razonamiento fue que una conexión cónica interna produciría una interfase mecánicamente sólida, estable y autobloqueante.

Una innovación adicional con este diseño de implante, fue la eliminación de la inmersión de los implantes durante el proceso de osteointegración, dando como resultado un protocolo quirúrgico de 1 etapa. ^(172, 173) Aunque la conexión se denomina como Morse, el ángulo de acoplamiento entre las partes componentes es de 8 grados. Una verdadera conicidad Morse se da entre 2 - 4 grados y tiene características exclusivas de autobloqueo sin rosca. Es dudoso que la conexión de 8 grados permanezca intacta sin su tornillo de retención. Sin embargo, la combinación de los dos elementos estabilizadores ha resultado en una conexión fuerte, estable y predecible. ⁽¹⁷¹⁾

Las conexiones cónicas requieren de mucha precisión en el mecanizado de los implantes y los componentes protésicos. En el mercado, se encuentran disponibles dos pilares diferentes: el primero es el pilar original de perfil corto "octa" que se acopla al bisel externo del implante y permite restauraciones atornilladas, y el segundo, un pilar recto que puede modificarse para prótesis cementadas.

La configuración interna de la conexión no tiene ninguna característica antirotacional y depende completamente de un torque adecuado y lo más importante, la resistencia a la fricción de sus paredes cónicas. El acoplamiento en fricción de sus paredes protege al tornillo y proporciona una mayor resistencia al aflojamiento del mismo. Sin embargo, algunos estudios clínicos han informado aflojamiento del tornillo. Un estudio

multicéntrico de 174 implantes informó que el 8,7% de los tornillos protésicos y el 3,7% de los tornillos de pilar cónico estaban sueltos a los 6 meses. ⁽¹⁷⁴⁾ Otro estudio, con un tiempo de observación promedio de 3.5 años, informó la presencia de tornillos sueltos en un 9.1% y fracturas de los tornillos y complicaciones del pilar en el 1.5%. ⁽¹⁷⁵⁾

Este diseño original se ha modificado a un pilar de dos piezas con un hexágono antirrotacional en el extremo del cono (ST, Astra Tech) para restauraciones de implantes individuales. El pilar está asegurado en el implante por medio de un tornillo. El acoplamiento largo de la pared cónica proporciona una excelente resistencia a las cargas laterales, cierta resistencia a la fricción y un buen sellado de la interfase. Los valores de las pruebas mecánicas son muy buenos y los datos clínicos respaldan una buena estabilidad.

Con respecto a las características de resistencia entre las conexiones hexagonales cónicas y externas, la conexión cónica es aproximadamente un 60% más resistente. ⁽¹²⁶⁾ Existe cierta discrepancia en la literatura con respecto al torque del tornillo en conexiones cónicas ya que se requiere de un torque de aflojamiento mayor que el torque de entrada o de apriete. Por otra parte, Sutter y cols, informaron que el torque de aflojamiento requerido para las conexiones cónicas internas era mayor ^(124%) que el torque de apriete (entrada) original. ⁽¹⁷¹⁾ Otros estudios han demostrado que, para las conexiones de 8 grados y 11 grados, el torque de aflojamiento es menor al torque de entrada y representa de un 80% al 85% del torque de apriete original. ⁽¹²⁶⁾

Claramente el principal objetivo de las conexiones internas es que el tornillo soporte poca o ninguna carga y proporcione un contacto íntimo con las paredes del implante

para resistir los micromovimientos que pueden existir, lo que da como resultado una interfase estable y sólida. Mollersten y cols, indican claramente la ventaja en cuanto a la fuerza y capacidad de resistir las cargas que tienen los implantes de conexión interna. ⁽¹⁷⁶⁾

Para evitar el fracaso de la conexión, es fundamental tener en cuenta ciertos criterios y parámetros clínicos y mecánicos específicos como pueden ser:

- Diseño y configuración del implante.
- La tolerancia y el ajuste deberán ser óptimos
- El juego de rotación mínimo y las mejores propiedades físicas.
- Una interfase predecible y la aplicación de un torque óptimo.

En el ámbito clínico, también son importantes algunos aspectos a tener en cuenta como son:

- Una óptima distribución de los implantes.
- Cargas longitudinales con respecto al eje del implante.
- Un adecuado número, diámetro y longitud de los implantes.
- La eliminación de voladizos.
- El óptimo ajuste de la prótesis.
- El control de cargas oclusales.

3 Hipótesis de Trabajo

Es muy importante conseguir el máximo ajuste posible entre todos los componentes de la implantoprótesis, para conseguir el objetivo final de la misma, el cual es devolver la anatomía, función y estética perdidas, pudiendo así, garantizar la correcta funcionalidad y longevidad de las restauraciones.

Como hemos mencionado anteriormente, el ajuste de la interfase implante/pilar es de suma importancia, ya que está relacionado con la supervivencia de las restauraciones. Cuando esta interfase no alcanza su máxima congruencia alrededor de toda la superficie de los elementos que la componen, puede provocar problemas tanto mecánicos como biológicos.

La falta de ajuste pasivo genera micromovimientos, los cuales con el pasar del tiempo provocan el aflojamiento del tornillo del pilar protésico que se encuentra uniendo el pilar al implante, inclusive pudiendo llegar a causar su rotación, fractura o fractura de los demás componentes protésicos.

Por otra parte, con el aflojamiento del tornillo, el gap de la interfase implante-pilar aumentará, dando como consecuencia la colonización de placa bacteriana a este nivel, especialmente si no se tiene un acceso adecuado a la interfase para una correcta higienización, pudiendo provocar problemas inflamatorios perimplantarios, así como en estados avanzados, pérdida ósea crestal y pérdida del implante en si, y con ello el fracaso del tratamiento protésico-implantológico.

Hasta la fecha no se dispone de estudios suficientes respecto al ajuste implante-pilar, en relación al tipo de conexión implante-pilar, el tipo de pilar empleado, o el torque aplicado al pilar.

Las hipótesis nulas (H_0) planteadas en el presente trabajo de investigación in-vitro son las siguientes:

1. No existirán diferencias en el ajuste implante-pilar entre implantes con conexión interna y externa, en pilares rectos y angulados y diferente torque de inserción.
2. No existirán diferencias en la microfiltración marginal entre los implantes con conexión interna y externa, en pilares rectos y angulados, y diferente torque de inserción.

4 Justificación y Objetivos

4.1 Antecedentes y Justificación

El objetivo de las rehabilitaciones sobre implantes requiere en la actualidad algo más que una exitosa osteointegración. La mayoría de los sistemas de implantes están compuestos por el implante y el pilar. Se ha demostrado en diferentes estudios que la conexión implante-pilar no es perfecta y que existe un microgap a ese nivel.⁽¹⁷⁾ Así mismo, diferentes investigaciones evaluaron la proliferación de microorganismos en el gap y su repercusión en los tejidos periimplantarios y en la pérdida de hueso alrededor del implante.^(15, 28)

La explicación para la presencia del gap implante-pilar incluye diferentes factores como son: el impreciso mecanizado de las partes del implante, el excesivo torque durante la colocación del pilar, o la inadecuada adaptación implante-pilar entre otros.^(79, 177)

A pesar de los diferentes estudios que investigan los problemas derivados de la falta de ajuste, no existen métodos fiables para la evaluación clínica o de laboratorio de la conexión implante-pilar,^(79, 178) siendo los principales métodos de evaluación empleados el microscopio óptico (OM) y el microscopio electrónico de barrido (MEB).^(177, 179)

Por otro lado, son diversos los estudios que analizan la microfiltración en el gap. La mayoría de los estudios,^(15, 17, 23, 30, 180) emplean cultivos bacterianos para evaluar la microfiltración en la conexión implante-pilar, sin embargo, se ha demostrado que existen falsos negativos o falsos positivos.^(15, 23) Por ello otros autores proponen el empleo de un colorante para evitar este problema y para facilitar una medición real objetiva.^(109, 177)

Otro aspecto importante a considerar son las condiciones de los experimentos. Son muy pocos los estudios que hayan realizado carga cíclica, en un intento de imitar las condiciones clínicas, para evaluar el ajuste y la microfiltración en la conexión implante-pilar y los resultados no son concluyentes.^(15, 180-185)

En la actualidad existen muchos sistemas de implantes disponibles en el mercado con varios diseños de conexiones implante-pilar, no habiéndose demostrado aún cual es la conexión ideal. Por otro lado, no existe una estandarización en los estudios que analizan el ajuste y microfiltración en la conexión implante-pilar, en cuanto a puntos de medición, así también como el ángulo de medición y la técnica utilizada, existiendo disparidad en los resultados, lo que hace muy difícil establecer comparaciones entre los estudios.^(24, 186-188) Así mismo, cada vez es más frecuente la utilización de pilares angulados en las rehabilitaciones, no existiendo estudios sobre el ajuste y la microfiltración en este tipo de pilares. De igual manera, son muy escasos los estudios que comparen el comportamiento de la conexión implante-pilar ante diferente torque de inserción, sin resultados concluyentes.

Por todo ello, es preciso seguir investigando en el ajuste y la microfiltración implante-pilar para clarificar algunos de estos aspectos.

En el presente estudio se pretende evaluar el ajuste y la microfiltración mediante un colorante en la interfase implante-pilar, en condiciones similares a lo que ocurre clínicamente, para lo cual las muestras serán sometidas a carga cíclica y termociclado, simulando de esta manera las cargas y cambios de temperatura que se producen en el medio bucal. Además, se analizarán dos tipos de pilares: rectos y angulados y diferente torques de

inserción.

4.2 Objetivos

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

Objetivos generales:

- Analizar el ajuste marginal de la conexión implante-pilar en implantes con dos tipos de conexión, dos tipos de pilares y diferente torque de inserción
- Analizar la microfiltración de la conexión implante-pilar en implantes con dos tipos de conexión, dos tipos de pilares y diferente torque de inserción

Objetivos específicos:

1. Evaluar si el ajuste implante-pilar en implantes con conexión externa e interna, en pilares rectos y angulados y diferente torque de inserción, se encuentra dentro de los límites clínicamente aceptados.
2. Comparar el ajuste implante-pilar entre los dos tipos de conexiones.
3. Comparar el ajuste entre pilares rectos y angulados en ambos tipos de conexión.
4. Comparar el ajuste implante-pilar con diferente torque de inserción de

los pilares.

5. Comparar el ajuste implante-pilar según el lugar de medición.
6. Evaluar la microfiltración marginal en la interfase implante-pilar en implantes con conexión externa e interna, en pilares rectos y angulados y diferente torque de inserción.

5 Material y métodos

5.1 Implantes seleccionados

Para el presente estudio se utilizaron dos diseños diferentes de implantes con conexiones diferentes, uno con conexión externa (MG-Osseous STD; Mozo-Grau S.L, Valladolid, España) y otro con conexión interna tipo cono morse (MG-Inhex STD; Mozo-Grau SL) (Fig. 6).

El implante MG-Osseous STD utilizado en este estudio presenta las siguientes características:

- longitud del implante: 11,5 mm.
- Plataforma del implante: 4,1 mm.
- Diámetro del implante: 3,75 mm.
- Dimensiones del hexágono externo de 2,7 mm por 0,7 mm.
- Diámetro de la rosca interna: 2 mm.
- Anillo de 1 mm.
- Superficie maquinada de 1,5 mm.
- Material de confección: titanio grado IV CP.



Fig. 6. Implantes conexión externa (MG-Osseus) e interna (MG-Inhex).

El implante de conexión interna tipo cono morse (MG-Inhex STD) utilizado en este estudio, presenta las siguientes características: (Fig.6)

- Presenta doble hexágono interno.
- Plataforma del implante: 2,80 mm.
- Diámetro del implante: 3,75 mm.
- Rosca interna: 1,6 mm.
- Microespiras en el cuello del implante
- Cono morse interno 11°.
- Material de confección: titanio tipo IV C.P.

5.2 Pilares seleccionados

Para la realización del presente estudio, se utilizaron dos tipos de pilares de la empresa Mozo-Grau para las conexiones interna y externa: un pilar recto estándar y otro angulado

Para los implantes MG-Inhex, se emplearon dos tipos de pilares: un pilar fijo hexagonal recto (MG-Inhex STD) y un pilar angulado (MG-Inhex STD), la angulación de estos pilares puede variar entre 15° y 20°, siendo utilizados para este estudio los pilares de 15°. La altura del hombro para el pilar recto puede variar entre 1-4 mm, siendo utilizados en este estudio los pilares de 2 mm. La altura del hombro para el pilar angulado puede variar entre 1-5 mm, siendo utilizados en este estudio los pilares de 2 mm. (Fig. 7).

Los dos pilares constan de las siguientes características:

- Material: titanio grabado clase V.
- Para restauraciones unitarias y múltiples cementadas.
- Para corregir disparalelismos (angulados).
- Plataforma: 2,8 mm.
- Diámetro: Ø: 4,0 m.
- Longitud: 6,5mm
- Destornillador: 1,25 mm hexagonal.
- Torque recomendado: 30 N

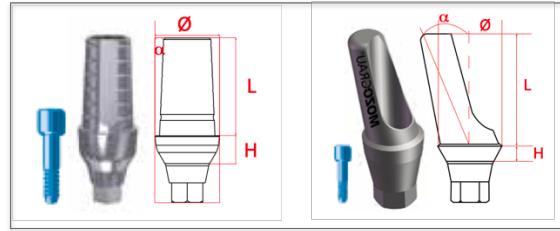


Fig. 7. Pilar estándar recto y angulado para conexión interna.

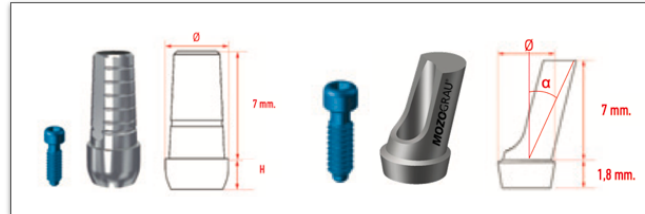


Fig. 8. Pilar estándar recto para conexión externa.

Para los implantes MG-Osseous, se emplearon dos tipos de pilares: un pilar fijo hexagonal recto (Osseous STD) y un pilar angulado (Osseous STD), la angulación de estos pilares puede variar entre 15° y 20° , siendo utilizados para este estudio los pilares de 15° . La altura del hombro para el pilar recto puede variar entre 1-4 mm, siendo utilizados en este estudio los pilares de 2 mm, mientras que en los pilares angulados no presentan variaciones la altura del hombro, esta será siempre de 2 mm. (Fig. 8).

Los dos pilares constan de las siguientes características:

- Material: Pilar de Titanio tallable grado V.
- Para restauraciones unitarias y múltiples cementadas.
- Para corregir disparalelismos (angulados).
- Plataforma: 4,8 mm.

- Diámetro: \varnothing : 3,7 mm.
- Longitud: 7 mm
- Destornillador: 1,25 mm hexagonal.
- Torque recomendado: 30 N
- Compatible con hexágono externo universal.

5.3 Confección de las probetas

La confección de las probetas se realizó en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid (UCM). Se fabricaron 120 probetas en metacrilato mecanizado a partir de un diseño planta, alzado y perfil (Fig. 9).

El diseño del plano de las probetas, fue realizado mediante el programa informático de diseño AutoCAD 2011 (Autodesk), a partir de un plano con la medida de la probeta.



Fig. 9. Torno de control numérico EMCO Turn 342. Taller Mecánico. Facultad CC Físicas U.C.M.

Las probetas de metacrilato presentan las siguientes características:

- Anchura: 15 mm.
- Altura: 10 mm.
- Profundidad: 15 mm.
- Perforación en el medio para alojar el implante, con un diámetro de: 3,75 mm (Fig. 10).



Fig. 10. Probetas acrílicas mecanizadas con un surco guía central.

5.4 Colocación de los implantes en las probetas

Para asegurarnos que todos los implantes fueran colocados en el mismo punto central de la probeta, durante la mecanización de las mismas se marcó un punto central. Una vez realizada esta referencia las probetas se enviaron al laboratorio de tecnología protésica de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid, donde mediante una

máquina paralelizadora, se labró un lecho central en la probeta, para asegurar la perforación uniforme y así evitar angulaciones de los implantes y por lo tanto de los pilares (Fig. 11).

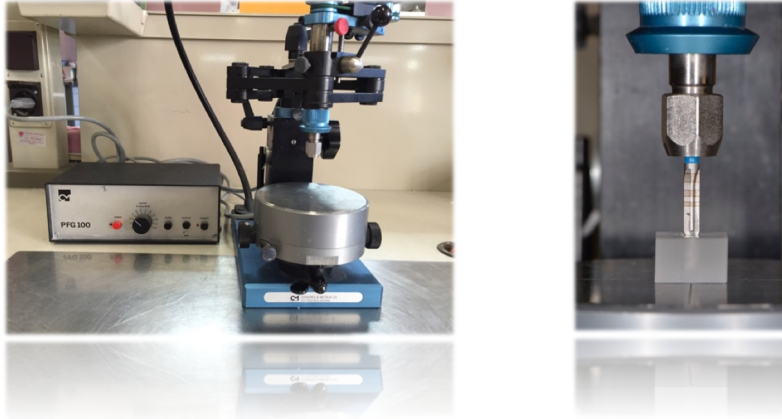


Fig. 11. Perforación del lecho en la probeta con la máquina paralelizadora.

Para la perforación de las probetas se utilizó un sistema de fresado clínico, igual que el utilizado para crear un lecho quirúrgico sobre el hueso, de la empresa Mozo-Grau, para los dos tipos de implantes. Se comenzó con la fresa inicial y se utilizó como fresa final la de 3,3 mm de diámetro, última fresa necesaria del sistema de fresado para la colocación de implantes de 3,75 mm (Figs. 12 y 13). Todas las probetas fueron perforadas en el centro para la colocación de los respectivos implantes, (Fig. 14).

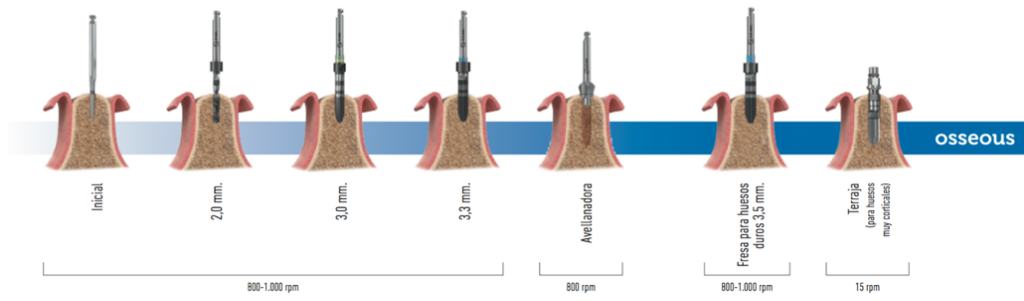


Fig. 12. Secuencia de fresado para implantes MG-OSSEUS.

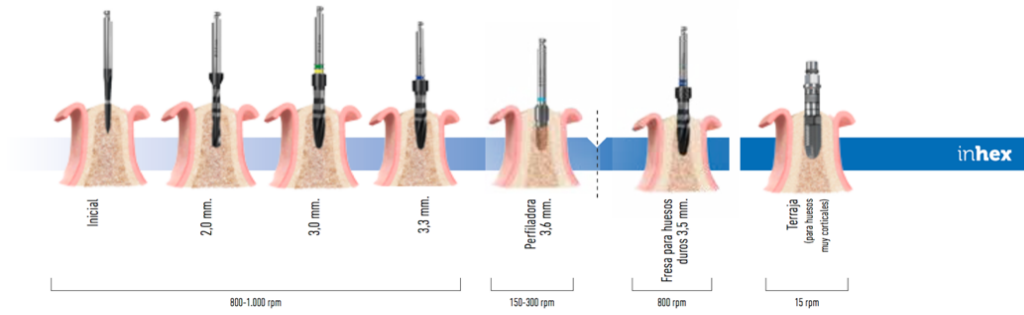


Fig. 13. Secuencia de fresado para implantes MG-INHEX.



Fig. 14. Fotografía de las probetas acrílicas perforadas.

Los implantes fueron sumergidos en sus respectivas probetas de metacrilato, (Fig. 15).



Fig. 15. Implantes colocados en el interior de las bases acrílicas.

5.5 Colocación de los pilares

Los pilares fueron atornillados en sus respectivos implantes por el mismo operador de forma manual, todos los pilares usados fueron suministrados por la empresa Mozo-Grau. Cada implante, tanto de conexión interna como externa (3,75 x 11,5 mm), fue atornillado a un pilar recto y a un pilar angulado para coronas cementadas de la siguiente manera: 30 pilares rectos para implantes de conexión externa (MG-Osseous STD), 30 pilares angulados para implantes de conexión externa (MG-Osseous STD), 30 pilares rectos para implantes de conexión interna (MG-Inhex STD), y 30 pilares angulados para implantes de conexión interna (MG-Inhex STD).

El torque del atornillado dado al pilar se realizó siempre por el mismo operador y usando una llave dinamométrica especializada (Mozo-Grau), (Fig. 16) y un destornillador hexagonal de 1,25 mm de la misma empresa. Se dio un torque a los pilares a 10 N, 20 N y 30 N en cada grupo, de modo que el procedimiento puede ser comparable con el atornillado en clínica de los pilares en boca.

Como se detalló en otros estudios, para limitar el efecto de la sedimentación en los tornillos, lo que conduce a reducciones de precarga, los pilares se volvieron a apretar con los valores de torque respectivos 10 minutos después de que se aplicó el torque inicial. ⁽¹⁸⁹⁾



Fig. 16. Llave dinamométrica para dar el torque a los pilares.

5.6 Selección y clasificación de los grupos

5.6.1 Codificación de las probetas

Para la codificación e identificación de cada probeta se emplearon números y letras, las letras indican el tipo de conexión: C.E para conexión externa, y C.I para conexión interna; y el tipo de pilar: P.R para pilar recto y P.A para pilar angulado. El número representa el orden dentro de cada grupo. La codificación de las caras anterior y posterior de cada probeta

se realizó de forma aleatoria empleando la letra V para la cara vestibular y L para la cara lingual.

Para la codificación del toque se usaron los números 10, 20, 30 seguidos por la letra N (Newton), los números hacen referencia a la fuerza de torque aplicada a los pilares de cada una de las probetas (Fig. 17).

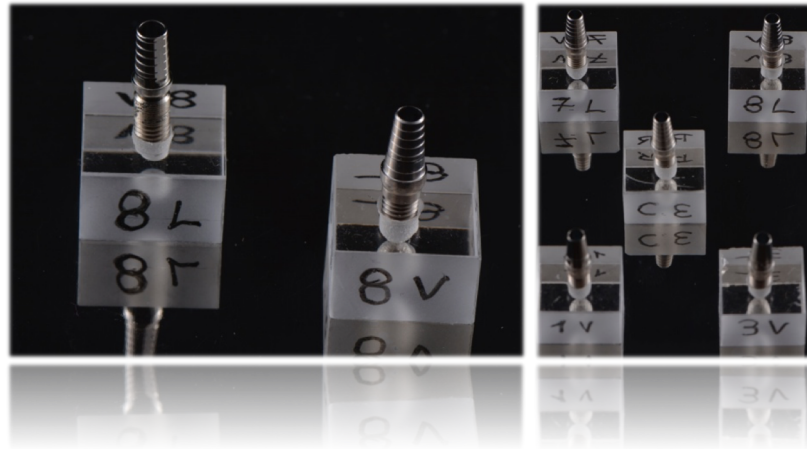


Fig. 17. Codificación de las probetas.

5.6.2 Selección de los grupos

Para la distribución de las probetas, se crearon dos grupos de 60 probetas cada uno, en función del tipo de conexión a analizar.

Por otro lado, los 60 implantes de cada grupo según el tipo de conexión, se dividieron aleatoriamente en 6 subgrupos (n=10) según el tipo de pilar empleado para coronas cementadas: recto y angulado y el torque aplicado al pilar: 10 N, 20 N y 30 N.

- Grupo CE, implantes con conexión externa (MG-Osseous):

- Pilar recto, torque 10 N

- Pilar recto, torque 20 N

- Pilar recto, torque 30 N

- Pilar angulado, torque 10 N

- Pilar angulado, torque 20 N

- Pilar angulado, torque 30 N

- Grupo CI, implantes con conexión interna (MG-Inhex):

- Pilar recto, torque 10 N

- Pilar recto, torque 20 N

- Pilar recto, torque 30 N

- Pilar angulado, torque 10 N

- Pilar angulado, torque 20 N

- Pilar angulado, torque 30 N

Así pues, los grupos establecidos (n=10) fueron los siguientes:

- Grupo 1, implantes con conexión externa (Ticare Osseous), pilar recto, torque 10N.

- Grupo 2, implantes con conexión externa (Ticare Osseous), pilar recto, torque 20N.
- Grupo 3, implantes con conexión externa (Ticare Osseous), pilar recto, torque 30N.
- Grupo 4, implantes con conexión externa (Ticare Osseous), pilar angulado, torque 10N.
- Grupo 5, implantes con conexión externa (Ticare Osseous), pilar angulado, torque 20N.
- Grupo 6, implantes con conexión externa (Ticare Osseus), pilar angulado, torque 30N.
- Grupo 7, implantes con conexión interna (Ticare Inhex), pilar recto, torque 10N.
- Grupo 8, implantes con conexión interna (Ticare Inhex), pilar recto, torque 20N.
- Grupo 9, implantes con conexión interna (Ticare Inhex), pilar recto, torque 30N.
- Grupo 10, implantes con conexión interna (Ticare Inhex), pilar angulado, torque 10N.
- Grupo 11, implantes con conexión interna (Ticare Inhex), pilar angulado, torque 20N.
- Grupo 12, implantes con conexión interna (Ticare Inhex), pilar angulado, torque 30N.

5.7 Termociclado y carga cíclica

5.7.1 Preparación de las muestras

Para posicionar las probetas en el simulador de masticación, se confeccionó una base cilíndrica en plástico duro en el taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la UCM.

Las dimensiones de la base cilíndrica son las siguientes:

- Diámetro interior: 3,5 cm (en ese espacio van ubicadas las probetas de metacrilato)
- Diámetro exterior: 4,5 cm
- Altura: 2,9 cm.

Estas bases tienen unas medidas que permiten el perfecto ajuste de las muestras dentro de la máquina simuladora de masticación

La base plástica tiene además un vástago de acero inoxidable que traspasa el cilindro de un lado a otro y actuaba como fijador mecánico (Fig. 18).

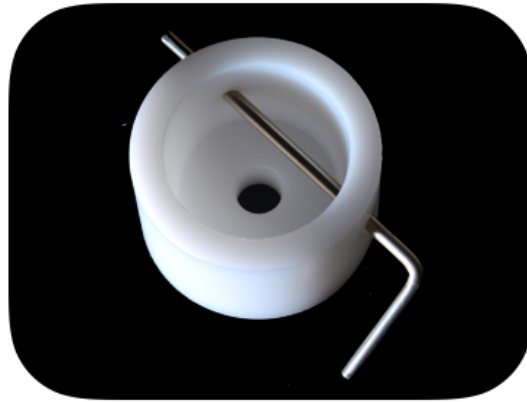


Fig. 18. Base cilíndrica plástica con el vástago de sujeción interpuesto

A continuación, las probetas se colocaron perpendicularmente en el interior del porta muestras cilíndrico. (Fig. 19).

Para asegurar que todas las probetas fueran colocadas en una misma posición central dentro del porta muestras de plástico, se colocó en su base una guía de silicona de condensación (Lab-Putty, Coltène, Suiza), con la forma de la base de metacrilato mecanizado de cada probeta, de manera que permitía la colocación de cada una de las probetas dentro del porta muestras de plástico en una única posición.

