



**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**Departamento de Estomatología I: (Prótesis Bucofacial)**

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DEL AJUSTE  
EN LA INTERFASE PILAR/IMPLANTE CON  
CONEXIÓN INTERNA Y EXTERNA**

**TRABAJO FIN DE MÁSTER**

**Máster en Ciencias Odontológicas**

**JORGE VÉLEZ BARROS.**

**Madrid, Septiembre 2016**

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DEL AJUSTE  
EN LA INTERFASE PILAR/IMPLANTE CON  
CONEXIÓN INTERNA Y EXTERNA**

Trabajo fin de Máster

Máster en Ciencias Odontológicas

**Jorge Vélez Barros.**

Directores:

**Dra. María Jesús Suarez G.**

**Dr. Jesús Peláez Rico**

Departamento de Estomatología I: (Prótesis Bucofacial)

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

Madrid, Septiembre 2016



Dña. M<sup>a</sup> Jesús Suárez García, Profesora Titular del Departamento de Estomatología I de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

**Certifica que:**

El trabajo de investigación titulado: “Estudio comparativo in vitro del ajuste en la interfase pilar/implante con conexión interna y externa” del que es autor D. Jorge Vélez Barros, ha sido realizado en este Departamento bajo mi dirección y supervisión, reuniendo en mi opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido como Trabajo Fin de Master.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmo el presente certificado en Madrid a uno de Septiembre de dos mil dieciséis.

Fdo. M<sup>a</sup> Jesús Suárez García

# ÍNDICE

<b>1 INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>6</b>
1.1 Introducción.....	7
1.2 Biomateriales en implantología.....	9
1.2.1 Requisitos físicos, mecánicos y químicos de los materiales para implantes.....	10
1.2.2 Metales y Aleaciones metálicas.....	12
1.2.3 Implantes en el siglo XXI.....	15
1.3 Ajuste y Pasividad.....	18
1.3.1 Factores que influyen en la valoración del ajuste.....	19
1.3.2 Métodos clínicos de valoración del ajuste.....	19
1.3.3 Consecuencias de la falta de pasividad.....	21
1.4 Pilares y tipos de conexiones.....	23
1.4.1 Clasificación de los pilares.....	23
<b>2 HIPÓTESIS DE TRABAJO .....</b>	<b>28</b>
<b>3 JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....</b>	<b>30</b>
<b>4 MATERIAL Y MÉTODO .....</b>	<b>32</b>
4.1 Confección de las probetas.....	33
4.2 Colocación de los pilares.....	35
4.3 Clasificación y numeración de las probetas.....	36
4.4 Un único pilar para dos conexiones diferentes.....	37
4.5 Análisis del ajuste marginal.....	40
4.5.1 Preparación de las muestras.....	40
4.5.2 Obtención de imágenes.....	43

4.6	Tratamiento de los datos.....	48
<b>5</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>49</b>
5.1	Estadística descriptiva .....	50
5.1.1	Discrepancia según el tipo de conexión.....	50
5.1.2	Discrepancia según la posición.....	52
5.2	Estadística inferencial.....	54
5.2.1	Pruebas de Normalidad .....	54
5.2.2	Discrepancia según el tipo de conexión.....	55
5.2.3	Discrepancia según la posición.....	56
<b>6</b>	<b>DISCUSIÓN .....</b>	<b>57</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>63</b>
<b>8</b>	<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>65</b>
<b>9</b>	<b>ANEXOS.....</b>	<b>76</b>
9.1	Plano para la confección de las probetas.....	77
9.2	Pruebas estadísticas .....	78

# **1 INTRODUCCIÓN**

## 1.1 INTRODUCCIÓN

Desde tiempos remotos se ha intentado reponer los dientes perdidos por caries, enfermedad periodontal o traumatismos, por otros elementos que restauren la función y la estética. La prótesis tradicional fija o removible ha sido durante mucho tiempo en odontología la única solución al problema del edentulismo, la cual conllevaba en numerosas ocasiones a la generación de daños inevitables en los dientes remanentes.

Branemark en 1952 (1), realizó estudios sobre la vascularización del hueso del conejo y comprobó que tras introducir una placa de titanio en el hueso no podía retirarla porque la estructura de titanio se había incorporado por completo en el hueso. A este hecho lo llamó osteointegración (equivalente al concepto de anquilosis funcional definido previamente por Schroeder).

La publicación de los trabajos de Branemark en 1965 (2), sobre la osteointegración 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, en 1981 (3), publicaron los primeros resultados tras 15 años de seguimiento de pacientes edéntulos totales tratados con implantes osteointegrados, en cuyos resultados, demostraron que existía un porcentaje de fracaso superior en los implantes colocados en el maxilar respecto a los situados en la mandíbula.

El área de la implantología dental en los últimos años, especialmente las dos últimas décadas, en donde ha sufrido grandes cambios con el transcurso del tiempo, los implantes han ido evolucionando sufriendo cambios constantes