Para imitar las condiciones orales en las pruebas mecánicas se utilizó una resina autopolimerizable, de acuerdo con las especificaciones detalladas en las normas UNE-ISO 14801. Las probetas se colocaron con su base mecanizada apoyada en la guía de silicona dentro del porta muestras cilíndrico y se rellenó con resina epóxica autoplimerizable GIV (Polipox, Sao Paulo, Brasil). Esta resina se caracteriza por tener un módulo de elasticidad mayor a 3GPa que nos permite simular las condiciones en donde el hueso absorbe las fuerzas

masticatorias que son transmitidas desde el pilar hasta el implante. Por otro lado, cada probeta se colocó a 3 mm por encima de la resina, simulando así, 3 mm de reabsorción ósea (Fig. 19). El tiempo de espera hasta que el material polimerizase correctamente fue de 90 minutos.

Los implantes se colocaron de forma recta sin ninguna angulación, a diferencia de lo que dicta la normativa UNE-ISO 1480, dado que en el presente trabajo el objetivo fue simular las fuerzas masticatorias, tanto estáticas como dinámicas, que ocurren en la boca humana y sus repercusiones en el ajuste del complejo pilar-implante, y no analizar la resistencia a la fractura del implante y pilar como explica dicha normativa ISO.

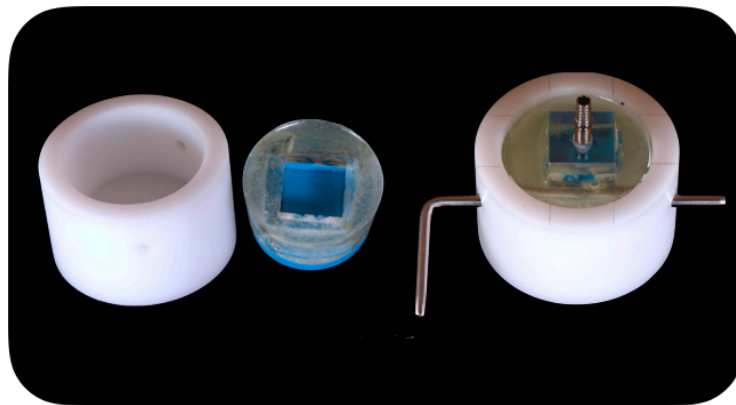


Fig. 19. Imagen de la base cilíndrica, la guía de posicionamiento y la probeta en el interior de la base.

5.7.2 Pruebas de termociclado

La fase de termociclado se realizó en el Departamento de Ingeniería Química y de Materiales de la Facultad de Ciencias Químicas de la UCM.

Todas las probetas se almacenaron en el interior de 40 tarros cilíndricos de polietileno (Resopal, Madrid, España), en un número de 3 probetas dentro de cada tarro. Cada contenedor de plástico tiene una altura de 53 mm y un diámetro de 32 mm con una tapa estriada cuya función es evitar el contacto y contaminación de los especímenes con el exterior (Fig. 20).

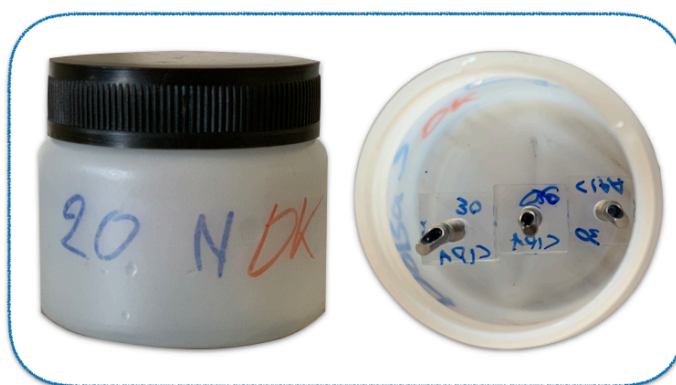


Fig. 20. Tarros plásticos para el almacenaje de las probetas.

Una vez las probetas estuvieron almacenadas en el interior de los contenedores plásticos se rellenaron los tarros con 40 ml de saliva artificial Fusayama-Meyer (LCTech, Obertaufkirchen, Alemania). La composición química de la saliva artificial se muestra en la (Tabla 2).

A continuación, se introdujeron todos los contenedores de probetas en el interior de la termociladora y se programó un total de 1.200 ciclos por cada probeta (30 minutos por ciclo), alternando la temperatura entre 5 y 55°C. El termociclado de todas las probetas se realizó con una cámara de ensayos climáticos CCK0/81 (Dycometal, Viladecans, Barcelona, España) controlada con el software iTools (Eurotherm®, Schneider electric, Alcobendas, Madrid, España). La duración de la fase de termociclado fue de 600 h (Fig. 21).

El objetivo de la fase de termociclado fue simular el envejecimiento natural de las restauraciones protésicas producido por los cambios de temperatura en un medio oral húmedo en un tiempo determinado.

Producto Químico	Composición (g/dm) ³
K ₂ HPO ₄	0,20
KCL	1,20
KSCN	0,33
Na ₂ HPO ₄	0,26
NaCl	0,70
NaHCO ₃	1,50
Úrea	1,50
Ácido Láctico	PH mayor de 6,7

Tabla 2. Composición química de la saliva artificial. ⁽¹⁸⁵⁾



Fig. 21. Panel de configuración de la termocicladora. ⁽¹⁹⁰⁾

5.7.3 Pruebas de carga cíclica

La fase de comportamiento mecánico o carga cíclica se realizó en la Facultad de Odontología de la Universidad de Valencia, empleando un simulador de masticación (Chewing Simulator CS-4.2 economy line, SD Mechatronik GMBH, Feldkirchen-Westerham, Alemania).

Para esta fase se siguió el estándar internacional ISO-14801 que corresponde a las pruebas de fatiga para implantes dentales endoóseos. Todas las muestras del estudio fueron introducidas en el interior de la maquina de simulación de masticación que permitía realizar cargas cíclicas de forma estática y dinámica.

El simulador de masticación consta de dos componentes:

a) **Masticadora** (Chewing Simulator CS-4.2 economy line), compuesta por:

- Dos ejes accionados por un motor que simulan diferentes patrones de movimiento. Uno de los ejes mueve la mesa sobre la que se montan las cámaras de muestra. El otro eje se levanta y se hunde y está provisto de unas pesas (de 1kg cada una). De este eje horizontal salen dos vástagos donde se colocarán en la parte superior las pesas y en la parte inferior el puntero empujador de acero con forma cónica y acabado en punta redondeada, siendo este elemento el antagonista utilizado para aplicar la carga sobre la muestra (Fig. 22).
- Un PC incorporado en la máquina y un software de control que controla y registra los datos. ⁽¹⁹⁰⁾

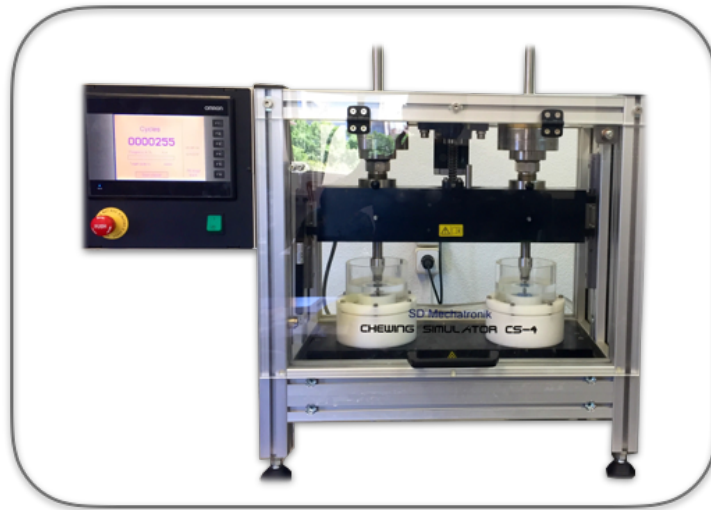


Fig. 22. Simulador de masticación Chewing Simulator CS-4.2.

Para la carga cíclica, se aplicó una fuerza de compresión de 200 N y una torsión de 3 durante un total de 250,000 ciclos a 2 Hz de frecuencia de carga a 37 °C, correspondientes a 1 año de masticación. Estas condiciones son muy similares a las que se producen en la boca humana. Una de las ventajas que ofrece el simulador de masticación CS-4.2 es que permite realizar simultáneamente cargas axiales verticales y laterales oblicuas permitiendo simular de mejor manera las cargas dinámicas que se producen en el proceso de masticación (Fig. 23).

Los ajustes que se emplearon en el panel de control del simulador de masticación para la realización de las cargas cíclicas fueron los siguientes: fuerza de carga vertical de 20 kg que equivale aproximadamente a 200 N, con un movimiento vertical de desplazamiento del vástago de 2,5 mm y uno horizontal de 0,7 mm, con una velocidad de 60 mm/s. Las cargas se aplicaron en el centro de los pilares.

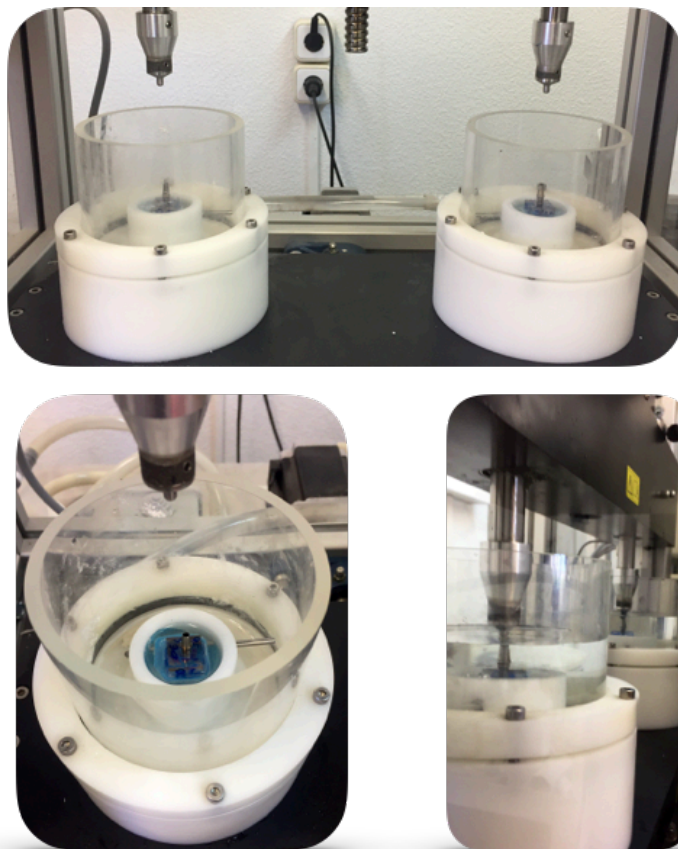


Fig. 23. Aplicación de cargas estáticas y dinámicas sobre los implantes.

5.8 Análisis de microfiltración.

5.8.1 Almacenamiento de las muestras

Una vez realizada la fase de termociclado y carga cíclica, se colocó teflón en el interior del orificio de acceso al tornillo del pilar de todas las muestras y se selló con composite fluido (G-Aenial Universal Flow; GC Europe, Leuven, Bélgica) (Fig. 24). Esto permitía eliminar el ingreso de restos de material a utilizar (azul de metileno), que pudieran

contaminar la muestra en el interior del pilar.

Todas las muestras se almacenaron en saliva artificial a temperatura ambiente durante 24 horas antes de ser sumergidas en un medio líquido con un agente de tinción.

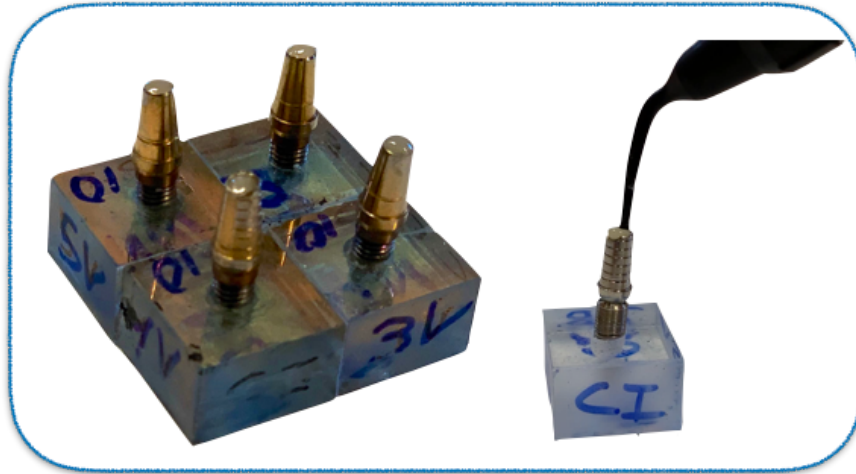


Fig. 24. Relleno con composite del orificio de entrada al tornillo del pilar.

Con objeto de evaluar su hermeticidad, las probetas se sumergieron durante 24 h a una temperatura de 37 ± 1 °C en una disolución acuosa al 0,2% en masa de azul de metileno (PanReac, C.I. 52015 para diagnóstico clínico, riqueza 82%). Cada probeta se dispuso en posición vertical en el interior de un recipiente de HDPE, cada recipiente de plástico se codificó según el tipo de conexión, el pilar y el torque dado. Posteriormente, se colocó el colorante ligeramente superior a la interfase implante-pilar asegurándonos de que la conexión quede totalmente recubierta por el azul de metileno y sin llegar al orificio de apertura del tornillo. Posteriormente, los recipientes se introdujeron en una cámara climática (CCK 81; Dycometal, Barcelona, España) con las condiciones descritas previamente (Fig. 25). Toda

la preparación y almacenaje de las muestras fueron realizados en el Departamento de Ingeniería Química y Materiales de la Facultad de Ciencias Químicas de la UCM.



Fig. 25. Disposición de los recipientes con azul de metileno en el interior de la cámara climática.

5.8.2 Preparación Metalográfica

Posteriormente al ensayo con azul de metileno, las muestras se embutieron en posición horizontal utilizando moldes redondos y una resina epoxi de curado lento (24 h), AKA-RESIN (100 g) y AKA-CURE (12 g) (Akasel, Roskilde, Dinamarca).

Las muestras embutidas se mecanizaron a continuación con una rectificadora de superficies planas hasta alcanzar el eje central del implante (Schaublin 102VM, Suiza). La profundidad de desgaste del torno fue controlada de forma manual por un único monitor, lo que permitió desgastar todas las muestras a la misma profundidad (Fig. 26).

El acabado y pulido final de cada muestra se llevó a cabo con lijas de carburo de silicio de granulometría P320, P600, P1200 y P4000 y posterior pulido químico con una suspensión consistente en 150 ml de silica coloidal de 0.2 μm en suspensión (Akasel, Roskilde, Dinamarca), 150 ml de agua desionizada, 30 ml de peróxido de hidrógeno 30%, 2 ml de ácido fluorhídrico al 48% y 2 ml de ácido nítrico al 65% (Figs. 27 y 28).



Fig. 26. Fotografía del torno rectificador de muestras.



Fig. 27. Pulido de las probetas con lijas de diferentes grosores.

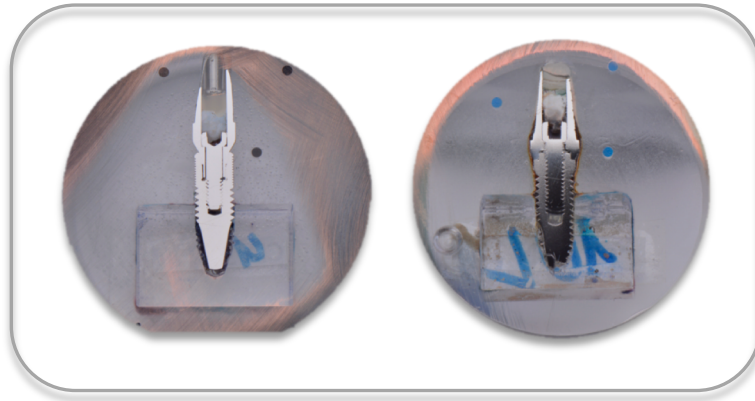


Fig. 28. Ejemplo de probetas embutidas en base de metacrilato rectificadas y pulidas.

5.8.3 Evaluación de la microfiltración de azul de metileno en la interfase implante-pilar

Con objeto de localizar la posible filtración de azul de metileno a través de la interfase implante-pilar se estudiaron dos estrategias basadas en estudios previos, como el de Larrucea y cols,⁽¹⁰⁹⁾ y una técnica adicional basada en el empleo de un revelador.

- a) **Microscopía óptica:** La adquisición de micrografías ópticas no permitió discernir con claridad la localización del azul de metileno. La coloración azul del tornillo que une el implante y el pilar añade incertidumbre a esta metodología (Fig. 29). Por otro lado, el haz de luz del microscopio óptico no es capaz de llegar a la profundidad de las superficies entre los componentes implante-pilar e implante-tornillo. Por estos motivos, esta estrategia se desestimó para la evaluación de las muestras ensayadas.

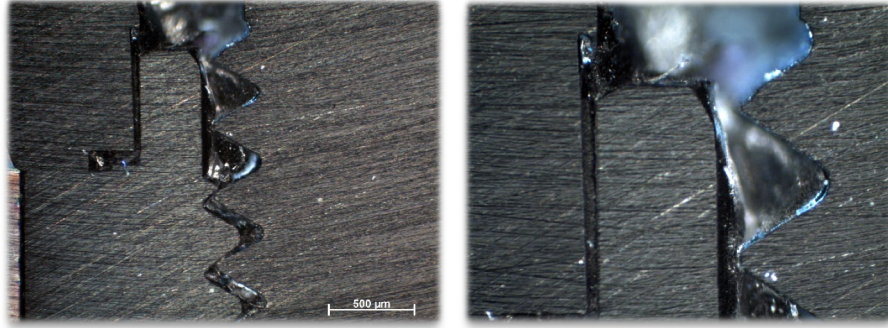


Fig. 29. Ejemplo de micrografías a $\times 50$ y a $\times 100$ aumentos del implante de conexión externa en la que el tornillo se ha impregnado previamente con azul de metileno con objeto de asegurar su presencia en las zonas observadas.

- b) **Empleo de revelador:** La aplicación de líquido penetrante y posterior revelador es una práctica habitual en sistemas de control de calidad de materiales metálicos. Este tipo de ensayo no destructivo se basa en el empleo de un revelador para extraer, por capilaridad, el líquido colorante o penetrante localizado en defectos superficiales. La Fig. 30 muestra el resultado satisfactorio obtenido tras la aplicación del revelador PFINDER 871 (Pfinder-Chemie, Böblingen, Alemania), sobre una muestra cuyo tornillo se impregnó con azul de metileno previamente al ensamblaje del implante. Sin embargo, las pruebas sobre las muestras ensayadas en la cámara climática fueron negativas, lo que se atribuyó a la ausencia o pequeña cantidad de azul de metileno en la conexión implante-pilar. Debido a la baja sensibilidad del método se descartó para el estudio de las muestras ensayadas.

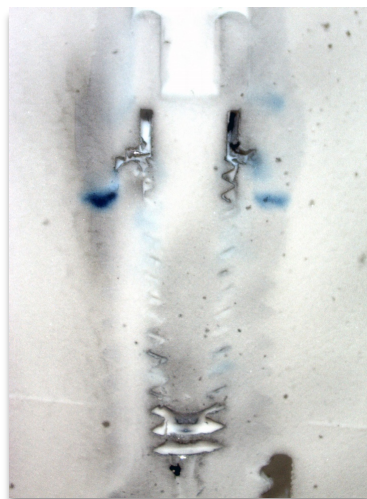
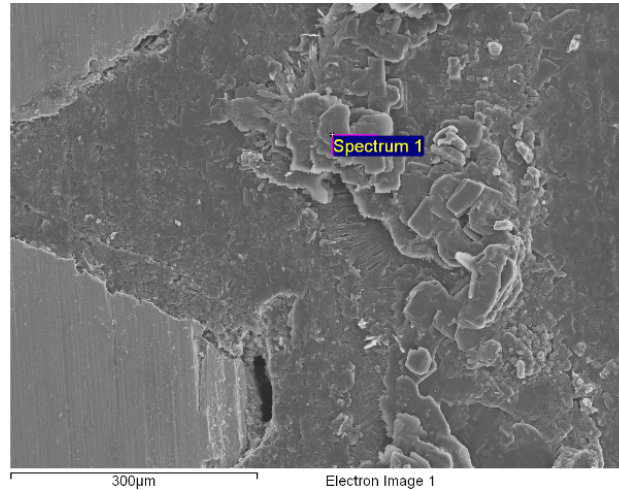


Fig. 30. Ejemplo de macrografía donde se observa la localización del azul de metileno gracias a la acción del revelador.

- c) Microscopía electrónica de barrido:** Las muestras rectificadas y pulidas se metalizaron con oro para hacerlas conductoras y poder evaluarlas con un MEB (JEOL JSM-6400; Jeol, Tokyo, Japón) operando a 20 kV y una distancia de trabajo de 15 mm. El microscopio lleva incorporado un sistema de análisis por espectroscopía de energías dispersivas de rayos X (EDS) (OXFORD LINK PENTAFET 6506; Oxford Instruments NanoAnalysis and Research, Hi Wicombe, Reino Unido).

Se realizó un estudio previo con una muestra contaminada a propósito con azul de metileno, revelando que los elementos S, Mg y Cl pueden servir como indicadores de la presencia de azul de metileno (el S y el Cl proceden de la fórmula del azul de metileno, mientras que el Mg es una impureza presente en el producto adquirido) (Fig. 31).



% at	Mg	S	Cl	Au
Spectrum 1	12.51	24.94	24.15	38.41

Fig. 31. Micrografía donde se muestra contaminación con azul de metileno y su correspondiente análisis EDS.

5.9 Análisis del ajuste en la interfase implante-pilar

Para la realización del análisis del ajuste marginal de la interfase pilar implante, la técnica seleccionada fue la microscopia electrónica de barrido (MEB) asistida por ordenador.

La preparación y la medición de las probetas se llevó a cabo en ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la UCM.

5.9.1 Preparación de las muestras

Para la observación de las muestras mediante el MEB, deben cumplir algunos requisitos como son:

- Alta conductividad eléctrica.
- Superficie lisa y limpia.
- Fijación a un soporte portamuestras.
- Estabilidad bajo el haz de electrones.

Durante todo el procedimiento, las muestras fueron manipuladas con pinzas para no falsear los resultados.

Como primera fase se procedió a metalizar las muestras para evitar la distorsión que sufre el haz de electrones del microscopio al cargar sobre la superficie de una muestra no conductora. La metalización se llevó a cabo en la sala habilitada en el propio ICTS para la preparación de las muestras.

Posteriormente, todas las probetas se colocaron en un portamuestras circular, en el que se colocaron 4 muestras en su interior.

Una vez preparadas las muestras, se introdujeron en la metalizadora (Q15RS, Quorum Technologies Ltd, Reino Unido) (Fig. 32).

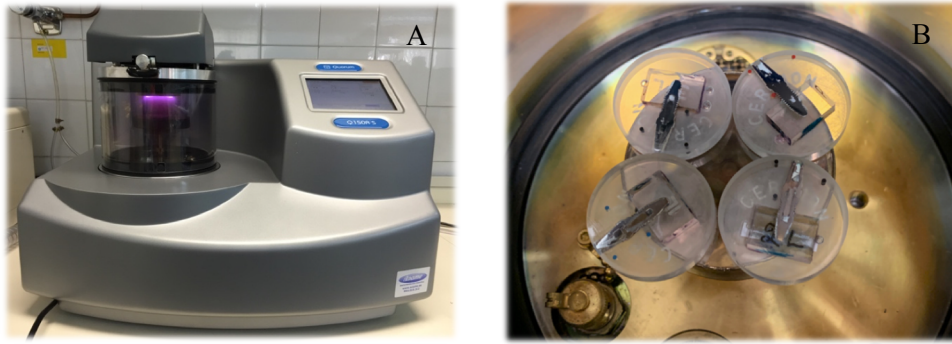


Fig. 32. A. Imagen de la Metalizadora Q15RS. B. Probetas en el interior del porta muestras previo a la fase de metalización.

Se realizó un único ciclo de metalización de todas las muestras, por lo tanto, todas las probetas se colocaron con la cara vestibular (segmentada) hacia arriba y la cara lingual en dirección al portamuestras.

El metal conductor empleado para la metalización de las probetas fue el oro de 24 quilates y 19.32 g/m³ de densidad.

El recubrimiento metálico se realizó a través de un proceso de electrodeposición, debiendo antes la metalizadora realizar el vacío para habilitar la entrada de argón. El tiempo de metalización seleccionado fue de cuatro minutos y el requerido para los procesos de vacío y entrada-salida de argón fue aproximadamente de tres minutos, siendo el tiempo promedio de cada ciclo de metalización aproximadamente de siete minutos. Las muestras se conservaron en una cámara de cristal seca y hermética hasta que fueron observadas en el MEB (Fig. 33).

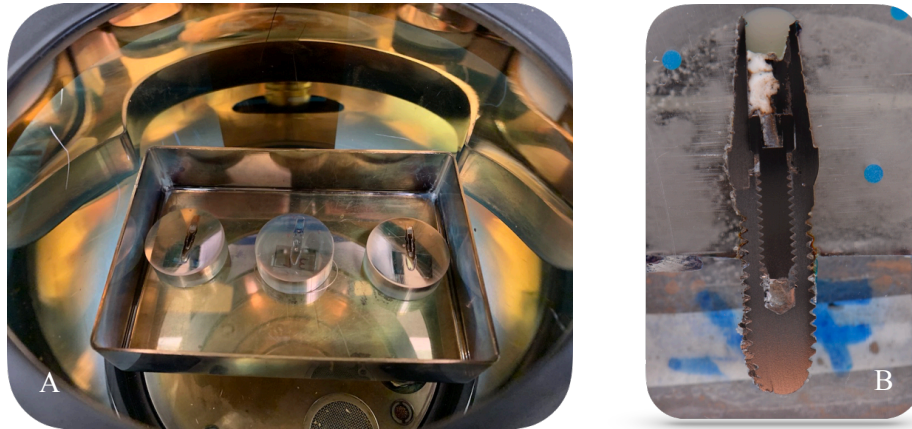


Fig. 33. **A.** Imagen de las probetas metalizadas con oro en el interior del recipiente de cristal de la metalizadora. **B.** Imagen ampliada de la probeta metalizada.

5.9.2 Obtención de imágenes

El estudio del ajuste de la interfase pilar-implante se realizó igualmente en el ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la UCM, utilizando el microscopio electrónico de barrido JSM 6400 (JEOL, Tokyo, Japón) operando a 20 kV y una distancia de trabajo de 15 mm. El microscopio está conectado a un ordenador personal (Hewlett-Packard, HP Inc, Palo Alto, USA) y a un monitor (Samsung, Suwon, Corea del Sur). El ordenador presenta un software específico INCA ® Suite Versión 4.04 (Oxford Instruments, Abingdom, Reino Unido) que permite la captación y digitalización de imágenes. Además, en función del detector empleado, permite captar imágenes a través de un segundo detector de electrones o analizar los elementos químicos que componen la muestra.

El MEB JSM 6400 consta con las siguientes características:

- Cañón de electrones de cátodo termoiónico con filamento de tungsteno.
- Detector de electrones secundarios:
- Resolución de la imagen:
 - A 25 KV:3.5 nm (a 8 mm de distancia de trabajo).
 - 10.0 nm (a 39 mm de distancia de trabajo).
- Detector de electrones retrodispersados:
- Resolución de la imagen:
 - 10.0 nm (a 8 mm de distancia de trabajo).
- Análisis EDS: análisis elemental cualitativo con una resolución de 133 eV.
- Preparación de muestras para microscopía de barrido:
- Materiales: metalización con oro o evaporación con grafito.
- Biológicas:
 - Punto crítico.
 - Evaporación con grafito y/o metalización con oro.

El MEB JSM-6400 presenta una capacidad de magnificación entre 15 y 30.000 aumentos, una resolución de 3,5 nm y un voltaje variable entre 0,5 y 40 KV. Para la obtención de las imágenes se empleó la técnica de espectrometría por dispersión de energía de rayos X y la información fue recogida por el detector de dispersión de energía Link Pentafet (Oxford Instruments, Abingdom, Reino Unido) (Fig. 34).



Fig. 34. MEB JSM 6400 Scanning Microscope (JEOL). Fotografía obtenida del ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica

Para la obtención de imágenes se colocaron las probetas en una mordaza portamuestras circular con el espacio adecuado para colocar una probeta en su interior, a su vez, el portamuestras circular presenta un vástago que permite la fijación de la probeta en su interior. Se posicionaron todas las muestras de la misma manera, la cara segmentada de la muestra o V (vestibular) hacia arriba para llevar a cabo su examen (Figura 34). Una vez que las probetas se fijaron en el portamuestras se colocaron en el interior del MEB, en una primera cámara en la cual después de un primer vacío de 2 minutos, la muestra entra a una segunda cámara de vacío. Una vez alcanzado el vacío necesario se posicionan las muestras en el interior del MEB para el análisis con el haz de electrones (Fig. 35).

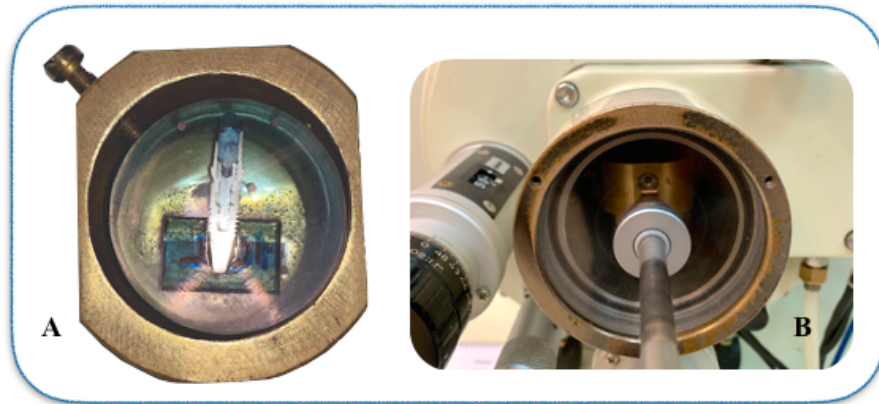


Fig. 35. A. Probeta en el interior del portamuestras. B. Probetas introducidas en el MEB para su análisis

Una vez la muestra estuvo orientada y posicionada en el interior del MEB, se enfocó la imagen en la zona de la interfase a analizar. Cada probeta segmentada, independientemente del tipo de conexión, consta de dos zonas a analizar, una mesial y otra distal, como se muestra en la Fig. 36.

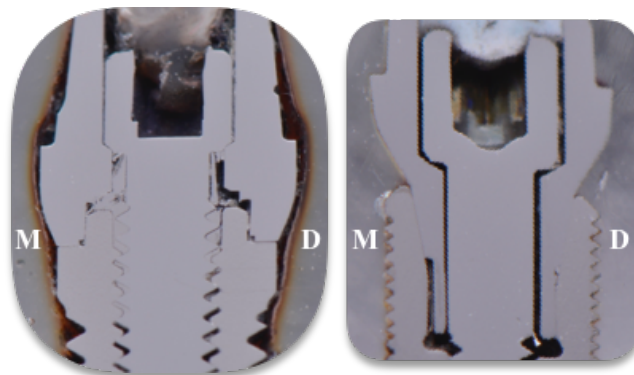


Fig. 36. Fotografía de las conexiones externa e interna de los implantes seccionados y pulidos, con las caras mesial y distal marcadas para su posterior análisis

Para la captación de imágenes, el enfoque se realizó a 100 aumentos para así obtener una primera microfotografía de forma global de toda la conexión en la cara segmentada V, que posteriormente nos servirá como referencia para las imágenes obtenidas a mayores aumentos. Además, se obtuvieron dos fotografías adicionales en zonas específicas de la conexión a 1.000 y 2.000 aumentos siguiendo los mismos protocolos anteriormente mencionados, asegurándonos de esta manera una captación estandarizada en las mismas zonas de los implantes a analizar.

La captura de imágenes en cada zona se realizó de la siguiente manera: en implantes de conexión externa, se captaron 3 microfotografías en ambas caras M y D, la primera con un enfoque en la zona mas externa de la conexión, la segunda en el centro y la tercera a nivel de la zona mas interna. En implantes de conexión interna, se captaron 3 microfotografías en ambas caras M y D, la primera imagen con enfoque en la zona mas superior de la conexión, la segunda en la zona central y la tercera en la zona mas inferior, obteniéndose un total de 6 microfotografías por probeta a diferentes aumentos (Figs. 37 y 38).

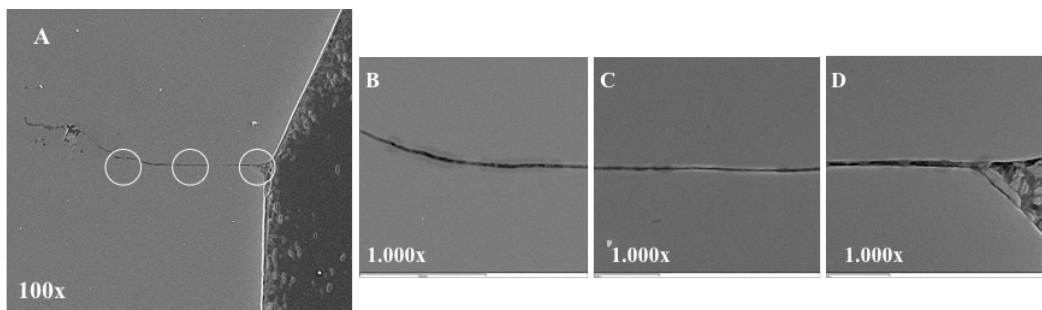


Fig. 37. A. Fotografía global de la interfase de un implante con conexión externa a 100×. B. Fotografía de la zona mas interna C. Zona central D. Zona mas externa de la conexión a 1.000×

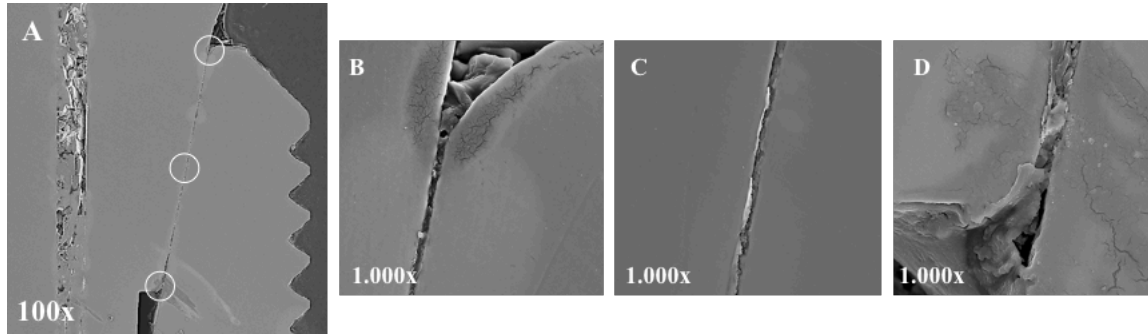


Fig. 38. **A.** Fotografía global de la interfase de un implante con conexión interna a 100×. **B.** Fotografía de la zona mas superior a 1.000×. **C.** Zona centra a 1.000×. **D.** Zona mas inferior de la conexión a 1.000×

Todas las imágenes fueron captadas con una tensión de aceleración de 20 KV por el mismo operador. En total se obtuvieron 240 imágenes globales a 100 aumentos y 720 imágenes a 1.000 y 2.000 aumentos respectivamente, 360 imágenes por grupo y 60 por subgrupo, que sirvieron para su posterior análisis (Figs. 39 y 40). Todas las imágenes fueron archivadas en formato digital TIFF empleando el programa INCA®. Posteriormente se crearon duplicados de todas las imágenes con el objetivo de realizar las mediciones sobre estos duplicados y evitar que se produzcan modificaciones permanentes en las imágenes originales.

La codificación las imágenes se realizó mediante el uso de números (1 al 10) para identificar el numero de la probeta, las letras CE y CI para identificar el tipo de conexión, M y D para identificar las caras examinadas y las letras P.R y PA para identificar el tipo de pilar, así como los números 10, 20 y 30 acompañados de la letra N (Newton) para identificar la fuerza del torque.

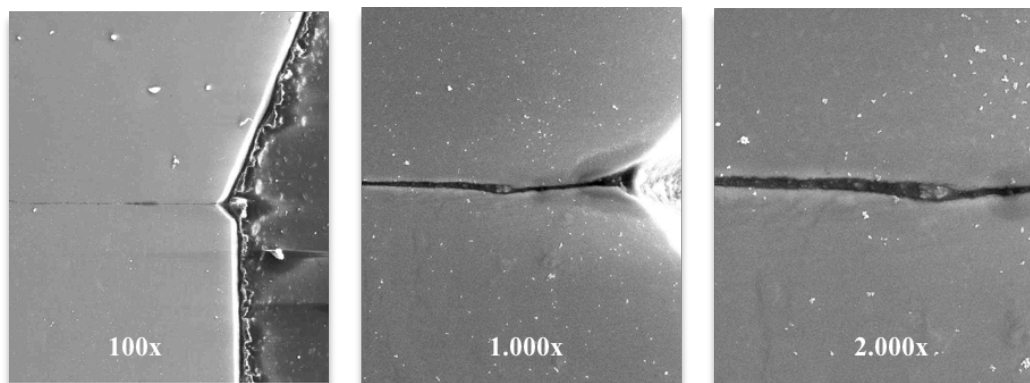


Fig. 39. Imágenes del MEB de implantes de conexión externa a diferentes aumentos

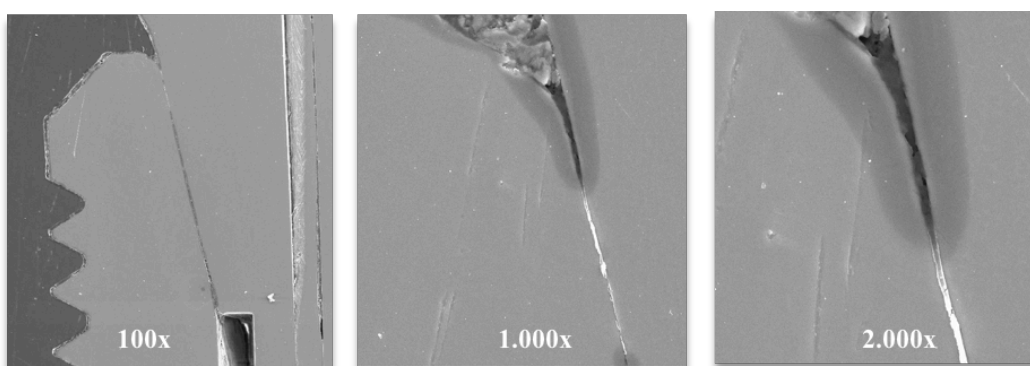


Fig. 40. Imágenes del MEB de implantes de conexión interna a diferentes aumentos

5.9.3 Análisis de las imágenes

En el presente trabajo, para realizar las mediciones de la discrepancia en la interfase pilar-implante se realizaron diferentes tipos de mediciones dependientemente del tipo de conexión a analizar.

A diferencia con otros métodos de medición en estudios in vitro ^(191, 192), en donde

para lograr el análisis de implantes con conexión interna se tiene que conseguir la máxima angulación de la probeta dentro del microscopio para posicionarla de una forma que quede perpendicular al eje óptico del microscopio y así poder analizar el ajuste de la interfase pilar-implante ⁽⁷⁹⁾, se realizó una medición con una visión directa y sin alterar su angulación debido al desgaste longitudinal que se realizó en todas las muestras en fases previas.

En implantes con conexión externa se realizó un análisis y medición del ajuste vertical de la interfase, el cual se define como la distancia que hay entre el borde inferior del pilar y el borde superior del hombro del implante, siguiendo los criterios establecidos por Kano y cols. ⁽⁷⁹⁾ Por otro lado, debido a la configuración y geometría de los implantes de conexión interna tipo “Cono Morse”, se realizó un análisis y medición del ajuste “horizontal” de la interfase, que se define como la distancia que hay a lo largo de todo el borde externo del pilar y el borde interno del implante, que en este caso, y como se mencionó anteriormente debido a la configuración de su conexión, es equivalente a la discrepancia vertical de los implantes con conexión externa (Fig. 41).

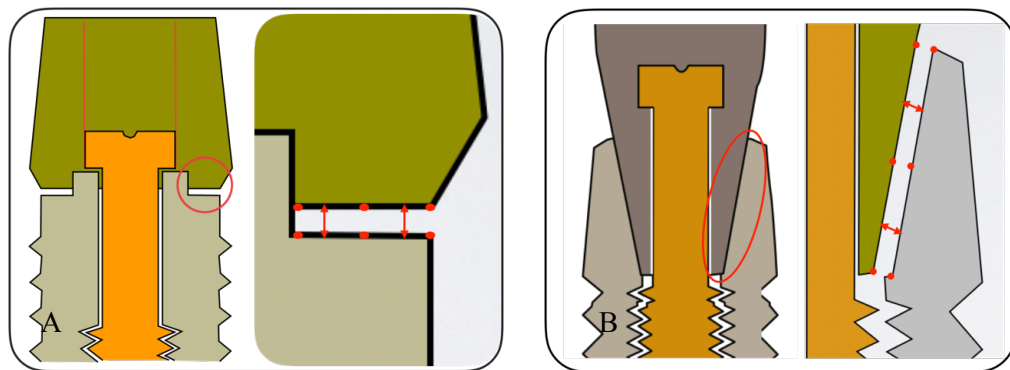


Fig. 41. A. Esquema para el análisis del ajuste vertical de la interfase implante-pilar en implantes de conexión externa B. Esquema para el análisis del ajuste

horizontal de la interfase implante-pilar en implantes de conexión interna tipo cono Morse

El análisis, medición y recolección de datos se realizó siempre por un único operador y todas las mediciones se obtuvieron con la ayuda de la herramienta de medición incorporada en el software Image J, V.1.51 (National Institutes of Health, San Antonio, USA) para el sistema operativo Mac OS Mojave (Apple, California, USA). Cada una de las imágenes previamente duplicadas fueron ajustadas a la escala correspondiente mediante la herramienta “set scale” de acuerdo al número de aumentos en que fueron capturadas previo a las mediciones de las mismas.

Para el análisis de las imágenes, es importante tener en cuenta que se requieren cincuenta mediciones alrededor de todo el perímetro de la corona para obtener información clínicamente relevante sobre el tamaño del gap,⁽⁷⁸⁾ por lo que se dividió el total de la longitud de la superficie de contacto entre el pilar y el implante de los dos tipos de conexiones entre 3 puntos equidistantes, para de esta manera, asegurar una medición uniforme en los mismos puntos en todos los especímenes. Por lo tanto, se obtuvieron 6 puntos equidistantes que permitieron realizar las mediciones de una manera homogénea. La longitud de la conexión en implantes de conexión externa es de aproximadamente 0.5 cm y de 1,2 cm en conexión interna.

Para el tratamiento de las imágenes y recolección de datos se realizaron mediciones de las discrepancias en las interfases de los dos tipos de conexiones (externa e interna) en las seis posiciones anteriormente mencionadas, las cuales fueron definidas como: A, B, C, D, E

y F según la cara en donde se realizó la medición, siendo los puntos A, B y C los correspondientes a la cara Mesial y los puntos D, E y F los correspondientes a la cara distal (Fig. 42). En cada posición anteriormente mencionada, se realizaron 10 mediciones empleando la herramienta “measure” con un rango de separación de 3 μm entre cada punto de medición, posteriormente mediante la herramienta “results” se obtuvieron promedios de las mediciones en cada posición, los cuales se actualizaron automáticamente en una tabla (Figs. 43 y 44). Para el tratamiento de todas las imágenes se emplearon las micras como unidades de medida.

Por lo tanto, en total se obtuvieron 7.200 mediciones equidistantes distribuidos en seis puntos (A-F) a lo largo de la interfase, 3.600 a cada lado de cada imagen (mesial y distal), 3.600 por grupo, 600 por subgrupo y 60 por probeta, utilizando aumentos a 1.000x y 2.000x.

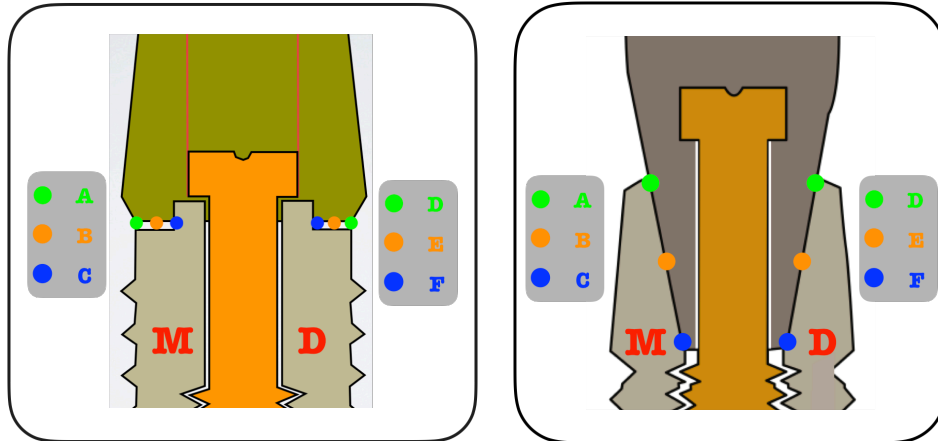


Fig. 42. Esquema de las posiciones utilizadas para la medición del ajuste de la interfase en dos tipos de conexiones

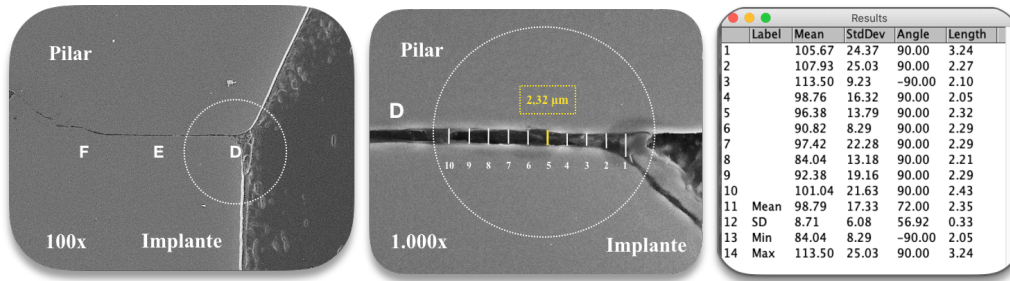


Fig. 43. Fotografía de análisis y medición de la interfase en implantes con conexión externa mediante el software Image J

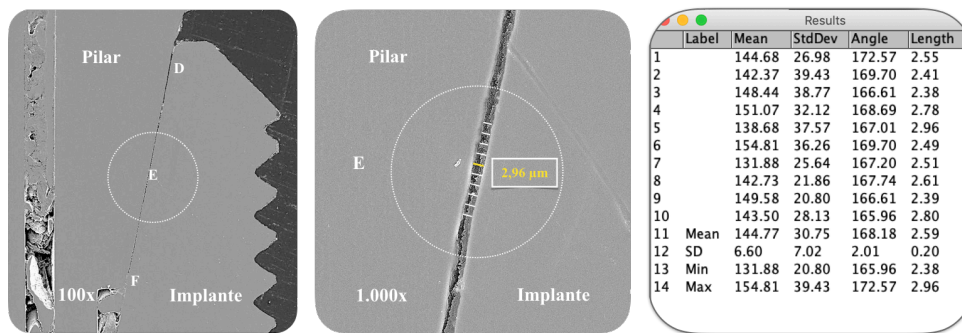


Fig. 44. Fotografía de análisis y medición de la interfase en implantes con conexión externa mediante el software Image J

5.10 Tratamiento de los datos

Para facilitar el estudio, los datos obtenidos fueron resumidos y archivados en una sola hoja de cálculo Microsoft® Excel 2000 (Microsoft Corp, Redmond, EEUU), que contenía las mediciones de las 120 probetas divididas en dos grupos y 12 subgrupos, de manera que el archivo contenía los valores almacenados.

Se realizaron los siguientes análisis:

-Estadística descriptiva de las variables.

-Estadística inferencial.

Para la comprobación del ajuste a la normalidad de las variables se empleó el Test de Shapiro-Wilk y el análisis de la homogeneidad de las varianzas a través del test de Levene.

Para las variables en que existió ajuste a la normalidad, los test paramétricos empleados fueron:

-Test de la t de Student para la comparación de los resultados del ajuste entre los grupos según el tipo de conexión (CE-CI), tipo de pilar (PR-PA) y lugar de medición (M-D)

- Análisis de la varianza (ANOVA) unifactorial seguido de un test a posteriori T2 de Tamhane (post-hoc), para la comparación de los grupos según el tipo de conexión pilar independientemente del torque aplicado CE-PA, CE-PR, CI-PR y CI-PA.

Cuando no existió ajuste a la normalidad se empleó:

- Test no paramétrico de comprobación de hipótesis de Kruskal-Wallis para muestras independientes, seguido de un test de comparaciones múltiples a posteriori con corrección de Bonferroni, para comprar las discrepancias del ajuste de las variables de los apartados:

- Tipo de conexión/pilar dependiente del torque aplicado.

- Torque aplicado.

El análisis estadístico de todas las variables se realizó con el programa informático SPSS 22.0 (SPSS Inc, Chicago, EEUU), en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid. El nivel de significación se estableció para valores de $P \leq .05$.

6 Resultados

Las variables planteadas en el presente estudio fueron las siguientes (Tabla. 3):

VARIABLE	TIPO	DESCRIPCIÓN	CATEGORÍAS
Tipo de conexión	Independiente	Cualitativa nominal	○ Interna ○ Externa
Tipo de pilar	Independiente	Cualitativa nominal	○ Recto ○ Angulado
Torque	Independiente	Cuantitativa discontinua	○ 10 N ○ 20 N ○ 30 N
Lugar de medición	Dependiente	Cualitativa nominal	○ Mesial ○ Distal
Ajuste	Dependiente	Cuantitativa continua	
Microfiltración	Dependiente	Cualitativa nominal	○ Positivo ○ Negativo

Tabla 3. Tipos de variables analizadas.

En primer lugar, se realizó el análisis descriptivo de los datos empleando índices descriptivos para variables cuantitativas y a continuación se realizó el estudio estadístico inferencial.

6.1 Análisis descriptivo

En el presente estudio se analizó la microfiltración y el ajuste a nivel de la interfase de dos sistemas de implantes de diferente tipo de conexión y dos tipos de pilares, por otro lado, también se evaluó su interacción a diferentes toques aplicados (10 N, 20 N y 30 N).

6.1.1 Discrepancia de las diferentes conexiones y pilares independientemente del torque

Se analizó la discrepancia marginal de la interfase del complejo implante-pilar de todos los especímenes según el tipo de conexión (externa e interna) y el tipo de pilar (recto y angulado) independientemente del torque aplicado.

- **Discrepancia según el tipo de conexión:**

Al analizar el tipo de conexión de manera global, independientemente del pilar y del torque (n=60), se observó que los implantes de conexión externa presentaron un valor de desajuste marginal medio superior ($1,92 \pm 0,5 \mu\text{m}$) comparado con los implantes de conexión interna ($1,25 \pm 0,66 \mu\text{m}$) (Tabla. 4 y Fig. 45)

conexion		N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
AJUSTE	CE	60	1,9166	,57679	,07446
	CI	60	1,2481	,65840	,08500

Tabla 4. Media (μm), y desviaciones estándar (DE) del ajuste pilar-implante de los dos tipos de conexión analizados independientemente del torque aplicado.

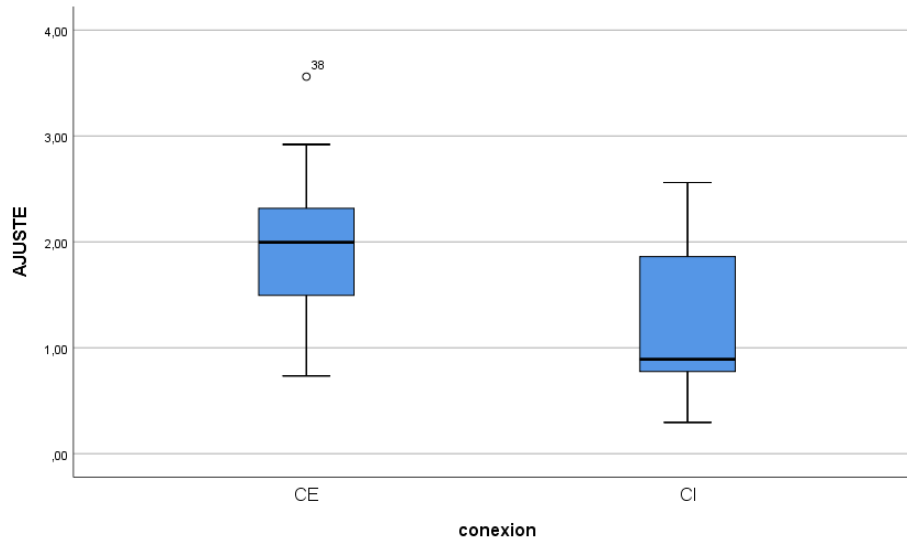


Fig. 45. Diagrama de cajas de la discrepancia (μm) entre los dos tipos de conexiones independientemente del tipo de pilar y del torque aplicado.

Al analizar el tipo de conexión según el tipo de pilar, independientemente del torque ($n=30$), se observó que, dentro del grupo de conexión externa, el grupo con pilar recto presentó un valor medio inferior de desajuste marginal ($1,67 \pm 0,52 \mu\text{m}$), comparándolo con el grupo de pilar angulado ($2,16 \pm 0,53 \mu\text{m}$) (Tabla. 5, Fig. 46).

Dentro del grupo de conexión interna el grupo que presentó un valor medio inferior de desajuste es el grupo de pilar recto ($1,12 \pm 0,59 \mu\text{m}$), por otro lado, el grupo con pilar angulado presentó un valor medio de $1,37 \pm 0,71 \mu\text{m}$ (Tabla. 5, Fig. 46).

Tipo de Conexión				
		N	Media	D.E
C.E	P. R	30	1,67	0,52
	P. A	30	2,16	0,53
C.I	P. R	30	1,12	0,59
	P. A	30	1,37	0,71

Tabla 5. Media (μm), y desviaciones estándar (DE) del ajuste pilar-implante de los dos tipos de conexión analizados en ambas conexiones.

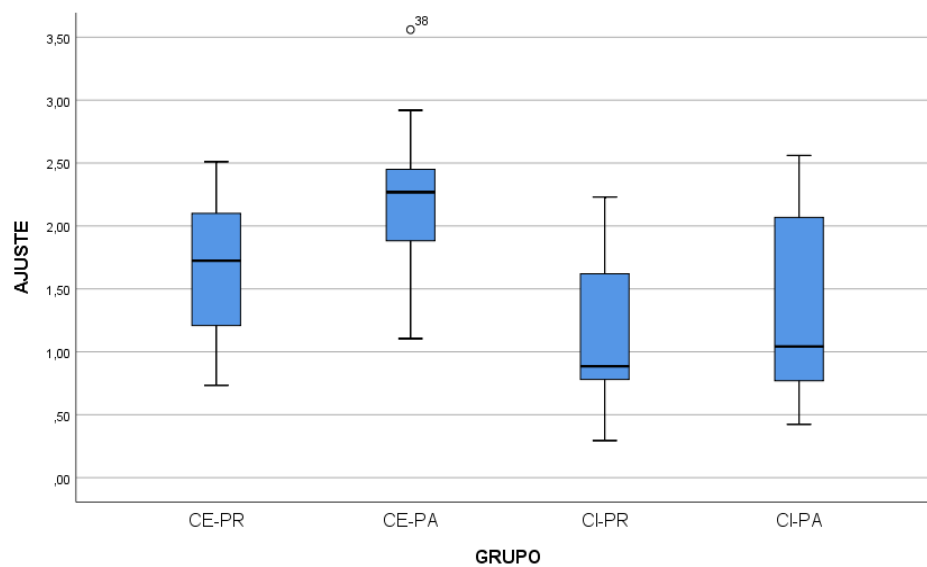


Fig. 46. Diagrama de cajas de la discrepancia (μm) entre las diferentes conexiones/pilares independientemente del torque aplicado.

- **Discrepancia según el tipo de pilar**

Al analizar los tipos de pilar, independientemente de la conexión y del torque aplicado ($n=60$), los grupos con pilar recto presentaron valores medios inferiores de desajuste marginal, comparados con los grupos con pilar angulado (Tabla. 6 y Fig.47).

	pilar	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
AJUSTE	PR	60	1,3988	,61765	,07974
	PA	60	1,7658	,73718	,09517

Tabla 6. Media (μm), y desviaciones estándar (DE) del ajuste pilar-implante de los dos tipos de pilares analizados independientemente del torque aplicado.

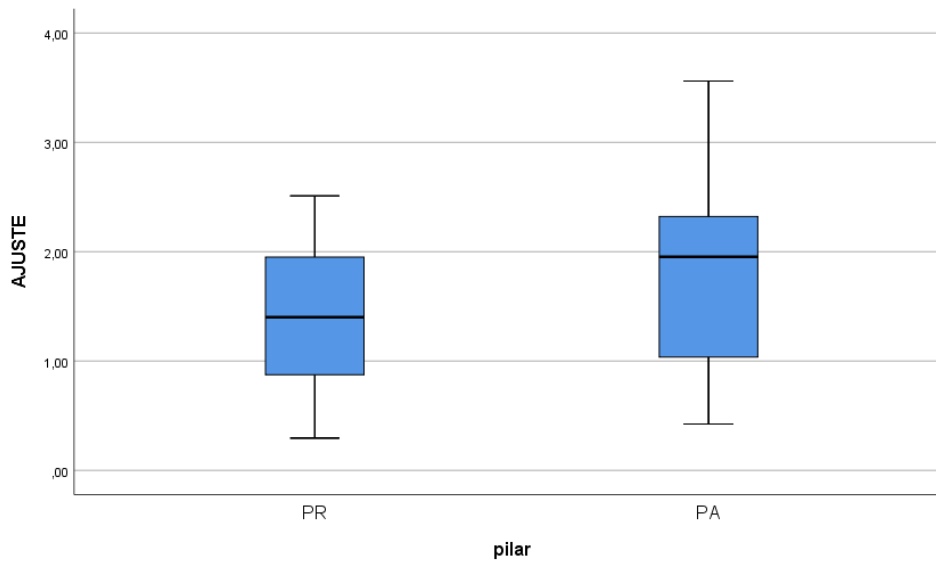


Fig. 47. Diagrama de cajas de la discrepancia (μm) entre los grupos según el tipo de pilar independientemente del torque aplicado.

El pilar recto demostró valores inferiores de discrepancia que el pilar angulado en ambas conexiones. Todos los valores estaban dentro del rango considerado clínicamente aceptable (Tabla. 7).

Tipo de Pilar				
		N	Media	D.E
P. R	C.E	30	1,67	0,52
	C.I	30	1,12	0,59
P. A	C.E	30	2,16	0,53
	C.I	30	1,37	0,71

Tabla 7. Media (μm), y desviaciones estándar (DE) del ajuste pilar-implante de los dos tipos de pilar analizados en ambas conexiones.

6.1.2 Discrepancia de las diferentes conexiones y pilares a 10/20/30

N

Al analizar la discrepancia marginal entre los grupos según su tipo de conexión/pilar en cada uno de los torques aplicados (10, 20, 30 N) , independientemente del lugar de medición, se observó que el grupo de conexión/pilar que presentó valores de media superiores de discrepancia marginal en cada uno de los torques aplicados fue el grupo de conexión externa y pilar angulado (C.E.P.A), por otro lado, el grupo de conexión interna y pilar recto (C.I-P.R), presentó valores de media inferiores de discrepancia en los tres torques aplicados (Tablas. 8-10 y Figs. 48-50). En todos los casos los valores estaban dentro del rango de clínicamente aceptable.

10 N				
Grupo		N	Media	D.E
CE-PR	C.E	30	2,07	0,41
CE-PA	C.I	30	2,55	0,47
CI-PR	C.E	30	1,87	1,87
CI-PA	C.I	30	2,21	0,23

Tabla 8. Media (μm), y desviaciones estándar (DE) de la discrepancia marginal de los grupos con torque a 10 N.

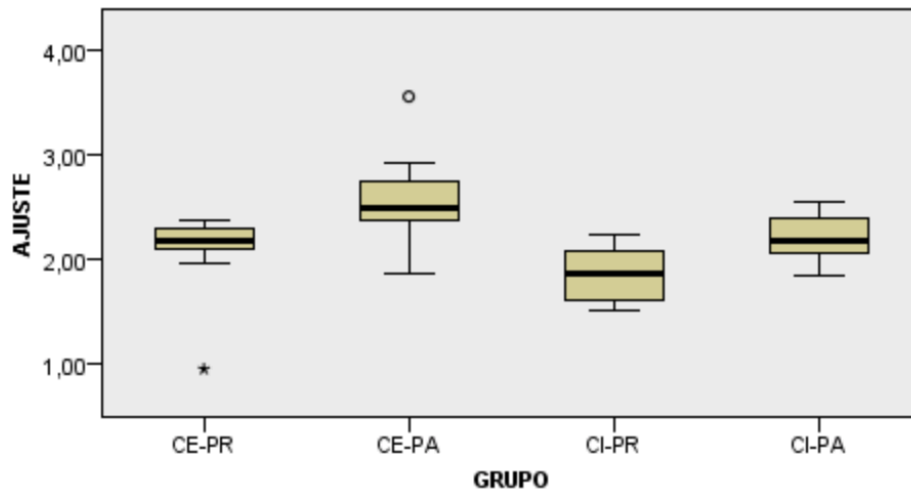


Fig. 48. Diagrama de cajas de la discrepancia (μm) entre los grupos con torque de 10 N.

20 N			
Grupo	N	Media	D.E
CE-PR	10	1,52	0,33
CE-PA	10	2,20	0,31
CI-PR	10	0,88	0,11
CI-PA	10	1,23	0,45

Tabla 9. Media (μ m), y desviaciones estándar (DE) de la discrepancia marginal entre los grupos con torque a 20 N.

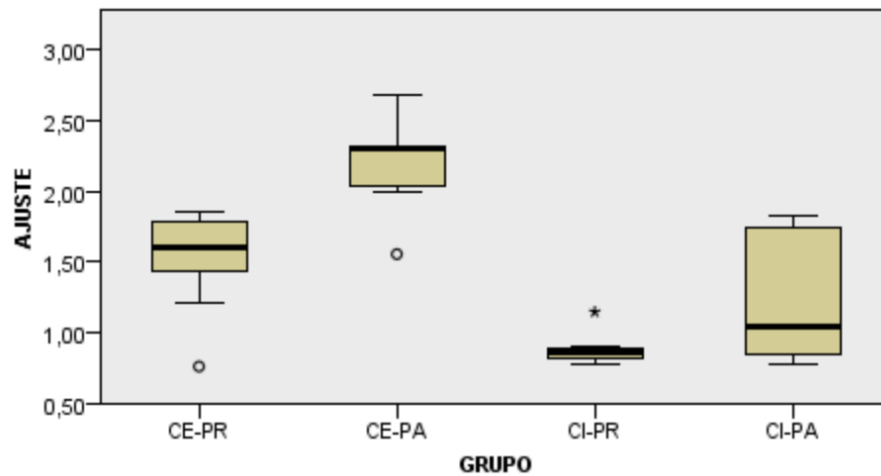


Fig. 49. Diagrama de cajas de la discrepancia (μ m) entre los grupos con torque de 20 N.

30 N			
Grupo	N	Media	D.E
CE-PR	10	1,42	0,57
CE-PA	10	1,71	0,44
CI-PR	10	0,62	0,24
CI-PA	10	0,68	0,16

Tabla 10. Media (μ m), y desviaciones estándar (DE) de la discrepancia marginal entre los grupos con torque a 30 N.

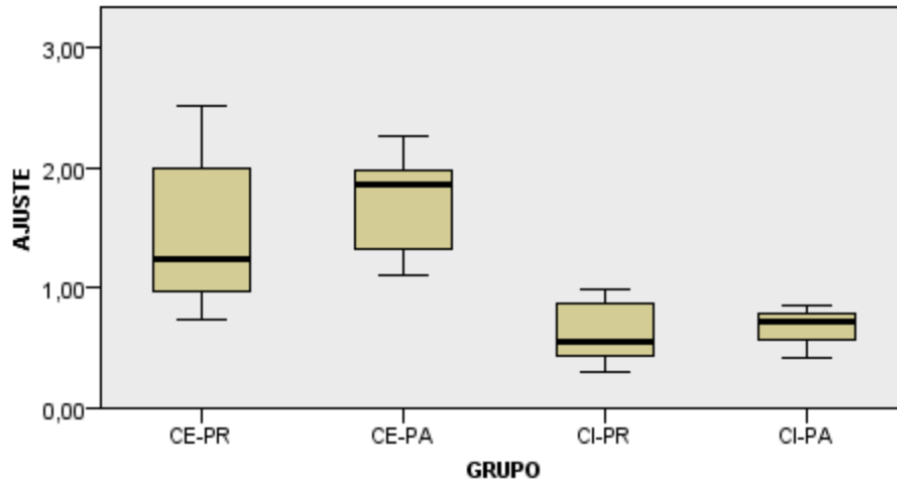


Fig. 50. Diagrama de cajas de la discrepancia (μm) entre los grupos con torque de 30 N.

6.1.3 Discrepancia según el torque aplicado

Al analizar la discrepancia marginal entre los grupos según el tipo de torque aplicado de manera global (10, 20, 30 N), independientemente del tipo de conexión/pilar ($n=40$), se observó que el grupo de torque que presentó los valores superiores de discrepancia marginal fue el grupo de torque 10 N, por otro lado, el grupo de torque de 30 N presentó los valores inferiores de discrepancia marginal de forma global (Tabla. 11 y Fig. 51). En todos los casos los valores estaban dentro del rango de clínicamente aceptable.

Global			
Grupo	N	Media	D.E
10 N	40	2,18	0,34
20 N	40	1,45	0,30
30 N	40	1,11	0,60

Tabla 11. Media (μm), y desviaciones estándar (DE) de la discrepancia marginal de los diferentes torque aplicados.

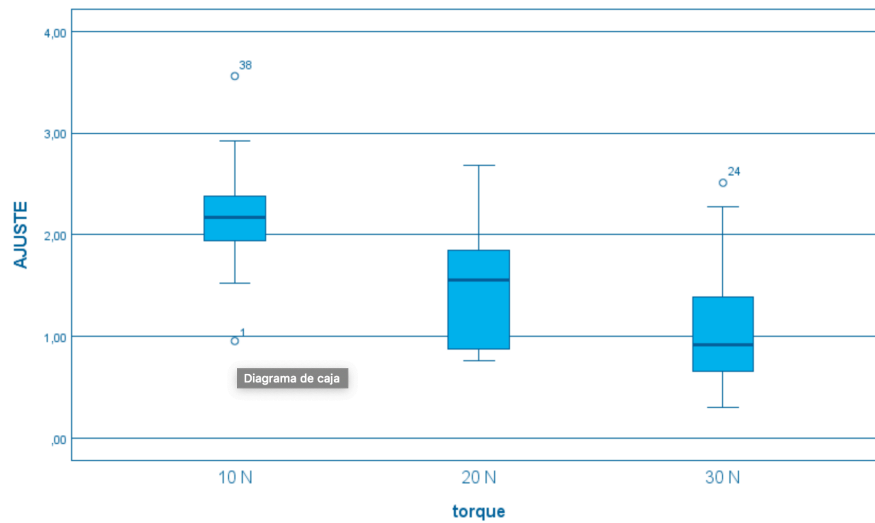


Fig. 51. Diagrama de cajas de la discrepancia (μm) entre los grupos según el tipo de torque de manera global.

Al comparar los tres tipos de torque aplicados y su interacción en la discrepancia marginal de las diferentes conexiones y los pilares, independientemente del lugar de medición, se observó que los grupos con un torque de 10 N presentan valores de discrepancia marginal superiores en los dos tipos de conexión y pilares, por otro lado, los grupos con un

torque a 30 N presentan los valores de discrepancia marginal inferiores en todos los tipos de conexiones y pilares (Tabla. 12 y Fig. 52).

Según el torque aplicado				
		N	Media	D.E
10 N	CE-PR	10	2,07	0,41
	CE-PA	10	2,55	0,47
	CI-PR	10	1,87	0,24
	CI-PA	10	2,21	0,23
20 N	CE-PR	10	1,52	0,33
	CE-PA	10	2,20	0,30
	CI-PR	10	0,80	0,10
	CI-PA	10	1,23	0,45
30 N	CE-PR	10	1,42	0,57
	CE-PA	10	1,71	0,44
	CI-PR	10	0,61	0,24
	CI-PA	10	0,67	0,15

Tabla 12. Media (μm), y desviaciones estándar (DE) del ajuste pilar-implante de los dos tipos de conexión y pilares analizados de acuerdo al torque aplicado.

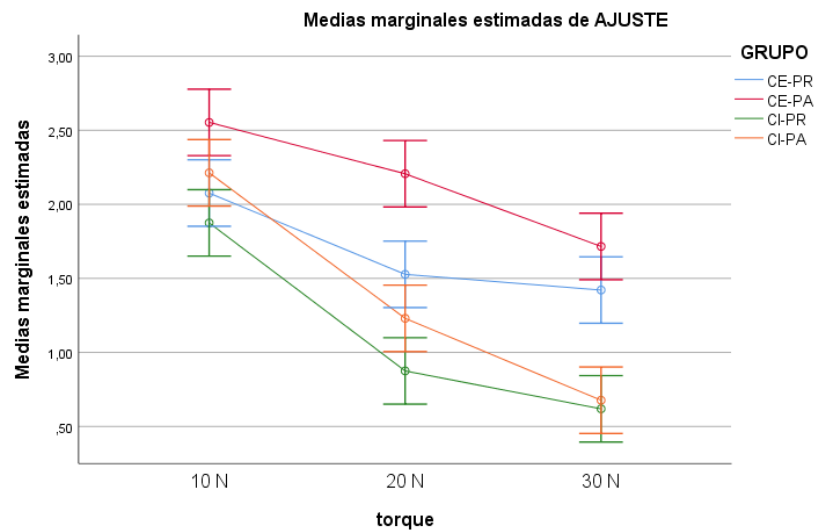


Fig. 52. Diagrama de cajas de la discrepancia (μm) entre los grupos según el torque aplicado.

6.1.4 Discrepancia según el lugar de medición

Al analizar el desajuste según el lugar de la interfase de los diferentes tipos de conexiones/pilares en donde se realizó la medición (Mesial-Distal), e independientemente del torque aplicado, se observó que el grupo que presenta un valor inferior de desajuste en ambas caras es el grupo de conexión interna y pilar recto (CI-PR) con valores de $1,11 \pm 0,59$ μm para la cara mesial y de $1,14 \pm 0,60$ μm para la cara distal. Por otro lado, el grupo que presentó los mayores valores de desajuste en ambas caras fue el grupo de conexión externa y pilar angulado (CE-PA) con un valor de $2,19 \pm 0,62$ μm para la cara mesial y de $2,13 \pm 0,55$ μm para la cara distal. Sin embargo, todos los valores mesiales y distales de todos los grupos se encuentran dentro de lo considerado clínicamente aceptable (Tabla. 13, Fig. 53).

Lugar de Medición				
Grupo	Lugar de medición	N	Media	D.E
CE-PR	MESIAL	30	1,69	0,60
	DISTAL	30	1,66	0,52
CE-PA	MESIAL	30	2,19	0,62
	DISTAL	30	2,13	0,55
CI-PR	MESIAL	30	1,11	0,59
	DISTAL	30	1,14	0,60
CI-PA	MESIAL	30	1,35	0,70
	DISTAL	30	1,40	0,76

Tabla 13. Media (μm), y desviaciones estándar (DE) de la discrepancia marginal según el lugar de medición (mesial y distal) de las diferentes conexiones y pilares.

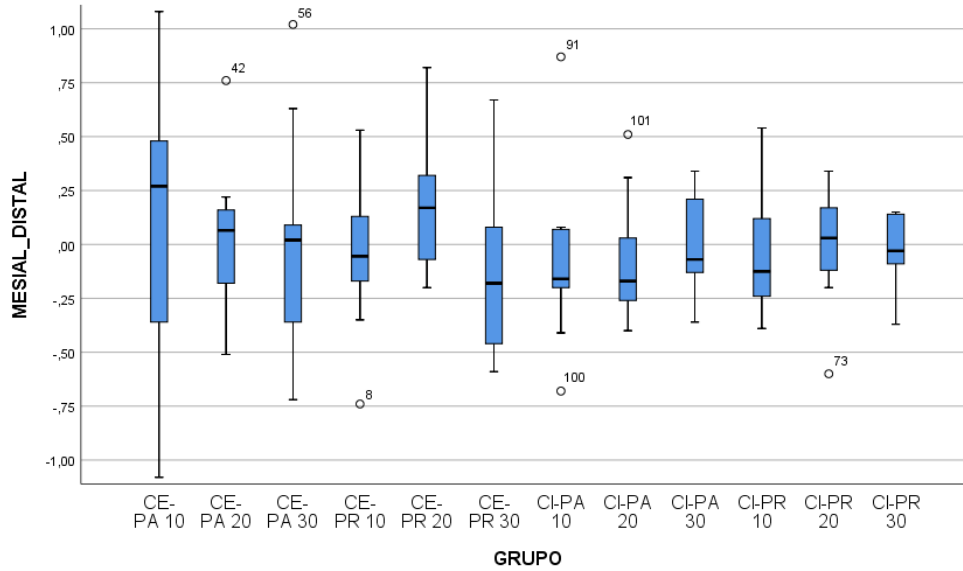


Fig. 53. Diagrama de cajas (μm) de la discrepancia marginal según el lugar de medición (mesial y distal) de las diferentes conexiones, pilares y torque.

Al analizar las diferencias de medias entre la cara mesial y distal de manera global e independientemente del tipo de conexión, tipo de pilar, y torque aplicado ($n=120$), se observó que la cara mesial tiene un valor de desajuste ligeramente superior que la distal, con un valor de discrepancia media entre las dos caras (Mesial_Distal) de $0,003 \mu\text{m}$ (Tabla. 14).

Lugar de Medición			
Grupo	N	Media	D.E
Mesial_Distal	120	0,003	0,36

Tabla 14. Discrepancia media (μm), y desviación estándar (DE) entre las caras mesial y distal.

Al analizar la discrepancia según el tipo de conexión/pilar y el torque, se observó que el grupo de presenta un valor inferior de diferencia de medias entre la cara mesial y distal fue el grupo de CI-PA y torque de 30 N ($0,008 \pm 0,24 \mu\text{m}$), por otro lado, el grupo que presento un valor mayor fue el CE-PR y torque 10N ($-0,34 \pm 0,36\mu\text{m}$).

A su vez, también se observó que 7 grupos presentaron una mayor discrepancia distal comparada con la mesial que se encuentran representados con valores con signo (-) en la tabla 15. Los 5 grupos restantes, presentaron una mayor discrepancia mesial en su diferencia de medias con la cara distal (Tabla. 15 y Figs. 54 y 55).

GRUPO	TORQUE	N	DIFERENCIA MESIAL_DISTAL	D.E
CE-PR	10	10	-0,34	0,36
	20	10	0,22	0,35
	30	10	-0,11	0,40
CE-PA	10	10	0,14	0,65
	20	10	0,03	0,34
	30	10	0,02	0,51
CI-PR	10	10	-0,04	0,29
	20	10	-0,01	0,26
	30	10	-0,03	0,16
CI-PA	10	10	-0,07	0,40
	20	10	-0,07	0,29
	30	10	0,008	0,24

Tabla 15. Diferencias entre caras mesial y distal (μm), y desviaciones estándar (DE) de la de la discrepancia marginal según el torque aplicado, conexión y pilar.

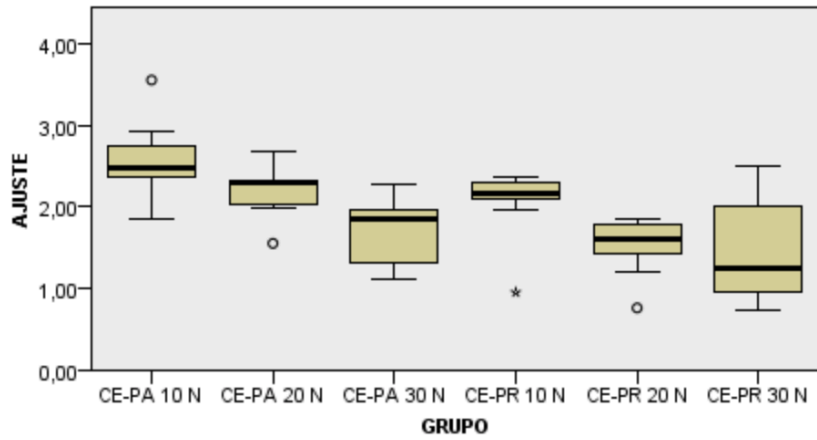


Fig. 54. Diagrama de cajas (μm ,) de la diferencia Mesial_Distal según el torque aplicado en el grupo de conexión externa y ambos pilares.

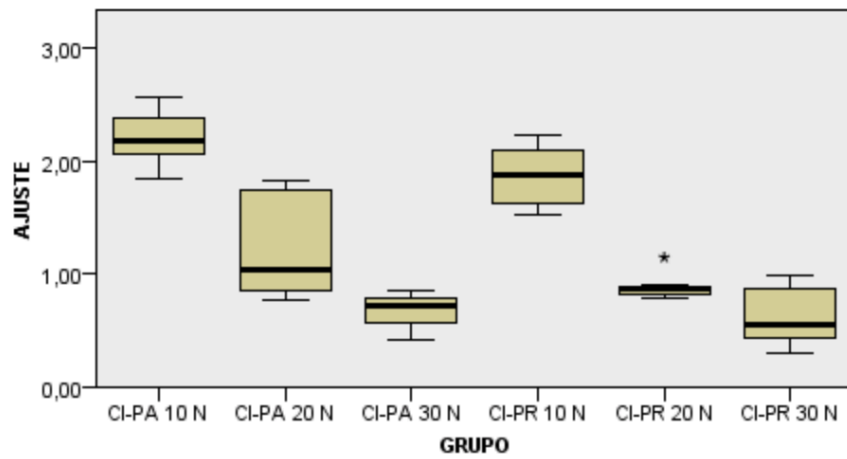


Fig. 55. Diagrama de cajas (μm ,) de la diferencia Mesial_Distal según el torque aplicado en el grupo de conexión interna y ambos pilares.

6.1.5 Microfiltración

Al no ser posible demostrar microfiltración en ninguno de los grupos, no procedió la aplicación del análisis descriptivo.

6.2 Estadística inferencial

6.2.1 Pruebas de Normalidad

En primer lugar, se procedió a comprobar la normalidad de todas las variables mediante los Test de Bondad de Ajuste. Se seleccionaron los test de Kolmogorov-Smirnov y el Test de Shapiro-Wilk para comprobar la normalidad o no de la muestra. Después de aplicar los test, se observó que la muestra no presentó una distribución normal en todas sus variables por lo que se procedió a realizar test paramétricos y no paramétricos según su ajuste o no a la normalidad.

6.2.2 Discrepancia de las diferentes conexiones y pilares independientemente del torque

- **Discrepancia según el tipo de conexión**

Se compararon las discrepancias marginales entre los dos tipos de conexión independientemente del tipo de pilar, torque y lugar de medición.

En primer lugar, se realizó la prueba de Levene de homogeneidad de varianzas ($p=0,18$), una vez comprobado que existe igualdad entre varianzas, se realizó un análisis mediante el test de la t de Student para dos muestras independientes en donde se observó que existen diferencias significativas entre ambos grupos ($p=0.001$), siendo el grupo de conexión

interna el que presenta un menor desajuste marginal comparado con el de conexión externa (tabla. 16).

	Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias				
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar
AJUSTE Se asumen varianzas iguales	5,754	,018	5,916	118	,000	,66853	,11300
No se asumen varianzas iguales			5,916	115,992	,000	,66853	,11300

Tabla 16. Test de Levene y test de la t de Student.

- **Discrepancia según el tipo de pilar**

Se realizó la comparación de los dos tipos de pilares independientemente del tipo de conexión y del torque aplicado. Se aplicó el test de homogeneidad de varianzas de Levene ($p=0,24$), y una vez comprobada la igualdad de varianzas se realizó el test de t de student para muestras independientes, en donde se observó que existen diferencias significativas entre ambos tipos de pilares ($p=0.004$), siendo el grupo que presenta un mejor ajuste marginal el de pilar recto, respecto al grupo de pilar angulado (Tabla. 17).

	Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias				
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar
AJUSTE Se asumen varianzas iguales	1,407	,238	-2,956	118	,004	-,36703	,12416
No se asumen varianzas iguales			-2,956	114,490	,004	-,36703	,12416

Tabla 17. Test de Levene y test de la t de Student.

Por otra parte, se comparó y analizó el desajuste de los diferentes pilares y su comportamiento en las dos conexiones, independientemente del torque aplicado, por lo que, primero se realizó un test de homogeneidad de varianzas de Levene ($p=0,004$). Debido a que existe diferencias entre las varianzas, se realizó un test de ANOVA para muestras independientes en donde se observa diferencias significativas entre los grupos analizados ($p=0,001$) (tablas. 18 y 19).

	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
AJUSTE Se basa en la media	4,604	3	116	,004
Se basa en la mediana	2,364	3	116	,075
Se basa en la mediana y con gl ajustado	2,364	3	103,644	,075
Se basa en la media recortada	4,484	3	116	,005

Tabla 18. Test de homogeneidad de varianzas de Levene.

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	17,858	3	5,953	16,943	,000
Dentro de grupos	40,755	116	,351		
Total	58,612	119			

Tabla 19. Test de ANOVA para muestras independientes.

Para saber entre que grupos existen estas diferencias observadas en el ANOVA se realizó el test de comparaciones múltiples post hoc de Tamhane, en donde al comparar los grupos de conexión externa y con diferente pilar, se observó que existen diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de CE-PR y el grupo de CE-PA ($P=0.005$),

siendo el grupo CE-PR el que presentó la menor discrepancia marginal. Al comparar los grupos de conexión interna y con diferente pilar, se observó que no existían diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de CI-PR y CI-PA ($p=0.602$).

Por otro lado, al comparar los dos tipos de conexiones con el mismo pilar se observó que existen diferencias significativas entre los grupos CE-PR Y CI-PR ($p=0.002$), presentando el grupo de conexión interna y pilar recto, un mejor ajuste que el grupo de conexión externa y pilar recto. De igual manera, se observaron diferencias significativas al comparar las dos conexiones con pilar angulado ($p=0,001$), siendo el grupo que presentó un mejor ajuste marginal el grupo de CI-PA. (Tabla. 20).

	(I) GRUPO	(J) GRUPO	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Tamhane	CE-PR	CE-PA	-,48372*	,13611	,005	-,8545	-,1130
		CI-PR	,55183*	,14360	,002	,1605	,9432
		CI-PA	,30150	,16123	,340	-,1390	,7420
	CE-PA	CE-PR	,48372*	,13611	,005	,1130	,8545
		CI-PR	1,03556*	,14439	,000	,6421	1,4290
		CI-PA	,78522*	,16194	,000	,3429	1,2276
	CI-PR	CE-PR	-,55183*	,14360	,002	-,9432	-,1605
		CE-PA	-1,03556*	,14439	,000	-1,4290	-,6421
		CI-PA	-,25033	,16828	,602	-,7093	,2086
	CI-PA	CE-PR	-,30150	,16123	,340	-,7420	,1390
		CE-PA	-,78522*	,16194	,000	-1,2276	-,3429
		CI-PR	,25033	,16828	,602	-,2086	,7093

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

Tabla 20. Test de contraste de comparaciones múltiples a posteriori T2 de Tamhane.

6.2.3 Discrepancia de las diferentes conexiones y pilares a 10/20/30 N

N

Se analizó y comparó las discrepancias marginales de los diferentes grupos según el tipo de conexión/pilar a nivel global y su interacción de acuerdo al torque aplicado. Para todos los grupos de torque se aplicó un test de Kuskal-Wallis para muestras independientes, y posteriormente un test de comparaciones múltiples post hoc para ver la diferencia existente entre los grupos bajo un mismo torque.

- **Torque 10 N**

Para comparar los grupos según su tipo de conexión y tipo de pilar a un toque de 10 N, se utilizó el test de Kruskal-Wallis para muestras independientes. No se observaron diferencias significativas entre ninguno de los grupos (Tabla. 21).

Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
CE-PR-CE-PA	-10,600	5,228	-2,028	,043	,256
CI-PR-CI-PA	-11,700	5,228	-2,238	,025	,151
CI-PR-CE-PR	9,450	5,228	1,808	,071	,424
CI-PA-CE-PA	8,350	5,228	1,597	,110	,661

Tabla 21. Prueba comparaciones múltiples para grupo de torque a 10 N.

- **Torque 20 N**

El test de Kruskal-Wallis puso de manifiesto diferencias significativas entre los grupos ($p=0,001$) (Tabla. 22).

Se encontraron diferencias significativas entre el grupo CE-PA y el grupo CI-PA ($p=0,002$), siendo el grupo de conexión interna el que presentó un mejor ajuste marginal comparado al de conexión externa.

No se observaron diferencias para los grupos CE-PR – CE-PA, CI-PR – CI-PA y CE-PR – CI-PR (Tabla. 23).

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de AJUSTE es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,000	Rechazar la hipótesis nula.

Tabla 22. Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes para grupo de torque a 20 N

Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
CE-PR-CE-PA	-12,800	5,228	-2,449	,014	,086
CI-PR-CI-PA	-6,200	5,228	-1,186	,236	1,000
CI-PA-CE-PR	5,700	5,228	1,090	,276	1,000
CI-PA-CE-PA	18,500	5,228	3,539	,000	,002

Tabla 23. Test de comparaciones múltiples para grupo de torque a 20 N

- **Torque 30 N**

El test de Kruskal-Wallis puso de manifiesto diferencias significativas entre los grupos ($p=0,001$) (Tabla. 24).

Las diferencias se establecieron para los grupos CE-PR y CI-PR ($p=0,005$) y CE-PA y CI-PA ($p=0,001$), siendo el grupo de conexión interna el grupo que mejor ajuste marginal presenta, tanto con pilar recto como con angulado.

No se observaron diferencias para los grupos CE-PR – CE-PA y CI-PR – CI-PA (Tabla. 25).

Resumen de prueba de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de AJUSTE es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,000	Rechazar la hipótesis nula.

Tabla 24. Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes para grupo de torque a 30 N.

Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
CE-PR-CE-PA	-4,100	5,228	-,784	,433	1,000
CI-PR-CI-PA	-1,100	5,228	-,210	,833	1,000
CI-PR-CE-PR	17,400	5,228	3,328	,001	,005
CI-PA-CE-PA	20,400	5,228	3,902	,000	,001

Tabla 25. Test de comparaciones múltiples para grupo de torque a 30 N.

6.2.4 Discrepancia según el torque aplicado

Cuando se analizó y comparó de manera global, independientemente de la conexión y del pilar ($n=40$), el comportamiento de los diferentes grupos de torque, en cuanto al ajuste marginal del complejo implante-pilar, el test de Kruskal-Wallis puso de manifiesto diferencias significativas entre los grupos de torque ($p=0,001$) (Tabla. 26). El test de comparaciones múltiples post hoc reveló que existen diferencias entre los grupos de torque

de 10 N y 20 N ($p=0,001$), y entre los grupos de 10 N y 30 N ($p=0,001$), siendo el grupo de torque de 10 N el que presenta un valor mayor de desajuste marginal comparado con los grupos de 20 N y de 30 N. No se observaron diferencias significativas entre los grupos de torque de 20 N y 30 N ($p=0,10$) (Tabla. 27).

Resumen de prueba de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de AJUSTE es la misma entre las categorías de torque.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,000	Rechazar la hipótesis nula.

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

Tabla 26. Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes de manera global independientemente del tipo de conexión/pilar.

Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
30 N-20 N	16,475	7,778	2,118	,034	,102
30 N-10 N	52,638	7,778	6,767	,000	,000
20 N-10 N	36,163	7,778	4,649	,000	,000

Tabla 27. Test de comparaciones múltiples a posteriori de manera global independientemente del tipo de conexión/pilar.

Para el análisis y comparación de los grupos según el torque aplicado a cada grupo de conexión/pilar, con el objetivo de observar que interacción tiene el torque con cada grupo

independiente, se utilizó el test de Kruskal-Wallis y posteriormente un test de comparaciones múltiples a posteriori con ajuste de Bonferroni en los p valores.

- **Grupo CE-PR**

El test de Kruskal-Wallis para muestras independientes puso de manifiesto que no existieron diferencias significativas para el grupo CE-PR entre los 3 torques analizados. El test de comparaciones múltiples reveló los valores de desajuste marginal mayores en el torque de 10 N, el torque de 20 N presentó un mejor ajuste que el de torque de 10 N y el torque de 30 N el mejor ajuste de todos (Tabla. 28).

Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
CE-PR 20 N-CE-PR 30 N	-,200	7,810	-,026	,980	1,000
CE-PR 20 N-CE-PR 10 N	19,550	7,810	2,503	,012	,185
CE-PR 30 N-CE-PR 10 N	19,350	7,810	2,478	,013	,198

Tabla 28. Test de comparaciones múltiples a posteriori para grupo de conexión externa y pilar recto.

- **Grupo CE-PA**

Existieron diferencias significativas en el ajuste marginal entre los torques para el grupo CE-PA ($p=0,001$) (Tabla. 29). El test de comparaciones múltiples reveló que existen diferencias significativas entre el grupo de torque de 10 N y 30 N ($p=0,008$), siendo el grupo de 30 N el que presenta mejor ajuste que el grupo de torque 20 N y 10 N en el grupo CE-PA. No existieron diferencias significativas entre los grupos de torque 10 N y 20 N, ni entre los grupos torque 20 N y 30 N (Tabla. 30).

Resumen de prueba de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de AJUSTE es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,000	Rechazar la hipótesis nula.

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

Tabla 29. Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes para grupo de conexión externa y pilar angulado.

Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
CE-PA 30 N-CE-PA 20 N	17,900	7,810	2,292	,022	,329
CE-PA 20 N-CE-PA 10 N	9,250	7,810	1,184	,236	1,000
CE-PA 30 N-CE-PA 10 N	27,150	7,810	3,476	,001	,008

Tabla 30. Test de comparaciones múltiples a posteriori para grupo de conexión externa y pilar angulado.

- **Grupo CI-PR**

Se observaron diferencias significativas entre los torques en el ajuste marginal para el grupo CI-PR ($p=0,001$) (Tabla. 31). Las diferencias se establecieron entre el grupo de torque de 10 N y 20 N ($p=0,006$), y entre el torque de 10 N y 30 N ($p=0,001$). No existieron diferencias entre los grupos de torque de 20 N y 30 N. El torque que presentó mejor ajuste en la conexión interna y pilar recto fue el de torque 30 N, y el de mayor desajuste el grupo de torque 10 N (Tabla. 32).

Resumen de prueba de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de AJUSTE es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,000	Rechazar la hipótesis nula.

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

Tabla 31. Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes para grupo de conexión interna y pilar recto.

Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Dev. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
CI-PR 30 N-CI-PR 20 N	6,950	7,810	,890	,374	1,000
CI-PR 20 N-CI-PR 10 N	27,650	7,810	3,540	,000	,006
CI-PR 30 N-CI-PR 10 N	34,600	7,810	4,430	,000	,000

Tabla 32. Test de comparaciones múltiples a posteriori para grupo de conexión interna y pilar recto.

• **GRUPO CI-PA**

El test de Kruskal-Wallis puso de manifiesto diferencias significativas entre los torques para el grupo CI-PA ($p=0,001$) (Tabla. 33). Las diferencias se observaron entre el grupo de torque de 10 N y 20 N ($p=0,022$), y entre el torque de 10 N y 30 N ($p=0,001$). No se observaron diferencias entre los grupos de torque de 20 N y 30 N. El torque que presentó mejor mayor desajuste fue el torque de 10 N, y el de mejor ajuste fue el de 30 N (Tabla. 34).

Resumen de prueba de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de AJUSTE es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,000	Rechazar la hipótesis nula.

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

Tabla 33. Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes para grupo de conexión interna y pilar angulado.

Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
CI-PA 30 N-CI-PA 20 N	10,300	7,810	1,319	,187	1,000
CI-PA 20 N-CI-PA 10 N	24,800	7,810	3,175	,001	,022
CI-PA 30 N-CI-PA 10 N	35,100	7,810	4,494	,000	,000

Tabla 34. Test de comparaciones múltiples a posteriori para grupo de conexión interna y pilar angulado

6.2.5 Discrepancia según el lugar de medición

Para el análisis inferencial de la discrepancia del ajuste marginal del complejo implante/pilar según el lugar de medición (Mesial y Distal), se realizó el test de la t-Student para muestras independientes, con el objetivo de comparar de manera global independientemente del tipo de conexión/pilar y torque. Por otro lado, se aplicó el mismo test de forma independiente dentro de cada variable según su conexión/pilar y torque.

Al analizar la discrepancia marginal de la diferencia de medias de la cara distal y mesial de forma global en todas las muestras (n=120), después de aplicar el test de la t de Student, se observó que no existieron diferencias significativas entre las mediciones realizadas en las caras mesial y distal (Tabla. 35).

	Valor de prueba = 0			
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias
MESIAL_DISTAL	,112	119	,911	,00375

Tabla 35. Test T-Student de la discrepancia entre la diferencia de medias Mesial_Distal a nivel global

Tampoco se observaron diferencias significativas entre las caras mesial y distal dentro de cada grupo (Tabla. 36):

- CE-PR con torque de 10, 20 y 30 N
- CE-PA con torque de 10, 20 y 30 N
- CI-PR con torque de 10, 20 y 30 N

- CI-PA con torque de 10, 20 y 30 N

Grupo	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias
CE-PR 10	-0,298	9	0,773	-0,034
CE-PR 20	1,982	9	0,079	0,217
CE-PR 30	-0,836	9	0,425	-0,105
CE-PA 10	0,665	9	0,523	0,136
CE-PA 20	0,260	9	0,801	0,02
CE-PA 30	0,130	9	0,899	0,02
CI-PR 10	-0,401	9	0,698	-0,03
CI-PR 20	-0,168	9	0,870	-0,01
CI-PR 30	-0,616	9	0,553	-0,03
CI-PA 10	-0,563	9	0,587	-0,07
CI-PA 20	-0,776	9	0,458	-0,07
CI-PA 30	0,105	9	0,919	0,008

Tabla 36. Test t-Student de la discrepancia entre la diferencia de medias Mesial_Distal de cada grupo a diferente torque

6.2.6 Microfiltración

Al no ser posible demostrar microfiltración en ninguno de los grupos, no procedió la aplicación de test para la estadística inferencial

7 Discusión

7.1 Consideraciones Previas

Durante los últimos años la prótesis sobre implantes se ha convertido en una excelente alternativa restauradora, la cual ofrece una gran cantidad de beneficios para el paciente, permitiendo restablecer dientes perdidos por diferentes causas, devolviendo así, una correcta anatomía y función del sistema estomatognático, además de los beneficios estéticos y psicológicos que este tipo de restauraciones aportan al paciente. ⁽¹⁹³⁾

En las últimas décadas las prótesis sobre implantes han ido evolucionando considerablemente, para satisfacer la alta demanda estética por parte de los pacientes y profesionales, para lo cual se han desarrollado nuevos materiales, así como la tecnología necesaria para su procesado, que aportan alta estética, buen ajuste y a la vez resistencia a la fractura de las restauraciones, logrando satisfacer las necesidades demandadas por los pacientes y permitiendo obtener restauraciones duraderas en el tiempo. ⁽¹⁹⁴⁾

El objetivo de las rehabilitaciones sobre implantes requiere algo más que una exitosa osteointegración. Las restauraciones colocadas en la boca deben cumplir los principios biológicos y biomecánicos para garantizar el correcto funcionamiento y éxito de los tratamientos. ⁽¹⁷⁾

El ajuste pasivo de las estructuras sobre los pilares es un factor fundamental, y se ha considerado crucial para lograr el éxito a largo plazo de la osteointegración y así evitar complicaciones futuras en los tratamientos realizados con implantes dentales. ^(195, 196) Por esta razón es muy importante el estudio y análisis del gap presente en la interfase implante-pilar.

Esta interfase ha sido relacionada como un factor de gran importancia en la transmisión de cargas al hueso periimplantario, así como también en la aparición de complicaciones tanto mecánicas como biológicas. ^(194, 197-199) La presencia del gap implante-pilar puede ser provocado por diferentes factores como son: el impreciso mecanizado de las partes del implante, el excesivo torque durante la colocación del pilar, o la inadecuada adaptación implante-pilar entre otros. ^(15, 177)

El tipo de conexión entre un implante al pilar es extremadamente importante, ya que la presencia de una interfase puede estar directamente relacionado con la filtración de bacterias, o sus metabolitos. ⁽²¹⁾ Además el paso de fluidos en la interfase pilar-implante genera niveles más altos de células inflamatorias que conducen posteriormente a la pérdida ósea alrededor del implante. ^(28, 30)

Tomando en consideración lo anteriormente expuesto, para el análisis crítico de los resultados, así como para la facilidad de comprensión de esta memoria de Tesis Doctoral se integró en la discusión dos apartados:

- 1) Análisis del ajuste de la interfase pilar-implante.
- 2) Análisis de la microfiltración bacteriana en la interfase implante-pilar.

7.2 Análisis del ajuste de la interfase pilar-implante

Muchos autores han tratado de definir el ajuste pasivo de las estructuras de los implantes; sin embargo, todas las definiciones son hipotéticas y el concepto de ajuste pasivo aún no se conoce bien. ^(24, 74)

Un estudio de elementos finitos mostró que, cuando existía un verdadero ajuste pasivo, existía una distribución homogénea de tensiones en todos los componentes del sistema del implante, produciendo tensiones mínimas en cada componente. ⁽²⁰⁰⁾ Natali y cols, concluyen que el estrés inducido por el desajuste era comparable al relacionado con las fuerzas oclusales, por lo tanto, el desajuste de la estructura del implante se debe considerar cuidadosamente para garantizar la confiabilidad del sistema protésico. ⁽²⁰⁰⁾

En cada sistema de implante, la eficiencia del sistema de unión del pilar al implante depende de varios factores, tales como el diseño de componentes, geometría de conexión entre el implante y el pilar, ajuste mecánico sus superficies, propiedades de los componentes mecánicos y físicos, y la aplicación de torque. ⁽²⁰¹⁾

En el presente estudio se realizó un análisis del ajuste a nivel de la interfase implante-pilar a partir de factores como: 1) tipo de conexión (externa o interna), 2) tipo de pilar (recto o angulado), 3) fuerza de torque aplicado (10-30 N), 4) lugar de medición y 5) técnica de medición utilizada. Aunque todos estos factores están íntimamente relacionados entre sí, creímos conveniente estudiarlos por separado para facilitar su análisis y comprensión.

7.2.1 Tipo de conexión

Uno de los objetivos principales planteados en el presente estudio fue evaluar y analizar el grado de desajuste en ambas conexiones (externa e interna), con dos tipos de pilares y a diferentes torques, así como la relación que tiene el gap implante-pilar con el torque aplicado y con la microfiltración.

El tipo de conexión de los sistemas de implantes es un factor fundamental relacionado con la presencia de microgaps a nivel de la interfase implante-pilar, y por lo tanto con el correcto funcionamiento y longevidad de las prótesis implanto-soportadas.

Los sistemas de conexión externa fueron las conexiones más comunes, aunque su diseño presenta ciertas desventajas debido a que presenta poca longitud de contacto entre la restauración y el hexágono externo de la cabeza del implante (0,7 mm). Además, presenta un cierto grado de rotación entre el hexágono externo de la plataforma y el hexágono interno de la restauración, por otro lado, los micromovimientos producidos durante la función generan una gran tensión a nivel del tornillo, dando como resultado el aflojamiento y / o fractura del mismo con relativa facilidad. ^(13, 121)

Los resultados obtenidos en el presente estudio in-vitro ponen de manifiesto que existen diferencias en el ajuste marginal del complejo implante-pilar entre sistemas de implantes con diferentes tipos de conexiones, independientemente del tipo de pilar transepitelial y del torque de apriete. Desde un análisis según el tipo de conexión, los implantes con conexión interna tipo como Morse presentan un mejor ajuste marginal, comparados con

los implantes de conexión externa, siendo esta diferencia significativa. Por ello, la primera hipótesis nula, en lo que se refiere al ajuste implante-pilar, debe ser rechazada.

Los valores de desajuste obtenidos son muy bajos en ambas conexiones, por lo que podrían garantizar un buen sellado a nivel de la interfase del complejo implante-pilar, previniendo de esta manera la penetración de bacterias, y además mejorando la distribución de las fuerzas con todos los beneficios que ya se han mencionado con anterioridad.

Estos resultados corroboran los resultados de otros estudios que indican que todos los implantes presentan un gap entre el pilar y el implante. Los resultados obtenidos en el estudio del microgap en implantes de conexión externa (1,92 μm), son inferiores comparados con el promedio del gap que presenta un implante de la misma conexión (100 μm) según refieren autores como Keith y cols y Duyck y cols, ^(202, 203) Los implantes de conexión interna (como Morse) presentan un gap promedio de 2,3–5,6 μm según los estudios de Dibart y cols ⁽¹⁸⁾ y de Tsuge y cols, ⁽²⁰⁴⁾ o incluso valores de gap cero como los reportados por Larrucea y cols, ^(107, 109) resultados similares a los obtenidos en el presente estudio (1,25 μm).

Las diferencias en los resultados entre ambas conexiones pueden explicarse debido a las diferentes configuraciones geométricas de ambas conexiones, en las que la conexión externa presenta un área de sellado inferior comparado con implantes de conexión interna tipo como Morse. También puede ser debido a que tienen paredes rectas, que requieren un cierto grado de tolerancia entre la una y la otra para unirse a los pilares. ^(13, 147, 205)

Por otro lado, el sistema de implantes de conexión interna tipo como Morse principalmente crea un cierre hermético por fricción. Cualquier superficie metálica cónica

unida a otra en un ángulo inferior a 8° , crea un ajuste por fricción que cierra mecánicamente, (18, 206, 207) este ajuste disminuye al disminuir el ángulo y aumenta cuando el ángulo aumenta, obteniendo así los mejores resultados en este tipo de conexiones cuando las formas cónicas son de 11° - 12° . En esta conexión, el contacto del implante y el pilar determinan un ajuste exitoso y está directamente relacionado con la precarga alcanzada durante la aplicación del torque. (109)

Existe todavía cierta controversia en la literatura sobre el valor de desajuste marginal considerado clínicamente aceptable, especialmente en restauraciones sobre múltiples implantes (194)

Un factor importante que puede explicar los resultados del presente estudio, y las discrepancias con otros estudios previos es haber realizado el análisis tras ser sometidas las muestras a termociclado y carga cíclica.

Las condiciones de los experimentos son un factor muy importante en los resultados de los estudios. Existen muy pocos estudios in vitro que hayan realizado carga cíclica y termociclado, en un intento de imitar las condiciones clínicas, para evaluar el ajuste y la microfiltración en la conexión implante- pilar y los resultados no son concluyentes. (15, 22, 180, 185, 208)

Las pruebas de fatiga han intentado simular la carga masticatoria para determinar la estabilidad de la interfase en los estudios in-vitro, sin embargo, la mayoría de los estudios en la literatura han empleado diferentes metodologías para aplicar estas cargas, existiendo diferentes variaciones en cuanto al número de ciclos, la frecuencia, el sitio de carga, la

dirección de aplicación de la carga (fuerzas verticales y oblicuas), o la temperatura, entre otras. Existen así mismo, numerosos estudios donde analizan el microgap de la interfase en los cuales no se aplican cargas cíclicas sobre los implantes.^(191, 192) Gehrke y cols,⁽¹⁹²⁾ en su estudio compararon la presencia de gaps en implantes de conexión interna tipo cono morse antes y después de someterlos a cargas axiales pero sin cortar los especímenes, demostrando la presencia de microgaps que variaban entre 2 y 9 μm para implantes de conexión interna tipo cono morse, antes de la aplicación de cargas a través del eje longitudinal del implante, y concluyeron que después de aplicar cargas mecánicas, hubo una disminución significativa en el gap de la interfase implante-pilar, debido a la intrusión y la deformación del pilar. Las fuerzas de masticación pueden mejorar la retención del pilar en un implante al aumentar la fricción entre las paredes de estos componentes, reduciendo la probabilidad de micromovimientos entre las partes y, por lo tanto, la posibilidad de aflojamiento del pilar. Por otro lado, Martin-Gili y cols,⁽¹⁸⁵⁾ obtuvieron resultados contrarios a los anteriores, observando valores mayores de desajuste en implantes de conexiones externa e interna después de haber sido sometidos a fuerzas verticales y oblicuas mediante maquina simuladora de masticación debido a la deformación del titanio, en un protocolo muy similar al utilizado en el presente estudio, y obteniendo resultados concordantes con los del presente estudio en ambas conexiones. Las discrepancias entre los resultados de los autores pueden deberse a los factores que mencionamos anteriormente.

Por otro lado, aunque la fuerza de oclusión voluntaria máxima varía según el tipo de prótesis, el antagonista, el sexo, la edad y la ubicación en la boca, su valor puede predecir los

escenarios de carga en el peor de los casos. Las mediciones unilaterales tienden a ser entre un 30% y un 40% más bajas que las bilaterales.⁽²⁰⁹⁾

La fuerza de masticación promedio de jóvenes adultos sanos varía entre 11 y 150 N, mientras que los picos de fuerza fueron 200 N en la parte anterior, 350 N en la parte posterior y 1000 N en pacientes con bruxismo,⁽²¹⁰⁾ sin embargo el promedio sobre prótesis implanto-soportadas es de 580 N, comparándola con 596 N promedio en dientes naturales.⁽²¹¹⁾ Rosentritt y cols, en estudios in-vitro sugieren que el uso de 1.2 millones de ciclos de carga continua a 50 N representan 5 años de masticación en boca,⁽²¹⁰⁾ por otro lado, la norma ISO 14801 se desarrolló con fines de certificación, pero este protocolo no fue diseñado para predecir el rendimiento clínico a largo plazo. Esta normativa se la puede definir como un protocolo estandarizado de prueba de fatiga de implantes dentales (ISO 2007). Las muestras se analizan en una inclinación de 30 ° y en los peores escenarios. Las pruebas se limitan a condiciones de humedad a 2 Hz hasta el fallo o hasta 2 millones de ciclos. Aunque la norma permite realizar pruebas de hasta 15 Hz hasta el fallo o 5 millones de ciclos para condiciones secas, el ambiente seco no simula condiciones fisiológicas. La norma establece que "un implante dental endoóseo de múltiples partes debe probarse como se ensambla de acuerdo con su uso previsto". Sin embargo, recomienda un dispositivo hemisférico para simular una corona, que no tiene una anatomía cercana a las prótesis dentales. La ISO 14801: 2007 es una herramienta de certificación válida para la industria y continúa en desarrollo, ya que se ha creado bajo datos experimentales limitados.⁽²¹²⁾

Debido a todas las variables anteriormente mencionadas y para asemejarnos lo máximo posible el entono natural de boca y a las diferentes direcciones de fuerzas a las que

son sometidos los dientes, se siguieron los protocolos de la normativa ISO 14801 con pequeñas diferencias de la misma, debido a que el objetivo del presente estudio no busca el fallo del implante ni de sus componentes, y no se aplicó el número de cargas sugerido. Además, el uso de la máquina simuladora de masticación permitió realizar cargas en diferentes direcciones, y no fue necesario angular el implante a 30°. Debido a lo anteriormente mencionado, en el presente estudio todas las muestras se sometieron a pruebas mecánicas mediante una máquina simuladora de masticación (Chewing Simulator CS4.2, SD Mechatronik GmbH®) a la que se le aplicó fuerzas verticales y oblicuas con una fuerza de compresión de 200 N y una torsión de 3 durante un total de 250.000 ciclos a 2 Hz de frecuencia de carga, a una temperatura de 37 ° C, valores muy similares a los producidos en boca durante un año de masticación y utilizados en varios estudios previos.^(109, 185, 192, 213, 214)

7.2.2 Tipo de pilar

Idealmente, los implantes deben colocarse paralelos entre sí y con los dientes adyacentes y alinearse verticalmente con las fuerzas axiales, sin embargo, existen situaciones clínicas en la que esto no es posible, especialmente cuando existe una reabsorción ósea severa que puede resultar en una alineación inadecuada del implante, lo que a su vez puede causar disparidades entre el eje largo del implante y el eje largo del pilar. Estas circunstancias complican la fabricación de una restauración protésica que sea predecible en el tiempo. Para solucionar estas situaciones se pueden emplear pilares angulados con el objetivo de mejorar la alineación del complejo implante-pilar con las fuerzas axiales, así como la estética.

La mayoría de estudios presentes en la literatura analizan el gap del complejo implante-pilar, basados en el tipo de conexión del implante con el pilar, sin embargo, no existen estudios que prioricen la anatomía y la angulación que puede tener el pilar, y su posterior comportamiento cuando es sometido a diferentes tipos de cargas compresivas, así como la relación que puede tener las diferentes angulaciones del pilar con el desajuste de la interfase del complejo implante-pilar en ambos tipos de conexión. Los estudios existentes en la literatura que analizan el microgap y los tipos de pilares, los realizan en base al material (titanio vs circonita), y al método de fabricación (colado vs mecanizado), pero no analizan la variable de su angulación, y generalmente emplean pilares rectos.^(114, 215)

En estudios previos Larrucea y cols, reportaron que el sistema de conexión interna cónica (cono Morse) muestra gaps casi inexistentes y un sellado bacteriano eficiente debido a la unión exacta de la interfase pilar-implante en comparación con los sistemas de conexión externa.^(107, 109) Sin embargo comparó el tipo de conexión con un solo tipo de pilar (recto) para ambas conexiones, y solo un pilar angulado para conexión interna careciendo de dicho pilar en conexión externa, por lo que no es posible establecer una comparación del comportamiento de los pilares angulados y su relación con el microgap independientemente del tipo de conexión. Smith y cols,⁽¹¹⁴⁾ compararon sistemas tanto cónicos como convencionales de implante-pilar en estudios in vivo e in vitro. Los estudios in vitro indican que los pilares cónicos y convencionales mostraron una resistencia suficiente a las fuerzas de flexión máximas y a la carga de fatiga. Sin embargo, los implantes cónicos fueron superiores en términos de sellado, en la formación de microgaps, en el mantenimiento del torque, y la estabilidad del pilar.

Debido a la falta de estudios en donde se evalúa y se compara a los pilares rectos y angulados con respecto al microgap y microfiltración, hemos considerado que los resultados de este estudio pueden ser interesantes para poder comprender de una mejor manera la relación que tienen entre sí la conexión, el pilar y el torque.

Los resultados del presente estudio muestran diferencias significativas de los valores de discrepancia entre los pilares rectos y angulados en ambas conexiones ($p=0,004$), por lo que la primera hipótesis nula en lo que se refiere al ajuste implante-pilar según el tipo de pilar, debe ser rechazada.

Los pilares rectos sometidos a cargas cíclicas presentan un mejor comportamiento, dado que tienen un menor desajuste marginal de la interfase, comparándola con los pilares angulados en ambas conexiones independientemente del torque aplicado. Los valores promedio de gap obtenidos a nivel global independientemente del tipo de conexión son de $1,40 \mu\text{m}$ para el pilar recto y de $1,77 \mu\text{m}$ para el pilar angulado. Por otro lado, cuando se analizó el comportamiento de cada pilar (recto y angulado) en los dos tipos de conexiones, se observaron valores del gap que varían entre $1,67$ y $2,16 \mu\text{m}$ para pilar recto y angulado respectivamente en conexión externa, y entre $1,12 \mu\text{m}$ y $1,37 \mu\text{m}$ para pilar recto y angulado respectivamente en conexión interna. Estos resultados se pueden explicar porque debido a la angulación del pilar, las cargas cíclicas no siguen el eje longitudinal del complejo implante-pilar generando mayor cantidad de micromovimientos, pudiendo dar como resultado una peor transmisión de las fuerzas, un desgaste por fricción de los componentes, un menor ajuste pasivo y un mayor tamaño del microgap en la interfase, pudiendo dañar las propiedades mecánicas de la conexión.

Los resultados obtenidos de la discrepancia del ajuste marginal según el tipo de pilar no pueden ser comparados debido a la carencia de estudios previos, por lo que este estudio aporta nueva información que podría ser importante en el momento de tomar decisiones clínicas en los tratamientos que brindamos a los pacientes.

7.2.3 Fuerza de torque aplicado

Durante el apretamiento del tornillo del pilar, se genera una resistencia a la compresión para mantener la superficie tanto del implante como del pilar en contacto. El éxito de esta unión está directamente relacionado con la consecución de la precarga durante su endurecimiento y el mantenimiento de la propia precarga con el tiempo. El aflojamiento de fijación y la reducción crítica de la precarga puede comprometer la estabilidad de la unión del complejo implante-pilar y maximizar la probabilidad de fracaso clínico. ⁽²¹⁶⁾

En cuanto al tornillo de apriete, varios autores han informado que el aumento del torque aplicado a los tornillos también aumenta la compresión entre las superficies de contacto y proporciona una mayor estabilidad a la conexión, ⁽¹⁵⁴⁾ por lo que el sistema de unión se puede mejorar apretando el tornillo del pilar posteriormente. ^(155, 217, 218)

El correcto apriete del tornillo del pilar protésico se consigue mediante el uso de dispositivos (llave dinamométrica), que permiten el control preciso de torque de apriete regulado en N. Otra forma muy frecuente de dar torque de apriete es de forma manual, mediante el uso de un destornillador con forma y diámetros específicos para cada tipo de implante y pilar. Haack y cols, ⁽¹⁵⁵⁾ describieron que la máxima fuerza de torque obtenido de forma manual es de 20 N y el torque habitual es de 10 N. Estas diferencias varían según las

posiciones del implante en boca, debido a que los sectores posteriores tienen peor acceso con el destornillado, especialmente cuando existe una limitada apertura bucal por parte del paciente, y por consiguiente el torque aplicado puede que sea deficiente. Otro factor que puede influir en la fuerza de torque manual es el sexo y la presencia de saliva, que puede dificultar la aplicación de un torque adecuado ya que el agarre del destornillador no es el adecuado.

Dependiendo de los diferentes sistemas de implantes, el tamaño del microgap varía en un rango de aproximadamente 1 a 49 μm a nivel de la interfase implante-pilar. Cuando el implante se somete a fuerzas masticatorias, dicho gap aumenta considerablemente. ⁽¹⁰⁶⁾ Para conseguir un óptimo acoplamiento entre el implante y el pilar, es muy importante conocer y aplicar los valores de torque sugeridos por los fabricantes, ya que el torque aplicado de forma manual, que frecuentemente se ejerce en la práctica clínica, causa una discrepancia mayor entre los componentes, existiendo por lo tanto una mayor probabilidad de filtración de microorganismos en el interior de la conexión con todas las complicaciones que eso conlleva.

(115)

En el presente estudio se observó una estrecha relación entre el torque de apriete del tornillo del pilar protésico y el ajuste en la interfase implante-pilar, obteniendo resultados directamente proporcionales al torque aplicado independientemente del tipo de conexión y pilar, es decir a más torque aplicado menor gap en la interfase y viceversa. Existieron diferencias entre los torques aplicados tanto según la conexión como según el pilar, por lo que la primera hipótesis nula debe ser rechazada en lo que se refiere al ajuste implante-pilar según el torque aplicado.

Los resultados obtenidos en el estudio están de acuerdo con estudios previos, como los realizados por Gehrke y cols y Larrucea y cols, que analizaron la relación del torque con la discrepancia marginal y observaron que el área lineal de contacto entre el pilar y el implante aumentó a medida que aumentaba el torque. Estos estudios demostraron que los valores de inserción son más altos en una conexión interna cónica y por lo tanto aumentan el ajuste (contacto) de la interfase implante-pilar. ^(107, 109, 213) Estos autores recomiendan el torque de los pilares con valores por encima de 35 N, ya que aumenta la cantidad de contacto entre el pilar y las paredes del implante, dando como resultado, un mejor sellado bacteriano a nivel de la interfase.

Los resultados del presente estudio demostraron que, en el sistema de implante analizado, independientemente si el pilar recto o angulado, cuando se emplea una fuerza de torque de 30 N, presenta mejores niveles de ajuste marginal que los atornillados a 20 y a 10 N en los dos tipos de conexiones y con los dos tipos de pilares. Por otro lado, existe un mejor comportamiento en el ajuste marginal de la conexión implante-pilar en los implantes de conexión interna comparados con los de conexión externa, y en el pilar recto a torques de 10, 20 y 30 N respectivamente.

Algunos estudios compararon el aflojamiento de tornillos en conexiones internas y externas, encontrando que la conexión del pilar del implante no tuvo efecto en el aflojamiento de los tornillos, pero si el material del tornillo del pilar. Describieron un menor aflojamiento de los tornillos de aleación de titanio. ⁽²¹⁹⁾

Por lo tanto, el uso del torque adecuado en los implantes en ambas conexiones reduce la posibilidad de cualquier contaminación bacteriana que ocurra simultáneamente con la carga del implante en el momento de la colocación de la prótesis.

7.2.4 Lugar de medición

Para poder analizar los especímenes en el MEB, en el presente estudio se utilizó la técnica de desgaste por fricción de todos los especímenes mediante la utilización de un torno giratorio, quedando como resultado una mitad de cada espécimen para su posterior análisis del ajuste a nivel de la interfase. Por lo tanto, cada espécimen consta de dos caras a ser analizadas (cara mesial y distal), posteriormente se analizó y midió el desajuste de la interfase de cada una de estas caras.

En el presente estudio, no se encontraron diferencias significativas de forma global en la discrepancia de las dos caras (mesial y distal) ($p=0,07$), independientemente del tipo de conexión, pilar y torque aplicado, con una discrepancia de medias de $0,003 \mu\text{m}$, siendo la cara mesial la que presenta un mejor ajuste marginal. Del mismo modo, al comparar la discrepancia marginal de las dos caras analizadas en cada grupo según el tipo de conexión-pilar y a diferente torque aplicado, no se observaron diferencias significativas entre ambas caras (mesial y distal).

Los resultados obtenidos en el presente estudio demuestran que los implantes y pilares utilizados de una misma empresa, independientemente de su configuración geométrica y angulación, presentaron un buen comportamiento mecánico para soportar y distribuir las fuerzas de una mejor manera, permitiendo de este modo un buen ajuste a

nivel de la interfase entre sus componentes y demostrando una buena tecnología de fabricación del implante y pilar.

Los resultados obtenidos de la discrepancia según el lugar de medición no pueden ser comparados debido a la carencia de estudios previos, sin embargo, es interesante analizar el comportamiento similar de las dos caras analizadas (mesial y distal) en los dos tipos de conexiones/pilares.

7.2.5 Técnica de medición utilizada

A pesar de los diferentes estudios que investigan los problemas derivados de la falta de ajuste, no existen en la actualidad métodos fiables ni estandarizados para la evaluación clínica o de laboratorio de la conexión implante-pilar, ^(79, 178) siendo los principales métodos de evaluación empleados el microscopio óptico y el microscopio electrónico de barrido (MEB). ^(177, 179) La técnica de medición empleada para el análisis de la discrepancia marginal es de mucha importancia ya que puede influir directamente en los resultados de los estudios.

Sorensen, ⁽⁹⁹⁾ describió varios métodos que permiten evaluar el desajuste en coronas, entre los que se encuentran: 1) visión directa, 2) sección transversal, 3) técnicas de impresión, 4) Exploración y examinación visual.

El método de visión directa: es el método mas utilizado (47,5%) para evaluar discrepancias por su rapidez, su fácil ejecución, y por que es mas barato comparado con los otros métodos. Es un método no invasivo y mide el gap entre la restauración y el margen de la preparación utilizando un microscopio a diferentes magnificaciones. Sin embargo, solo se

puede utilizar *in vitro* ya que requiere un examen directo de la brecha marginal bajo microscopía de alta potencia, lo cual es crucial para la precisión de este método. Se ha descrito que la imagen por microscopía electrónica de barrido (MEB) presenta mejores resultados que la microscopía de luz para evaluar la discrepancia marginal,⁽²²⁰⁾ sin embargo, en otros estudios^(191, 221) han descrito que no existen diferencias significativas entre la precisión de las dos técnicas, aunque según los autores, el MEB fue capaz de proporcionar observaciones más apropiadas y realistas que un microscopio ligero, particularmente cuando existen morfologías de margen complejas.

El método de corte transversal, es el segundo método mas utilizado 23,5%, consiste en el corte sagital de la muestra por la mitad para su posterior análisis. Este método permite la medición directa de la discrepancia marginal en los planos vertical y horizontal, minimizando las posibilidades de errores de software o de reposicionamiento de la muestra. Permite observar el plano de corte con un enfoque preciso, el cual se proyecta como una imagen sobre un monitor. Sin embargo, este método no permite el análisis a largo plazo y la comparación de los resultados antes y después de las diferentes muestras, ya que es un método invasivo irreversible.

Para el presente estudio *in vitro* se cortaron las probetas para observar el gap, consiguiendo mediciones precisas y estandarizadas en todas las probetas. En la técnica de sección transversal, el corte del espécimen se realiza habitualmente mediante un disco de sierra de diamante, sin embargo en el presente estudio a diferencia de las técnicas convencionales, se realizó un desgaste del material mediante el empleo de un torno hasta llegar a la mitad del espécimen de una forma transversal, debido a dos razones: 1) el corte

mediante la sierra diamantada genera un aumento de temperatura y podría alterar los resultados debido a la fricción entre la sierra y el titanio de los especímenes, 2) no es posible controlar la profundidad de corte en el mismo nivel en todos los especímenes, por lo que no se pueden obtener cortes estandarizados.

El método de corte mediante el uso del torno mecánico permitió tener un control total de la profundidad del corte, consiguiendo una exactitud de desgaste en micras, y además se controló el aumento de temperatura realizando desgastes por intervalos de ciclos de trabajo y ciclos de enfriamiento. Como desventaja de este método, cabe mencionar que al desgastar el material del espécimen solo permite trabajar con una mitad para su posterior análisis en el MEB, en comparación con el corte mediante un disco de sierra en donde se obtienen dos mitades.

Por otro lado, un factor importante a considerar que puede influir los resultados del ajuste marginal es la zona de medición, es decir, la variación de los valores de medición en función del ángulo de observación. ⁽⁷⁹⁾ En los estudios revisados, los autores ya tienen en cuenta las variaciones debidas al ángulo de observación, compensándose, en la mayoría de los casos, con la angulación de la probeta.

Así pues, la técnica de medición es un factor importante que puede afectar a las diferencias en los resultados obtenidos por los autores, en los estudios in-vitro como el presente estudio. Si el conjunto implante-pilar es previamente seccionado o si se realizan las mediciones con el implante integro. Es decir, si la medición del gap de la unión implante-pilar se mide en su punto más interno, o si, por el contrario, se mide la distancia existente

entre el borde externo del bisel del pilar y el bisel del implante. ⁽²²²⁾

Cuando las mediciones se realizan de bisel a bisel las discrepancias son mayores, mientras que cuando se realizan en la zona interna los valores de discrepancia son menores, Estas discrepancias se pueden evitar realizando mediciones con una visión directa sobre la conexión del implante previamente seccionado en sentido axial, y de esta manera se evita angular los implantes para su análisis en el MEB.

También existen diferencias en la zona de medición dependiendo del tipo de conexión del implante. En implantes con conexión externa, el área de contacto es mas corto cuando el pilar apoya sobre la plataforma del implante, que en las conexiones internas en las que el pilar ingresa en el interior del implante teniendo una mayor área de contacto. Cabe también señalar que en las conexiones externas la medición del desajuste implante-pilar es vertical (desde el borde del pilar al borde de la plataforma del implante), y en las conexiones internas es horizontal, debido a la disposición espacial de la conexión, según describen Kano y Curtis. ⁽⁷⁹⁾

Por otro lado, el número de mediciones ha demostrado ser un factor determinante para realizar mediciones objetivas y precisas. En los estudios analizados en los que los autores eligen seccionar el implante de forma axial para medir de una manera mas eficiente el gap, por lo general se realiza una sola medición a nivel del gap de la interfase implante-pilar a nivel de su zona más central, lo cual puede llevar a obtener datos insuficientes ya que el ajuste no es el mismo al inicio de la conexión que al final de la misma, debido a la configuración de la conexión y a la deformación del material del pilar. Groten y cols, ⁽⁷⁸⁾ concluyeron que

se requieren cincuenta mediciones para obtener información clínicamente relevante sobre el tamaño del gap, independientemente de si los sitios de medición se seleccionan de manera sistemática o aleatoria. Por estos motivos y para minimizar los posibles errores en el número de mediciones, en el presente estudio se realizaron 10 mediciones en seis puntos equidistantes a lo largo de toda la conexión del implante, obteniendo de esta manera 60 mediciones por espécimen, por lo que se obtuvieron datos suficientes para establecer un promedio del gap en toda la interfase independientemente del tipo de conexión.

7.3 Microfiltración de la interfase implante pilar

Generalmente los sistemas de implantes de dos piezas (cuerpo del implante y pilar protésico), presentan un microgap con tamaños variables que varían desde 0,1 μm a 10 μm antes de la carga, posteriormente este tamaño puede aumentar después de ser sometidos a carga cíclica. Por otro lado, la anchura promedio de la mayoría de las bacterias presentes en la cavidad bucal es de 0,2-1,5 μm y con una longitud que va desde 2-10 μm ⁽¹⁸⁴⁾ estas bacterias y las toxinas que producen, pueden pasar libremente a través del microgap de la interfase de la conexión y entrar en la cavidad interna del implante así como en todo el entorno periimplantario. ⁽²²³⁾

Todo este proceso del paso de bacterias, subproductos tóxicos bacterianos y moléculas pequeñas a través del microgap y la penetración en la cavidad interna del implante o viceversa, se define como la microfiltración de la interfase del complejo implante-pilar.

Existen algunos estudios previos en los que encontraron que la infiltración de neutrófilos cerca de la interfase aumentó al aumentar la profundidad de la implantación, además, la concentración máxima de neutrófilos estaba constantemente alrededor de dicha interfase, independientemente de la posición del implante. ^(21, 30) Los autores creían que la microfiltración podría causar un proceso inflamatorio persistente, que finalmente condujo a la destrucción del hueso alveolar. ⁽²²⁴⁾

Los fabricantes de implantes han venido trabajando en los últimos años con el objetivo de maximizar la estabilidad de unión implante-pilar, en el intento de minimizar la microfiltración bacteriana, evitando de esta manera futuras reacciones inflamatorias y consiguiendo mayor estabilidad del hueso alrededor de la plataforma del implante. ^(18, 19) Se crearon alternativas como el cambio de plataforma entre el pilar y el implante, que proporcionan una retención mecánica de alto nivel en cuanto al apriete y ajuste de los componentes protésicos, un factor importante para evitar filtraciones. ^(21, 22)

Canullo y cols, realizaron algunos estudios in vivo para determinar la influencia de la presencia de microgaps a nivel de la interfase implante-pilar, así como las ventajas reales proporcionadas por los diversos tipos de sistemas de implantes disponibles en el mercado. Estos estudios demostraron resultados clínicos favorables en sistemas con cambio de plataforma, en cuanto a la estabilidad ósea marginal en comparación con los implantes de conexión externa. ^(108, 225-227) Por otro lado, otros estudios mostraron que existe contaminación microbiana en todas las conexiones, sin embargo, los implantes de conexión interna y cónicas mostraron menor microfiltración que los de conexión externa. ⁽⁹⁴⁾ Algunos autores como

Smith y cols, encontraron la presencia de un microgap mas pequeño en los implantes con pilares de titanio comparados con los pilares de circonita, con una discrepancia menor de 2 μm en el pilar de titanio, y un microgap mayor de 26,7 μm en el pilar circonita. ⁽¹¹⁴⁾

En otros estudios en donde relacionan la microfiltración bacteriana con el torque aplicado como los realizados por D'Ercole y cols, ⁽²²⁸⁾ en donde utilizaron diferentes valores de torque (20 N, 30 N y 40 N en implantes de conexión cono morse. Sus resultados mostraron la presencia de contaminación bacteriana a 20 N y 30 N, pero ninguna contaminación a 40 N.

El presente estudio, analizó y comparó el ajuste de la interfase implante-pilar y la microfiltración en dos sistemas de implantes utilizados para el tratamiento con restauraciones implanto-soportadas, analizando múltiples variables como el tipo de conexión, pilar y torque aplicado, con el objetivo de responder a interrogantes que se han planteado en la literatura durante los últimos años, y que actualmente carecen de resultados contundentes.

Existe en la literatura un amplio abanico de metodologías utilizadas en diferentes estudios in vitro para el análisis de ajuste y microfiltración bacteriana a nivel de la interfase implante-pilar. Mishra y cols, ⁽¹⁰⁵⁾ en su revisión sistemática analizaron un total de 30 estudios y concluyeron que las metodologías más utilizadas son las que emplean cultivos bacterianos para su análisis en 26 estudios, ^(19, 20, 184) solo dos estudios emplearon tintes o material revelador, ^(109, 229) un estudio empleó agua desionizada y uno resina acrílica. ⁽¹¹¹⁾

A pesar de que la mayoría de estudios realizan cultivos bacterianos para evaluar la microfiltración a nivel de la interfase, este tipo de metodología no esta exenta de posibles

fallos debido a la complejidad de la metodología, demostrándose que existen falsos negativos o falsos positivos. ^(15,23) Por ello, otros autores proponen el empleo de un colorante para evitar este problema y para facilitar una medición real y objetiva. ^(14, 109, 185)

En la actualidad los estudios en donde se analiza el ajuste del complejo implante-pilar, son escasos y presentan ciertas discrepancias o diferencias importantes en los resultados obtenidos. Silva-Neto y cols, ⁽¹⁸⁶⁾ concluyeron que estas diferencias pueden atribuirse a diferentes factores como pueden ser: la metodología empleada, el diseño del estudio o los materiales empleados, y sugirieron que para futuros estudios se de mas importancia al método de inoculación de agentes de tinción o bacterias, así como el empleo de concentraciones más bajas de las suspensiones bacterianas inoculadas y el monitoreo crítico cuando se usen bacterias. ^(192, 213, 214)

La metodología escogida y aplicada en el presente trabajo se basó en el protocolo de un estudio realizado por Larrucea y cols, ⁽¹⁰⁹⁾ en el cual utilizaron el azul de metileno como agente de tinción. Cada implante con su respectivo pilar fue sometido a carga cíclica vertical, luego las muestras fueron embebidas en el azul de metileno, posteriormente fueron cortadas por la mitad y evaluadas en el MEB para verificar la presencia del azul de metileno en el interior de la conexión. Los autores encontraron que los niveles más bajos de microfiltración se producen en pilares apretados a 30 N de torque, donde el gap es prácticamente inexistente para las conexiones de cono Morse, y para las conexiones externas casi existe un sellado perfecto, con valores promedio de microfiltración que varían entre 2,81 μm para conexión externa y 1,48 μm para conexión interna tipo cono “Morse”.

En el presente trabajo y siguiendo la metodología ya testada y descrita anteriormente por estos autores, se tomó como referencia cada paso de la metodología descrita salvo algunas diferencias como son: el número, la fuerza, el tipo y distribución de cargas aplicadas sobre los pilares de los implantes, así también la técnica de corte de las muestras y el número de mediciones, y a diferencia de los resultados publicados en los estudios de Larrucea y cols, ⁽¹⁰⁹⁾ no se observó microfiltración del azul de metileno a nivel de la interfase independientemente del tipo de conexión, pilar y torque aplicado.

Este resultado puede ser debido, o bien a que no ha habido microfiltración debido a las pequeñas discrepancias observadas en la interfase implante-pilar, o bien a que la metodología empleada no detecta la microfiltración.

Así pues, los resultados obtenidos en el presente estudio son contradictorios con el estudio de referencia, ⁽¹⁰⁹⁾ pudiendo ser debido a algunos factores respecto a la metodología empleada como pueden ser el tipo y la técnica de corte de los especímenes. Cuando se seccionan las muestras utilizando una máquina cortadora que contiene un disco giratorio dentado de diamante, la presión de agua fría que sale desde la máquina hacia el lugar de la muestra, podría contribuir a la eliminación del azul de metileno y alterar los resultados. En el presente estudio se utilizó un tono giratorio utilizado para el mecanizado de elementos metálicos, el cual consta de un cilindro metálico que gira y desgasta por fricción la muestra, pudiendo interferir en la presencia del agente de tinción por aumento de temperatura y evaporización del material. Por otro lado, cada muestra debe de ser pulida con lijas abrasivas de diferentes grosores para eliminar todos los residuos del corte, y para que puedan ser observados con mayor facilidad en el MEB, sin embargo, este pulido abrasivo podría tener

efectos negativos sobre la presencia agente de tinción.

7.4 Consideraciones y recomendaciones Futuras

Debido a la gran variedad existente de pilares y de implantes con diferentes tipos de conexiones, diferentes materiales de confección y formas variadas, se recomiendan más estudios estandarizados en que los que se analice el comportamiento en lo que al ajuste y microfiltración del complejo pilar-implante se refiere, de los diferentes tipos de pilares confeccionados con diferentes materiales y diferentes tecnologías, así como en los diferentes tipos de conexión implante-pilar. De esta manera se podrán establecer indicaciones más precisas desde el punto de vista clínico.

7.5 Limitaciones del estudio

Debemos mencionar que al ser un estudio realizado de forma in-vitro se observaron algunas limitaciones como:

Todos los implantes y pilares que fueron utilizados para el análisis de este estudio pertenecen a la misma empresa, por lo que no se pudo establecer una comparación en el comportamiento, ajuste y microfiltración con otro tipo de implantes o pilares de otras empresas con las mismas configuraciones geométricas.

Los test de termociclado y cargas cíclicas empleados en el presente trabajo bajo los parámetros establecidos, simulan un año de masticación por lo que no fue posible observar el comportamiento de los diferentes sistemas de implantes a mayor tiempo

La técnica de sección de los especímenes por desgaste del material, solo permitió analizar en el MEB una mitad de la muestra. Por otro lado debido a la técnica de medición directa desde el interior del implante, la sección longitudinal por la mitad del implante también afecta al tornillo protésico, por lo que podría tener cierta influencia en el desajuste de la interfase, debido a que podría perder la fuerza de unión en la conexión del complejo implante-pilar.

El uso del azul de metileno como agente revelador para evaluar la microfiltración no mostró tener un buen comportamiento para su posterior evaluación después de la sección de los especímenes.

8 Conclusiones

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

1. Los valores de discrepancia marginal de la interfase implante-pilar en los dos tipos de conexiones analizadas y en los dos tipos de pilares analizados a los diferentes torques, se encuentran dentro de los límites clínicamente aceptables.
2. Independientemente del tipo de pilar o el torque aplicado, las menores discrepancias implante-pilar se observaron en los implantes con conexión interna.
3. Cuando se compararon los dos tipos de pilares analizados, sin tener en cuenta el tipo de conexión ni el torque aplicado, los pilares rectos presentaron los valores de discrepancia implante-pilar mas bajos.
4. Existieron diferencias en el ajuste entre los pilares rectos y los angulados, independientemente del torque aplicado, en los implantes con conexión externa, siendo las menores discrepancias las de los pilares rectos, sin embargo, no se observaron diferencias entre ambos pilares en los implantes con conexión interna.
5. Existieron diferencias en el ajuste entre los dos tipos de conexiones analizadas con los dos tipos de pilares evaluados, independientemente del torque aplicado, siendo las menores discrepancias para conexión interna en ambos tipos de pilares.
6. El torque empleado demostró tener influencia en el ajuste implante–pilar, independientemente de la conexión y el pilar, siendo en todos los casos la menor discrepancia observada en el torque a 30 N
7. No existieron diferencias en el ajuste entre las dos conexiones y los dos pilares analizados en el torque de 10N.

8. En el torque a 20 N, no existieron diferencias en el ajuste en ambas conexiones entre los dos tipos de pilares, pero si existieron diferencias entre ambas conexiones para el pilar angulado, presentado la conexión interna las menores discrepancias.
9. En el torque a 30 N, no existieron diferencias en el ajuste en ambas conexiones entre los pilares, pero si existieron diferencias entre los dos tipos de conexión para los dos tipos de pilares, presentando en ambos casos la conexión interna las menores discrepancias.
10. Dentro de cada tipo de conexión y pilar analizados se observaron diferencias en el ajuste entre los tres torques aplicados, con excepción del grupo de conexión externa y pilar recto, siendo en todos los casos las menores discrepancias para el torque de 30 N.
11. No existieron diferencias en el ajuste implante-pilar entre las mediciones realizadas en mesial y en distal tanto de forma global, como dentro de cada grupo.
12. No fue posible observar y cuantificar la microfiltración a nivel de la interfase en los dos tipos de conexiones y los dos pilares analizados, con la técnica empleada.

9 Bibliografía

1. Anjard R. Mayan dental wonders, *Oral Implant* 1981; 9:423.
2. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, y cols. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
3. Branemark PI, Breine U. Formation of bone marrow in isolated segment of rib periosteum in rabbit and dog. *Blood* 1964;10:236–252.
4. Bothe RT, Beaton LE, Davenport HA. Reaction of bone to multiple metallic implants. *Surg Gynecol Obstet* 1940; 71:598-602.
5. Strock AE, Strock MS. Further studies on the implantation of inert metals for tooth replacement. *Alpha Omega* 1949; 43:107–10.
6. Albrektsson T, Brånemark, PI, Hansson, HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155–170.
7. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.
8. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5(4):347-59.

9. Trullenque-Eriksson A, Guisado-Moya B. Retrospective long-term evaluation of dental implants in totally and partially edentulous patients. Part I: survival and marginal bone loss. *Implant Dent* 2014;23(6):732-7.
10. Trullenque-Eriksson A, Guisado Moya B. Retrospective long-term evaluation of dental implants in totally and partially edentulous patients: part II: periimplant disease. *Implant Dent* 2015;24(2):217-21.
11. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, y cols. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5(3):272-81.
12. Kline R, Hoar JE, Beck GH, Hazen R, Resnik RR, Crawford EA. A prospective multicenter clinical investigation of a bone quality-based dental implant system. *Implant Dent* 2002;11(3):224-34.
13. Hunt PR, Gartner JL, Norkin FJ. Choice of a dental implant system. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26(4):239-40.
14. Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NR. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J Oral Rehabil* 2008;35(12):917-24.
15. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(4):527-40.

16. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(3):357-68.
17. Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):875-81.
18. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(5):732-7.
19. Harder S, Dimaczek B, Acil 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;14(4):427-32.
20. Do Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, Albuquerque RF. Bacterial leakage along the implant-abutment interface of premachined or cast components. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008;37(2):177-80.
21. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(1):94-100.

22. Donovan R, Fetner A, Koutouzis T, Lundgren T. Crestal bone changes around implants with reduced abutment diameter placed non-submerged and at subcrestal positions: a 1-year radiographic evaluation. *J Periodontol* 2010;81(3):428-34.
23. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(3):328-35.
24. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10(2):85-92.
25. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80(2):184-92.
26. 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(1):38-42.
27. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol* 1995;22(3):255-61.
28. Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003;82(3):232-7.

29. Aguiar FH, Santos AJ, Groppo FC, Lovadino JR. Quantitative evaluation of marginal leakage of two resin composite restorations using two filling techniques. *Oper Dent* 2002;27(5):475-9.
30. Brogгинi N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, y cols. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2006;85(5):473-8.
31. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, y cols. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol* 2001;72(9):1146-50.
32. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. Barcelona, España: Elsevier España, S.L; 2009. 1120 p.
33. Saini YS, Pooja Arora, Vipin Arora, Krati Jain. Implant biomaterials: A comprehensive review. *World J Clin Cases* 2015;3(1):52-7.
34. Nuss KM, von Rechenberg B. Biocompatibility issues with modern implants in bone: A review for clinical orthopedics. *Open Orthop J* 2008;2:66-78.
35. Kiani A, Lakhkar NJ, Salih V, Smith ME, Hanna JV, Newport RJ, y cols. Titanium-containing bioactive phosphate glasses. *Philos Trans A Math Phys Eng Sci* 2012;370(1963):1352-75.

36. Muddugangadhar BC. Biomaterials for Dental Implants: An Overview. *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research* 2011;2(1):13-24.
37. Pattanaik B, Pawar S, Pattanaik S. Biocompatible implant surface treatments. *Indian J Dent Res* 2012;23(3):398-406.
38. Phillips R. Implants in overview. *Penn Dent J (Phila)* 1983;84(1):22-8.
39. Le Guehenec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007;23(7):844-54.
40. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(5):675-90.
41. Zitter H, Plenk H, Jr. The electrochemical behavior of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility. *J Biomed Mater Res* 1987;21(7):881-96.
42. Pourbaix M. Electrochemical corrosion of metallic biomaterials. *Biomaterials* 1984;5(3):122-34.
43. Misch CE. Prótesis dental sobre implantes. In: S.L.U. E, Barcelona: Elsevier: 2015. p. 65-95.

44. Ducheyne P, Hastings GW, editors: Functional behavior of orthopaedic materials, vol 2, Boca Raton, FL, 1984, CRC Press.
45. Plenk H, Zitter H. Endosseous implants: scientific and clinical aspects, Material considerations. editor. In Watzek G, Chicago 1996. p 291-318.
46. Triplett RG, Froberg U, Sykaras N, Woody RD. Implant materials, design, and surface topographies: their influence on osseointegration of dental implants. *J Long Term Eff Med Implants* 2003;13(6):485-501.
47. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 1993;43(3):245-53.
48. Chaturvedi TP. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian J Dent Res* 2009;20(1):91-8.
49. H.L. Freese, M.G, Volas J.R, Wood D.M, Brunette P, Tengvall M, Textor P. Thomsen (Eds.), *Titanium in Medicine*, Springer, 2001, p. 25-51.
50. Haubenreich JE, Robinson FG, West KP, Frazer RQ. Did we push dental ceramics too far? A brief history of ceramic dental implants. *J Long Term Eff Med Implants* 2005;15(6):617-28.
51. Lacefield WR. Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dent* 1998;7(4):315-22.
52. Pilliar RM. Dental implants: materials and design. *J Can Dent Assoc* 1990;56(9):857-

53. Kohal RJ, Weng D, Bachle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol* 2004;75(9):1262-8.
54. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20 Suppl 4:32-47.
55. Prithviraj DR, Deeksha S, Regish KM, Anoop N. A systematic review of zirconia as an implant material. *Indian J Dent Res* 2012;23(5):643-9.
56. Ananth H, Kundapur V, Mohammed HS, Anand M, Amarnath GS, Mankar S. A Review on Biomaterials in Dental Implantology. *Int J Biomed Sci* 2015;11(3):113-20.
57. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62(4):405-8.
58. Gelbard S, Aoskar Y, Zalkind M, Stern N. Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. *J Prosthet Dent* 1994;71(1):1-6.
59. Willis LM, Nicholls JJ. Distortion in dental soldering as affected by gap distance. *J Prosthet Dent* 1980;43(3):272-8.
60. Ziebert GJ, Hurtado A, Glapa C, Schiffleger BE. Accuracy of one-piece castings, preceramic and postceramic soldering. *J Prosthet Dent* 1986;55(3):312-7.

61. Nicholls JI. The measurement of distortion: theoretical considerations. *J Prosthet Dent* 1977;37(5):578-86.
62. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont* 1993;6(4):346-63.
63. Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I-Clinical procedures. *J Prosthet Dent* 1991;66(3):377-84.
64. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(3):172-80.
65. Schieffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB. Comparison of accuracy of multi-unit one-piece castings. *J Prosthet Dent* 1985;54:770-6.
66. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:444-7.
67. Henry PJ. An alternative method for the production of accurate casts and occlusal records in osseointegrated implant rehabilitation. *J Prosthet Dent* 1987;58(6):694-7.
68. Schneider RL, Wee AG. Fabricating low fusing metal casts for more accurate implant prosthodontic. *J Prosthodont* 1996;5:301-3.

69. McCartney JW, Pearson R. Segmental framework matrix: master cast verification, corrected cast guide, and analog transfer template for implant supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994;71:197-200.
70. Hedkvist L, Mattsson T, Hellden LB. Clinical performance of a method for the fabrication of implant-supported precisely fitting titanium frameworks: a retrospective 5- to 8-year clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6(3):174-80.
71. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcaniz-Raya M, Penarrocha-Diago M. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009;14(3):E141-5.
72. Mallat E. Métodos clínicos para valorar el ajuste de las prótesis sobre implantes 2002. Disponible en: <http://www.geodentalnet/article-5168.html>.
73. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl* 1985;28:63-9.
74. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(3):270-6.
75. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999;81(1):7-13.

76. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy Int J Prosthodont. 1995;8(6):511-6.
77. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11(5):620-5.
78. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. J Prosthet Dent 2000;83(1):40-9.
79. Kano SC BP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;6(22):879-85.
80. Carr AB, Toth B. Fit discrimination of full arch implant frameworks. J Dent Res 1995;74:151.
81. Dodmon HW. Disparity in expert opinion on size of acceptable margin openings. Oper Dent 1982;7:97-101.
82. Clelland NL, Papazoglou E, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulate among implant overdenture bars with various levels of misfit. J Prosthodont 1995;4:243-50.
83. Yanase RT, Binon PP, Jemt T, Gulbransen HJ, Parel S. Current issue form. How do you test a cast framework for a full arch fixed implant supported prosthesis? Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:471-4.

84. Motomura K, Okano J, Sasaki I, Ogihara T, Ishii H, Tanaka A, y cols. [A case of adrenal pheochromocytoma with normotention and normal levels of urinary excretion of catecholamines]. *Fukuoka Igaku Zasshi* 1994;85(9):271-5.
85. Loos LG. A fixed prosthodontic technique for mandibular osseointegrated titanium implants. *J Prosthet Dent* 1986;55(2):232-42.
86. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent* 1966;16(2):297-
87. Cox JF, Pharoah M. An alternative holder for radiographic evaluation of tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1986;56(3):338-41.
88. Hollender L, Rockler B. Radiographic evaluation of osseointegrated implants of the jaws. Experimental study of the influence of radiographic techniques on the measurement of the relation between the implant and bone. *Dentomaxillofac Radiol* 1980;9(2):91-5.
89. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21(4):203-8.
90. Yeo IS, Lee JH, Kang TJ, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, y cols. The effect of abutment screw length on screw loosening in dental implants with external abutment connections after thermocycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29(1):59-62.

91. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(2):151-8.
92. May KB, Edge MJ, Lang BR, Wang RF. The Periotest method: implant-supported framework precision of fit evaluation. *J Prosthodont* 1996;5(3):206-13.
93. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):346-51.
94. Canullo L, Penarrocha-Oltra D, Soldini C, Mazzocco F, Penarrocha M, Covani U. Microbiological assessment of the implant-abutment interface in different connections: cross-sectional study after 5 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res* 2015;26(4):426-34.
95. Liu Y, Wang J. Influences of microgap and micromotion of implant-abutment interface on marginal bone loss around implant neck. *Arch Oral Biol*. 2017;83:153-60
96. Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont* 2004;17(2):218-23.
97. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 1989;3(1):147-58; discussion 58-9.

98. Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J, Weber H, Huettemann H. Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns. *Quintessence Int.* 1989;20(3):189-93.
99. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990;64(1):18-24.
100. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent* 2000;83(3):362-6.
101. Dellow AG, Driessen CH, Nel HJ. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. *Int J Prosthodont* 1997;10(3):216-21.
102. Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. *J Oral Rehabil* 1998;25(6):403-8.
103. Mombelli A, Decaillet F. The characteristics of biofilms in peri-implant disease. *J Clin Periodontol* 2011;38 Suppl 11:203-13.
104. Mawhinney J, Connolly E, Claffey N, Moran G, Polyzois I. An in vivo comparison of internal bacterial colonization in two dental implant systems: identification of a pathogenic reservoir. *Acta Odontol Scand* 2015;73(3):188-94.

105. Mishra SK, Chowdhary R, Kumari S. Microleakage at the Different Implant Abutment Interface: A Systematic Review. *J Clin Diagn Res* 2017;11(6):ZE10-ZE5.
106. Resende CC, Castro CG, Pereira LM, Prudente MS, Zancoppe K, Davi LR, y cols. Influence of the Prosthetic Index Into Morse Taper Implants on Bacterial Microleakage. *Implant Dent* 2015;24(5):547-51.
107. Larrucea C, Conrado A, Olivares D, Padilla C, Barrera A, Lobos O. Bacterial microleakage at the abutment-implant interface, in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018;20(3):360-7.
108. Canullo L, Penarrocha-Oltra D, Soldini C, Mazzocco F, Penarrocha M, Covani U. Microbiological assessment of the implant-abutment interface in different connections: cross-sectional study after 5 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res* 2015;26(4):426-34.
109. Larrucea Verdugo C, Jaramillo Nunez G, Acevedo Avila A, Larrucea San Martin C. Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2014;25(9):1078-83.
110. Macedo JP, Pereira J, Vahey BR, Henriques B, Benfatti CA, Magini RS, y cols. Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology. *Eur J Dent* 2016;10(1):148-54.

111. Cavusoglu Y, Akca K, Gurbuz R, Cehreli MC. A pilot study of joint stability at the zirconium or titanium abutment/titanium implant interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29(2):338-43.
112. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study *Dent Mater*. 2012;28(12):1215-20.
113. Taylor R, Maryan C, Verran J. Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. *J Prosthet Dent* 1998;80(5):592-7.
114. Smith NA, Turkyilmaz I. Evaluation of the sealing capability of implants to titanium and zirconia abutments against *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, and *Fusobacterium nucleatum* under different screw torque values. *J Prosthet Dent* 2014;112(3):561-7.
115. Baggi L, Di Girolamo M, Mirisola C, Calcaterra R. Microbiological evaluation of bacterial and mycotic seal in implant systems with different implant-abutment interfaces and closing torque values. *Implant Dent* 2013;22(4):344-50.
116. Raico-Gallardo YN H-LI, Díaz-Saravia. Diferentes sistemas de pilares protésicos sobre implantes. *Estomatol Herediana* 2011;21(3):159-65.
117. Jarcho M: Retrospective analysis of hydroxyapatite development for oral implant applications, *Dent Clin North Am* 36:19-36, 1992.

118. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):76-94.
119. Rocha P. Pasos para la prótesis sobre implantes. Pasos para la prótesis sobre implantes. 1. Sao Paulo: AMOLCA, C.A; 2017. p. 154-200.
120. 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(7):510-6.
121. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9(2):149-60.
122. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8(2):162-78.
123. 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;23 Suppl 6:202-16.
124. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(1):19-31.
125. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;74(1):51-5.

126. 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(4):290-
127. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999;12(2):167-78.
128. Warreth A, Fesharaki H, McConville R, McReynolds D. An introduction to single implant abutments. *Dent Update* 2013;40(1):7-10, 2-4, 6-7.
129. Sartori IM, Bernardes SR, Molinari A, Hermann C, Thomé G. Intermediários para implantes como Morse: seleção y utilización. *Jornal do Ilapeo* 2010. Disponível em: <http://www.ilapeo.com.br/index.php?cod=45&mod=detalhepublicacao>.
130. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors -- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(5):542-9.
131. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent* 2003;12(4):306-17.
132. Stuker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci* 2008;16(1):55-8.

133. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Lithner B. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(6):702-11.
134. Zimmer plastic temporary upgrades include angled design. *Implant Tribune* 2010;5(2):19.
135. Santing HJ, Meijer HJ, Raghoobar GM, Ozcan M. Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: a comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14(6):882-9.
136. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hammerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008;28(4):357-65.
137. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004;75(2):292-6.
138. Scarano A, Lorusso C, Di Giulio C, Mazzatenta A. Evaluation of the Sealing Capability of the Implant Healing Screw by Using Real Time Volatile Organic Compounds (VOCs) Analysis: Internal Hexagon vs Cone Morse. *J Periodontol* 2016:1-15.

139. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(8):802-8.
140. Baldassarri M, Hjerpe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(3):537-43.
141. Lewis S, Beumer J, 3rd, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3(3):183-9.
142. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(2):247-52.
143. Eckert SE, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. *J Prosthet Dent* 1998;79(4):415-21.
144. Bickford JH. *An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints*, ed 3. New York: Marcel Dekker, 1995.
145. Jörn us L. Screws and cylinders in the Nobelpharma implant system. *Nobelpharma News* 1987;1:7.

146. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Branemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998;11(3):212-8.
147. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9(6):511-9.
148. Hurson S. Practical clinical guidelines to prevent screw loosening. *Int J Dent Symp* 1995;3(1):22-5.
149. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent* 1994;3(1):17-21.
150. Porter S, Robb T. Increasing implant-abutment preload by thin gold coating abutment screws [abstract]. *J Dent Res* 1998;77:837.
151. Blake JC, Kurtz HJ. The uncertainties of measuring fastener preload. *Machine Design* 1965;37:128–131.
152. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(3):360-70.
153. Rangert B, Sullivan R. Learning from history—The transition from full arch to posterior partial restorations. *Nobel- pharma News* 1995;9(2):6–7.

154. Jorneus 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.
155. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(5):529-36.
156. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(6):655-61.
157. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8(5):421-33.
158. Ohnell LO, Hirsch JM, Ericsson I, Branemark PI. Single-tooth rehabilitation using osseointegration. A modified surgical and prosthodontic approach. *Quintessence Int* 1988;19(12):871-6.
159. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62(5):581-5.
160. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64(2):185-94.

161. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(1):40-4.
162. Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(6):635-40.
163. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Jr., Polizzi G, y cols. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(1):29-36.
164. 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(2):169-78.
165. Wie H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Branemark implant system. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(1):47-53.
166. Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report. *Clin Oral Implants Res* 1994;5(3):142-7.
167. Walton JN, MacEntee MI. A prospective study on the maintenance of implant prostheses in private practice. *Int J Prosthodont* 1997;10(5):453-8.

168. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent* 1995;73(3):274-9.
169. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):436-40.
170. Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent* 1996;5(4):235-48.
171. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;13: 409–431.
172. Buser D, Weber HP, Lang NP. Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Clin Oral Implants Res* 1990;1(1):33-40.
173. Buser D, Weber HP, Bragger U. The treatment of partially edentulous patients with ITI hollow-screw implants: presurgical evaluation and surgical procedures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5(2):165-75.
174. Levine RA, Clem DS, 3rd, Wilson TG, Jr., Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(2):237-42.

175. Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. Internationales Team fur Implantologie. Clin Oral Implants Res 1998;9(1):51-8.
176. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. J Prosthet Dent 1997;78(6):582-91.
177. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, N DAS, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. J Oral Rehabil 2007;34(7):508-16.
178. Neves FD, Elias GA, da Silva-Neto JP, de Medeiros Dantas LC, da Mota AS, Neto AJ. Comparison of implant-abutment interface misfits after casting and soldering procedures. J Oral Implantol 2014;40(2):129-35.
179. Barbosa GA, Simamoto Junior PC, Fernandes Neto AJ, de Mattos Mda G, Neves FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. Braz Dent J 2007;18(2):139-43.
180. Jaworski ME, Melo AC, Picheth CM, Sartori IA. Analysis of the bacterial seal at the implant-abutment interface in external-hexagon and Morse taper-connection implants: an in vitro study using a new methodology. Int J Oral Maxillofac Implants 2012;27(5):1091-5.
181. Assenza B, Tripodi D, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G,. Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections: an in vitro study. J Periodontol 2012;83(4):491-7.

182. Do Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, de Albuquerque Junior RF. Use of checkerboard DNA-DNA hybridization to evaluate the internal contamination of dental implants and comparison of bacterial leakage with cast or pre-machined abutments. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(6):571-7.
183. Do Nascimento CM, P. K. Pedrazzi, V. Goncalves, R. B. Ribeiro, R. F. Faria, A. C., Macedo APdA, R. F., Jr. Leakage of saliva through the implant-abutment interface: in vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(3):551-60.
184. Nascimento C, Ikeda LN, Pita MS, Pedroso e Silva RC, Pedrazzi V, Albuquerque RF, y cols. Marginal fit and microbial leakage along the implant-abutment interface of fixed partial prostheses: An in vitro analysis using Checkerboard DNA-DNA hybridization. *J Prosthet Dent* 2015;114(6):831-8.
185. Martin-Gili D, Molmeneu M, Fernandez M, Punset M, Giner L, Armengou J, y cols. Determination of fluid leakages in the different screw-retained implant-abutment connections in a mechanical artificial mouth. *J Mater Sci Mater Med* 2015;26(7):211.
186. Da Silva-Neto JP, Nobilo MA, Penatti MP, Simamoto PC, Jr., das Neves FD. Influence of methodologic aspects on the results of implant-abutment interface microleakage tests: a critical review of in vitro studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(4):793-800.

187. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):66-75.
188. Karl M, Taylor TD. Effect of material selection on the passivity of fit of implant-supported restorations created with computer-aided design/computer-assisted manufacture. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(4):739-45.
189. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993;6(5):435-9.
190. López Suárez C. Puentes posteriores de circona monolítica y con recubrimiento: evaluación de la resistencia a la fractura. Tesis Doctoral. Madrid: Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid; 2014.
191. Karina Oliveira de Faria CDdS-J, João Paulo da Silva-Neto. Comparison of methods to evaluate implant-abutment interface. *Braz J Oral Sci* 2013;12(1):37-40.
192. Gehrke SA, Pereira Fde A. Changes in the abutment-implant interface in Morse taper implant connections after mechanical cycling: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29(4):791-7.
193. Martin-Ares M, Barona-Dorado C, Guisado-Moya B, Martinez-Rodriguez N, Cortes-Breton-Brinkmann J, Martinez-Gonzalez JM. Prosthetic hygiene and functional efficacy in completely edentulous patients: satisfaction and quality of life during a 5-year follow-up. *Clin Oral Implants Res* 2016;27(12):1500-5.

194. Vizoso B. Evaluación in vitro de la precisión de ajuste de pilares sobre implantes con conexión hexagonal interna. Trabajo Fin de Máster. Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid; 2012.
195. Castillo-Oyague R, Lynch CD, Turrion AS, Lopez-Lozano JF, Torres-Lagares D, Suarez-Garcia MJ. Misfit and microleakage of implant-supported crown copings obtained by laser sintering and casting techniques, luted with glass-ionomer, resin cements and acrylic/urethane-based agents. *J Dent* 2013;41(1):90-6.
196. Gomez-Polo M, Ortega R, Gomez-Polo C, Celemin A, Del Rio Highsmith J. Factors Affecting the Decision to Use Cemented or Screw-Retained Fixed Implant-Supported Protheses: A Critical Review. *Int J Prosthodont* 2018;31(1):43-54.
197. Miegimolle B. Evaluación del sellado marginal de coronas CAD/CAM metal-cerámica, de zircona con recubrimiento y monolítica sobre implantes con conexión externa e interna. Tesis Doctoral. Madrid: Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid; 2017.
198. Agustin-Panadero R, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, Sola-Ruiz MF. Comparative In Vitro Study of Implant-Supported Restorations: Implant-Abutment Complex With and Without Prosthetic Finishing Line. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018;3(4):747-53.

199. Agustin-Panadero R, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, Sola-Ruiz MF. Comparative In Vitro Study of Implant-Supported Restorations: Implant-Abutment Complex With and Without Prosthetic Finishing Line. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018;3(4):747-53.
200. Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Mater* 2006;22(4):388-95.
201. Carotenuto G, Palumbo M, Zarone F, Nicolais L. Characterization of the interface between prefabricated gold copings and cast dental alloy in implant restorations. *Clin Oral Implants Res* 1999;10(2):131-8.
202. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(3):369-78.
203. Duyck J, Vrielinck L, Lambrichts I, Abe Y, Schepers S, Politis C, y cols. Biologic response of immediately versus delayed loaded implants supporting ill-fitting prostheses: an animal study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(3):150-8.
204. Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater J* 2008;27(1):29-34.

205. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(1):26-33.
206. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):519-26.
207. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont* 2007;20(6):623-5.
208. Do Nascimento C, Miani PK, Pedrazzi V, Goncalves RB, Ribeiro RF, Faria AC, y cols. Leakage of saliva through the implant-abutment interface: in vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(3):551-60.
209. Van der Bilt A, Tekamp A, Van der Glas H, Abbink J. Bite force and electromyography during maximum unilateral and bilateral clenching. *Eur J Oral Sci* 2008;116(3):217-22.
210. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater* 2009;25(3):348-52.
211. Al-Omiri MK, Sghaireen MG, Alhijawi MM, Alzoubi IA, Lynch CD, Lynch E. Maximum bite force following unilateral implant-supported prosthetic treatment: within-subject comparison to opposite dentate side. *J Oral Rehabil* 2014;41(8):624-9.

212. Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater* 2009;25(11):1419-25.
213. Gehrke SA, Shibli JA, Aramburu Junior JS, de Val JE, Calvo-Girardo JL, Dedavid BA. Effects of different torque levels on the implant-abutment interface in a conical internal connection. *Braz Oral Res* 2016;30.
214. Gehrke SA, De Carvalho Serra R. Load fatigue performance of conical implant-abutment connection: effect of torque level and interface junction. *Minerva Stomatol* 2015;64(1):1-7.
215. Rismanchian M, Hatami M, Badrian H, Khalighinejad N, Goroochi H. Evaluation of microgap size and microbial leakage in the connection area of 4 abutments with Straumann (ITI) implant. *J Oral Implantol* 2012;38(6):677-85.
216. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):268-75.
217. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002;88(2):183-91.
218. Al Rafee MA, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB, Tzenakis GK, Pechous CE. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002;88(2):176-82.

219. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J* 2009;28(4):373-81.
220. Schmalz G, Federlin M, Reich E. Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *J Prosthet Dent* 1995;73(4):392-9.
221. Groten M, Girthofer S, Probster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 1997;24(12):871-81.
222. Pérez C. Evaluación in vitro de la precisión de ajuste de pilares sobre implantes con conexión hexagonal interna y externa. Trabajo Fin de Máster: Facultad de Odontología Universidad Complutense de Madrid; 2013.
223. Teixeira W, Ribeiro RF, Sato S, Pedrazzi V. Microleakage into and from two-stage implants: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(1):56-62.
224. Passos SP, Gressler May L, Faria R, Ozcan M, Bottino MA. Implant-abutment gap versus microbial colonization: Clinical significance based on a literature review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2013;101(7):1321-8.
225. Canullo L, Pellegrini G, Allievi C, Trombelli L, Annibali S, Dellavia C. Soft tissues around long-term platform switching implant restorations: a histological human evaluation. Preliminary results. *J Clin Periodontol*. 2011;38(1):86-94.

226. Canullo L, Iannello G, Penarocha M, Garcia B. Impact of implant diameter on bone level changes around platform switched implants: preliminary results of 18 months follow-up a prospective randomized match-paired controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(10):1142-6.
227. Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(1):115-21.
228. D'Ercole S, Tripodi D, Ravera L, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G. Bacterial leakage in Morse Cone internal connection implants using different torque values: an in vitro study. *Implant Dent* 2014;23(2):175-9.
229. Park SD, Lee Y, Kim YL, Yu SH, Bae JM, Cho HW. Microleakage of different sealing materials in access holes of internal connection implant systems. *J Prosthet Dent* 2012;108(3):173-80.

10 Anexos

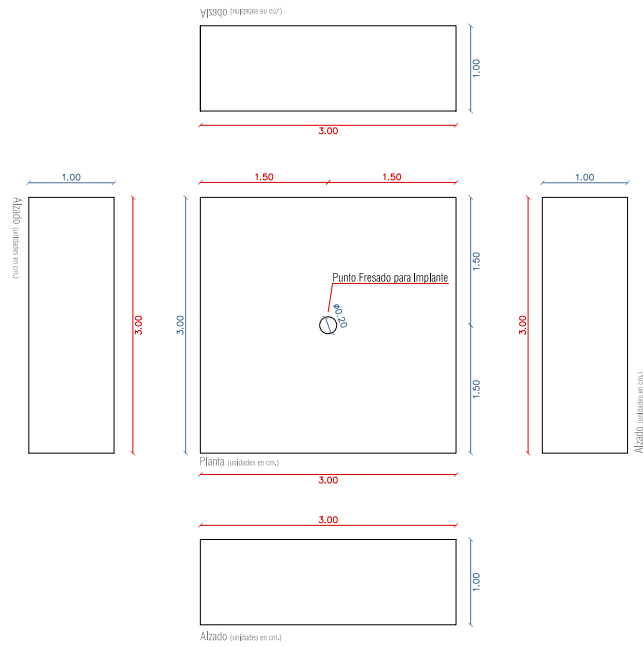


Fig. 56. Plano probeta de recepción del implante.

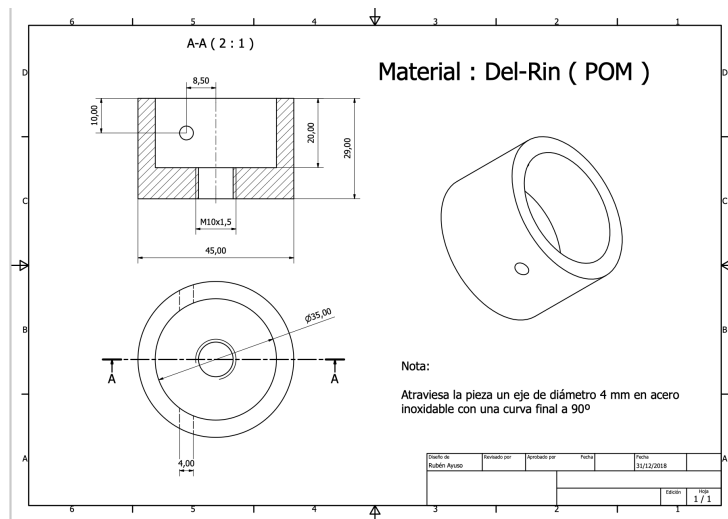


Fig. 57. Plano de base plástica receptora de probetas para cargas cíclicas

10.1 Pruebas de Normalidad

- **Todas las variables.**

Pruebas de normalidad

	GRUPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
MESIAL	CE-PA 10	,124	10	,200*	,950	10	,673
	CE-PA 20	,221	10	,184	,899	10	,211
	CE-PA 30	,158	10	,200*	,911	10	,290
	CE-PR 10	,278	10	,027	,828	10	,031
	CE-PR 20	,184	10	,200*	,927	10	,417
	CE-PR 30	,277	10	,029	,854	10	,065
	CI-PA 10	,166	10	,200*	,942	10	,577
	CI-PA 20	,188	10	,200*	,909	10	,272
	CI-PA 30	,186	10	,200*	,896	10	,196
	CI-PR 10	,121	10	,200*	,964	10	,826
	CI-PR 20	,190	10	,200*	,946	10	,617
	CI-PR 30	,240	10	,105	,861	10	,078

DISTAL	CE-PA 10	,220	10	,185	,946	10	,625
	CE-PA 20	,287	10	,020	,871	10	,103
	CE-PA 30	,154	10	,200*	,926	10	,409
	CE-PR 10	,301	10	,011	,751	10	,004
	CE-PR 20	,178	10	,200*	,934	10	,493
	CE-PR 30	,180	10	,200*	,960	10	,781
	CI-PA 10	,138	10	,200*	,951	10	,678
	CI-PA 20	,314	10	,006	,783	10	,009
	CI-PA 30	,180	10	,200*	,910	10	,282
	CI-PR 10	,221	10	,184	,927	10	,420
	CI-PR 20	,254	10	,066	,735	10	,002
	CI-PR 30	,181	10	,200*	,956	10	,742

AJUSTE	CE-PA 10	,155	10	,200*	,948	10	,648
	CE-PA 20	,226	10	,160	,932	10	,463
	CE-PA 30	,208	10	,200*	,898	10	,206
	CE-PR 10	,323	10	,004	,659	10	,000
	CE-PR 20	,232	10	,137	,853	10	,063
	CE-PR 30	,238	10	,115	,901	10	,224
	CI-PA 10	,116	10	,200*	,975	10	,935
	CI-PA 20	,219	10	,189	,817	10	,023
	CI-PA 30	,202	10	,200*	,898	10	,210
	CI-PR 10	,165	10	,200*	,936	10	,511
	CI-PR 20	,288	10	,019	,760	10	,005
	CI-PR 30	,199	10	,200*	,928	10	,426

MESIAL_DISTAL	CE-PA 10	,175	10	,200*	,963	10	,822
	CE-PA 20	,187	10	,200*	,939	10	,546
	CE-PA 30	,246	10	,087	,944	10	,593
	CE-PR 10	,153	10	,200*	,971	10	,898
	CE-PR 20	,183	10	,200*	,907	10	,261
	CE-PR 30	,155	10	,200*	,939	10	,539
	CI-PA 10	,254	10	,068	,878	10	,124
	CI-PA 20	,218	10	,196	,905	10	,250
	CI-PA 30	,195	10	,200*	,926	10	,406
	CI-PR 10	,212	10	,200*	,925	10	,403
	CI-PR 20	,144	10	,200*	,931	10	,453
	CI-PR 30	,159	10	,200*	,907	10	,262

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

	GRUPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
AJUSTE	CE-PR	,112	30	,200*	,952	30	,197
	CE-PA	,115	30	,200*	,965	30	,408
	CI-PR	,245	30	,000	,892	30	,005
	CI-PA	,228	30	,000	,879	30	,003

torque	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
AJUSTE 10 N	,116	40	,191	,948	40	,063
20 N	,178	40	,003	,903	40	,002
30 N	,156	40	,015	,908	40	,003

10.2 Pruebas estadísticas

○ Según el tipo de conexión.

▪ Global.

conexion	N	Media	Dev. Desviación	Dev. Error promedio
AJUSTE CE	60	1,9166	,57679	,07446
CI	60	1,2481	,65840	,08500

	Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
								Inferior	Superior
AJUSTE	5,754	,018	5,916	118	,000	,66853	,11300	,44475	,89230
Se asumen varianzas iguales			5,916	115,992	,000	,66853	,11300	,44471	,89234
No se asumen varianzas iguales									

▪ **Por grupos.**

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
CE-PR	30	1,6747	,52392	,09565	1,4791	1,8704	,73	2,51
CE-PA	30	2,1584	,53041	,09684	1,9604	2,3565	1,11	3,56
CI-PR	30	1,1229	,58664	,10711	,9038	1,3419	,30	2,23
CI-PA	30	1,3732	,71089	,12979	1,1078	1,6387	,42	2,56
Total	120	1,5823	,70181	,06407	1,4555	1,7092	,30	3,56

Prueba de homogeneidad de varianzas

		Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
AJUSTE	Se basa en la media	4,604	3	116	,004
	Se basa en la mediana	2,364	3	116	,075
	Se basa en la mediana y con gl ajustado	2,364	3	103,644	,075
	Se basa en la media recortada	4,484	3	116	,005

ANOVA

AJUSTE

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	17,858	3	5,953	16,943	,000
Dentro de grupos	40,755	116	,351		
Total	58,612	119			

Pruebas robustas de igualdad de medias

AJUSTE

	Estadístico ^a	gl1	gl2	Sig.
Welch	18,391	3	64,099	,000
Brown-Forsythe	16,943	3	108,406	,000

Comparaciones múltiples

AJUSTE

	(I) GRUPO	(J) GRUPO	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Tamhane	CE-PR	CE-PA	-,48372*	,13611	,005	-,8545	-,1130
		CI-PR	,55183*	,14360	,002	,1605	,9432
		CI-PA	,30150	,16123	,340	-,1390	,7420
	CE-PA	CE-PR	,48372*	,13611	,005	,1130	,8545
		CI-PR	1,03556*	,14439	,000	,6421	1,4290
		CI-PA	,78522*	,16194	,000	,3429	1,2276
	CI-PR	CE-PR	-,55183*	,14360	,002	-,9432	-,1605
		CE-PA	-1,03556*	,14439	,000	-1,4290	-,6421
		CI-PA	-,25033	,16828	,602	-,7093	,2086
	CI-PA	CE-PR	-,30150	,16123	,340	-,7420	,1390
		CE-PA	-,78522*	,16194	,000	-1,2276	-,3429
		CI-PR	,25033	,16828	,602	-,2086	,7093

○ Según el tipo de pilar.

▪ Global.

pilar	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
AJUSTE PR	60	1,3988	,61765	,07974
PA	60	1,7658	,73718	,09517

	Prueba de Levene de igualdad de varianzas	prueba t para la igualdad de medias								
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
AJUSTE	Se asumen varianzas iguales	1,407	,238	-2,956	118	,004	-,36703	,12416	-,61290	-,12116
	No se asumen varianzas iguales			-2,956	114,490	,004	-,36703	,12416	-,61298	-,12108

• **Por Grupos.**

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
					CE-PR	30		
CE-PA	30	2,1584	,53041	,09684	1,9604	2,3565	1,11	3,56
CI-PR	30	1,1229	,58664	,10711	,9038	1,3419	,30	2,23
CI-PA	30	1,3732	,71089	,12979	1,1078	1,6387	,42	2,56
Total	120	1,5823	,70181	,06407	1,4555	1,7092	,30	3,56

Prueba de homogeneidad de varianzas

		Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
AJUSTE	Se basa en la media	4,604	3	116	,004
	Se basa en la mediana	2,364	3	116	,075
	Se basa en la mediana y con gl ajustado	2,364	3	103,644	,075
	Se basa en la media recortada	4,484	3	116	,005

ANOVA

AJUSTE

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	17,858	3	5,953	16,943	,000
Dentro de grupos	40,755	116	,351		
Total	58,612	119			

Pruebas robustas de igualdad de medias

AJUSTE

	Estadístico ^a	gl1	gl2	Sig.
Welch	18,391	3	64,099	,000
Brown-Forsythe	16,943	3	108,406	,000

Comparaciones múltiples

AJUSTE

	(I) GRUPO	(J) GRUPO	Diferencia de medias (I- J)	Desv. Error	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Tamhane	CE-PR	CE-PA	-,48372*	,13611	,005	-,8545	-,1130
		CI-PR	,55183*	,14360	,002	,1605	,9432
		CI-PA	,30150	,16123	,340	-,1390	,7420
	CE-PA	CE-PR	,48372*	,13611	,005	,1130	,8545
		CI-PR	1,03556*	,14439	,000	,6421	1,4290
		CI-PA	,78522*	,16194	,000	,3429	1,2276
	CI-PR	CE-PR	-,55183*	,14360	,002	-,9432	-,1605
		CE-PA	-1,03556*	,14439	,000	-1,4290	-,6421
		CI-PA	-,25033	,16828	,602	-,7093	,2086
	CI-PA	CE-PR	-,30150	,16123	,340	-,7420	,1390
		CE-PA	-,78522*	,16194	,000	-1,2276	-,3429
		CI-PR	,25033	,16828	,602	-,2086	,7093

- **Discrepancia según los grupos a 10/20/30 N.**

- **Grupo CE-PR.**

Descriptivos^a

AJUSTE

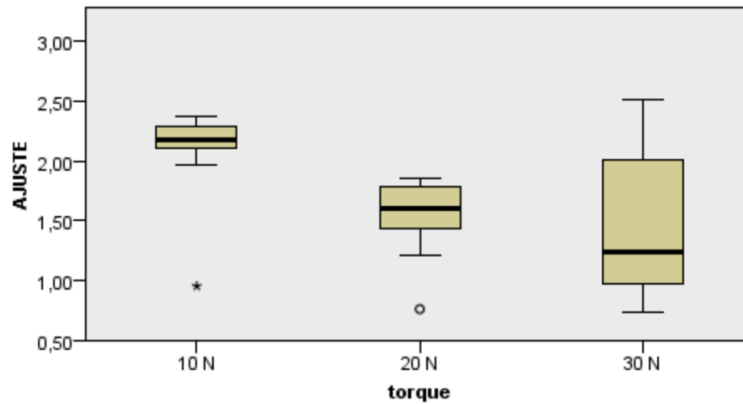
	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
10 N	10	2,0760	,41496	,13122	1,7792	2,3728	,95	2,38
20 N	10	1,5270	,33039	,10448	1,2907	1,7633	,76	1,86
30 N	10	1,4212	,57316	,18125	1,0112	1,8312	,73	2,51
Total	30	1,6747	,52392	,09565	1,4791	1,8704	,73	2,51

a. GRUPO = CE-PR

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de AJUSTE es la misma entre las categorías de torque.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,006	Rechazar la hipótesis nula.

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

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
30 N-20 N	1,400	3,937	,356	,722	1,000
30 N-10 N	11,500	3,937	2,921	,003	,010
20 N-10 N	10,100	3,937	2,566	,010	,031

○ Grupo CE-PA.

Descriptivos^a

AJUSTE

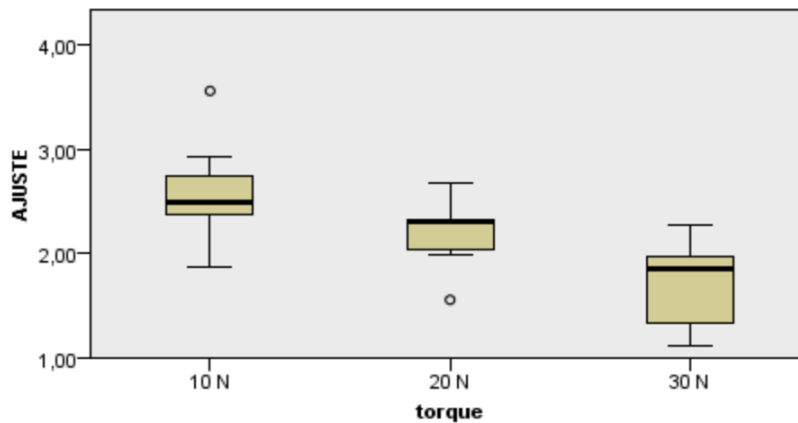
	N	Media	Dev. Desviación	Dev. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
10 N	10	2,5532	,47430	,14999	2,2139	2,8925	1,86	3,56
20 N	10	2,2065	,30696	,09707	1,9869	2,4261	1,56	2,68
30 N	10	1,7157	,44024	,13922	1,4007	2,0306	1,11	2,27
Total	30	2,1584	,53041	,09684	1,9604	2,3565	1,11	3,56

a. GRUPO = CE-PA

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de AJUSTE es la misma entre las categorías de torque.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,001	Rechazar la hipótesis nula.

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

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
30 N-20 N	9,300	3,937	2,362	,018	,055
30 N-10 N	15,000	3,937	3,810	,000	,000
20 N-10 N	5,700	3,937	1,448	,148	,443

○ Grupo CI-PR.

Descriptivos^a

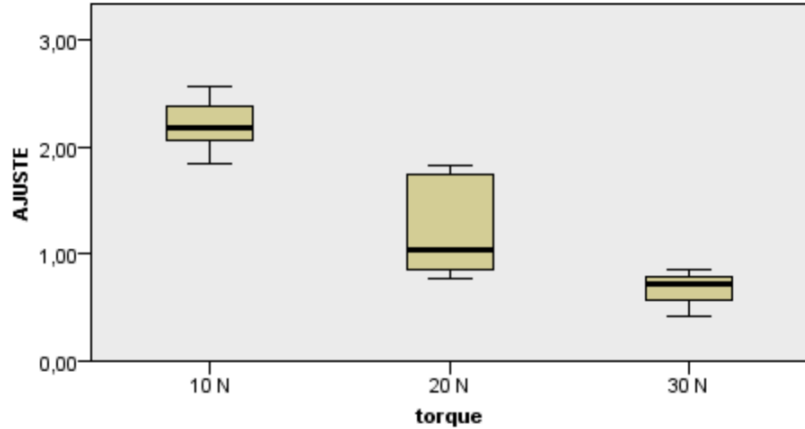
AJUSTE

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
10 N	10	2,2127	,23257	,07355	2,0463	2,3790	1,84	2,56
20 N	10	1,2300	,45332	,14335	,9057	1,5543	,77	1,83
30 N	10	,6770	,15650	,04949	,5650	,7890	,42	,85
Total	30	1,3732	,71089	,12979	1,1078	1,6387	,42	2,56

a. GRUPO = CI-PA

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de AJUSTE es la misma entre las categorías de torque.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,000	Rechazar la hipótesis nula.

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
30 N-20 N	8,200	3,937	2,083	,037	,112
30 N-10 N	19,100	3,937	4,852	,000	,000
20 N-10 N	10,900	3,937	2,769	,006	,017

○ **Grupo CI-PA.**

Descriptivos^a

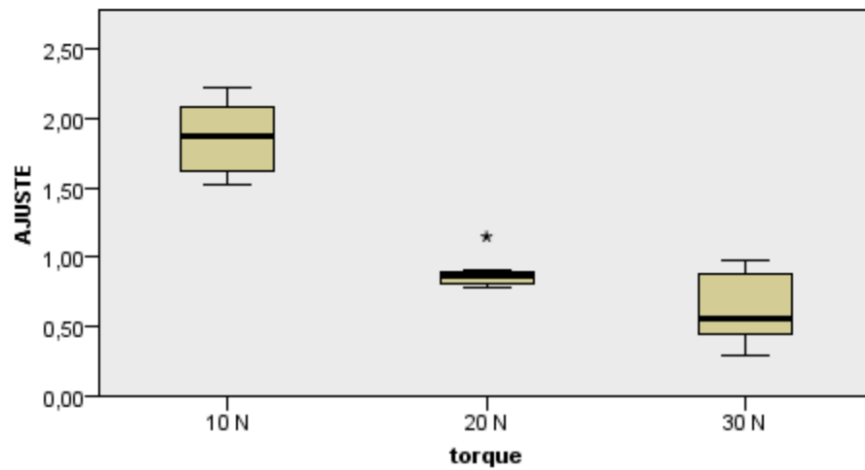
AJUSTE

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
10 N	10	1,8747	,24496	,07746	1,6994	2,0499	1,52	2,23
20 N	10	,8750	,10530	,03330	,7997	,9503	,78	1,15
30 N	10	,6190	,24385	,07711	,4446	,7934	,30	,98
Total	30	1,1229	,58664	,10711	,9038	1,3419	,30	2,23

a. GRUPO = CI-PR

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de AJUSTE es la misma entre las categorías de torque.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,000	Rechazar la hipótesis nula.

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



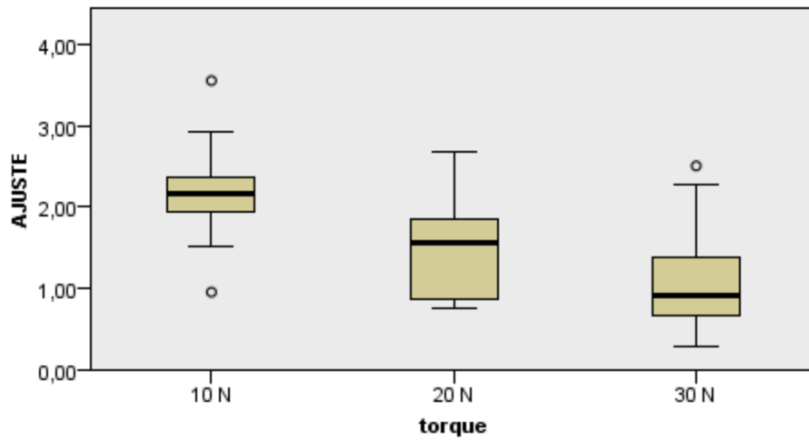
Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
30 N-20 N	5,700	3,936	1,448	,148	,443
30 N-10 N	17,850	3,936	4,535	,000	,000
20 N-10 N	12,150	3,936	3,087	,002	,006

○ **Discrepancia según el tipo de torque.**

• **Global.**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de AJUSTE es la misma entre las categorías de torque.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,000	Rechazar la hipótesis nula.

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
30 N-20 N	16,475	7,778	2,118	,034	,102
30 N-10 N	52,638	7,778	6,767	,000	,000
20 N-10 N	36,163	7,778	4,649	,000	,000

○ **Por grupos.**

▪ **Torque 10 N.**

Descriptivos^a

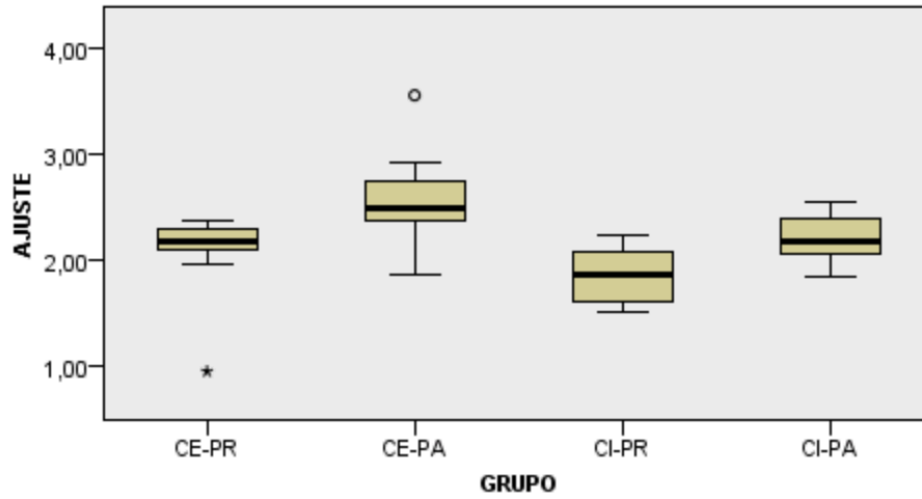
AJUSTE

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
CE-PR	10	2,0760	,41496	,13122	1,7792	2,3728	,95	2,38
CE-PA	10	2,5532	,47430	,14999	2,2139	2,8925	1,86	3,56
CI-PR	10	1,8747	,24496	,07746	1,6994	2,0499	1,52	2,23
CI-PA	10	2,2127	,23257	,07355	2,0463	2,3790	1,84	2,56
Total	40	2,1791	,42501	,06720	2,0432	2,3151	,95	3,56

a. torque = 10 N

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de AJUSTE es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,002	Rechazar la hipótesis nula.

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
CI-PR-CE-PR	9,450	5,228	1,808	,071	,424
CI-PR-CI-PA	-11,700	5,228	-2,238	,025	,151
CI-PR-CE-PA	20,050	5,228	3,835	,000	,001
CE-PR-CI-PA	-2,250	5,228	-,430	,667	1,000
CE-PR-CE-PA	-10,600	5,228	-2,028	,043	,256
CI-PA-CE-PA	8,350	5,228	1,597	,110	,661

▪ **Torque 20 N.**

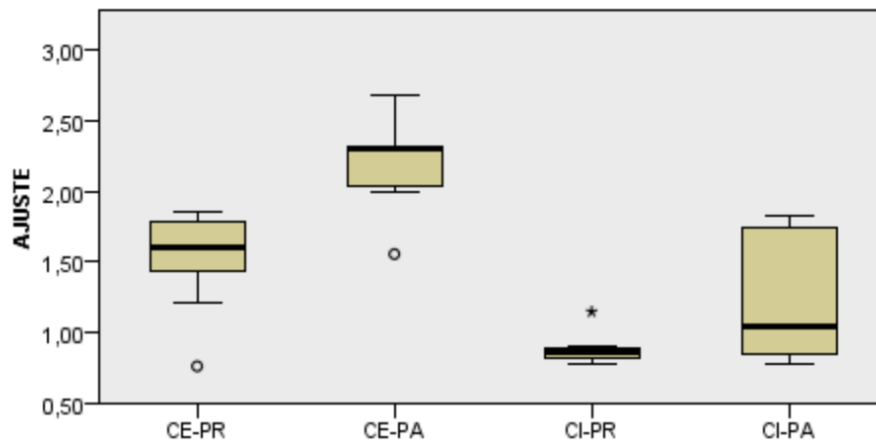
Descriptivos^a

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
CE-PR	10	1,5270	,33039	,10448	1,2907	1,7633	,76	1,86
CE-PA	10	2,2065	,30696	,09707	1,9869	2,4261	1,56	2,68
CI-PR	10	,8750	,10530	,03330	,7997	,9503	,78	1,15
CI-PA	10	1,2300	,45332	,14335	,9057	1,5543	,77	1,83
Total	40	1,4596	,58504	,09250	1,2725	1,6467	,76	2,68

a. torque = 20 N

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de AJUSTE es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,000	Rechazar la hipótesis nula.

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
CI-PR-CI-PA	-6,200	5,228	-1,186	,236	1,000
CI-PR-CE-PR	11,900	5,228	2,276	,023	,137
CI-PR-CE-PA	24,700	5,228	4,725	,000	,000
CI-PA-CE-PR	5,700	5,228	1,090	,276	1,000
CI-PA-CE-PA	18,500	5,228	3,539	,000	,002
CE-PR-CE-PA	-12,800	5,228	-2,449	,014	,086

▪ Torque 30 N.

Descriptivos^a

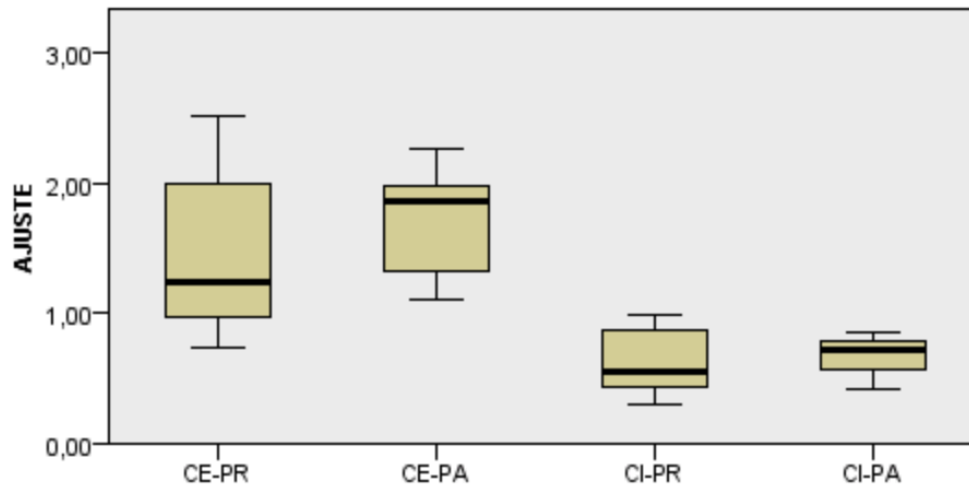
AJUSTE

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
CE-PR	10	1,4212	,57316	,18125	1,0112	1,8312	,73	2,51
CE-PA	10	1,7157	,44024	,13922	1,4007	2,0306	1,11	2,27
CI-PR	10	,6190	,24385	,07711	,4446	,7934	,30	,98
CI-PA	10	,6770	,15650	,04949	,5650	,7890	,42	,85
Total	40	1,1082	,60719	,09601	,9140	1,3024	,30	2,51

a. torque = 30 N

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de AJUSTE es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,000	Rechazar la hipótesis nula.

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de contraste	Error Error	Desv. Estadístico de contraste	Sig.	Sig. ajust.
CI-PR-CI-PA	-1,100	5,228	-,210	,833	1,000
CI-PR-CE-PR	17,400	5,228	3,328	,001	,005
CI-PR-CE-PA	21,500	5,228	4,113	,000	,000
CI-PA-CE-PR	16,300	5,228	3,118	,002	,011
CI-PA-CE-PA	20,400	5,228	3,902	,000	,001
CE-PR-CE-PA	-4,100	5,228	-,784	,433	1,000

○ **Discrepancia según el lugar de Medición**

▪ **Globales.**

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
MESIAL_DISTAL	120	,0037	,36805	,03360

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
MESIAL_DISTAL	,112	119	,911	,00375	-,0628	,0703

▪ **Por grupos.**

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
MESIAL_DISTAL	10	-,0340	,36099	,11416

- a. GRUPO = CE-PR 10 N

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
MESIAL_DISTAL	-,298	9	,773	-,03400	-,2922	,2242

- a. GRUPO = CE-PR 10 N

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
MESIAL_DISTAL	10	,2170	,34625	,10949

- a. GRUPO = CE-PR 20 N

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
MESIAL_DISTAL	1,982	9	,079	,21700	-,0307	,4647

- a. GRUPO = CE-PR 20 N

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
MESIAL_DISTAL	10	-,1050	,39694	,12552

- a. GRUPO = CE-PR 30 N

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
MESIAL_DISTAL	-,836	9	,425	-,10500	-,3890	,1790

- a. GRUPO = CE-PR 30 N

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
MESIAL_DISTAL	10	,1360	,64660	,20447

a. GRUPO = CE-PA 10 N

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
MESIAL_DISTAL	,665	9	,523	,13600	-,3266	,5986

a. GRUPO = CE-PA 10 N

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
MESIAL_DISTAL	10	,0280	,34107	,10786

a. GRUPO = CE-PA 20 N

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
MESIAL_DISTAL	,260	9	,801	,02800	-,2160	,2720

a. GRUPO = CE-PA 20 N

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
MESIAL_DISTAL	10	,0210	,50910	,16099

a. GRUPO = CE-PA 30 N

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
MESIAL_DISTAL	,130	9	,899	,02100	-,3432	,3852

a. GRUPO = CE-PA 30 N

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
MESIAL_DISTAL	10	-,0370	,29197	,09233

a. GRUPO = CI-PR 10 N

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
MESIAL_DISTAL	-,401	9	,698	-,03700	-,2459	,1719

a. GRUPO = CI-PR 10 N

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
MESIAL_DISTAL	10	-,0140	,26332	,08327

a. GRUPO = CI-PR 20 N

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
MESIAL_DISTAL	-,168	9	,870	-,01400	-,2024	,1744

a. GRUPO = CI-PR 20 N

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
MESIAL_DISTAL	10	-,0310	,15920	,05034

a. GRUPO = CI-PR 30 N

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
MESIAL_DISTAL	-,616	9	,553	-,03100	-,1449	,0829

a. GRUPO = CI-PR 30 N

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
MESIAL_DISTAL	10	-,0720	,40458	,12794

a. GRUPO = CI-PA 10 N

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
MESIAL_DISTAL	-,563	9	,587	-,07200	-,3614	,2174

a. GRUPO = CI-PA 10 N

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
MESIAL_DISTAL	10	-,0720	,29352	,09282

a. GRUPO = CI-PA 20 N

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
MESIAL_DISTAL	-,776	9	,458	-,07200	-,2820	,1380

a. GRUPO = CI-PA 20 N

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
MESIAL_DISTAL	10	,0080	,24082	,07615

a. GRUPO = CI-PA 30 N

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
MESIAL_DISTAL	,105	9	,919	,00800	-,1643	,1803

a. GRUPO = CI-PA 30 N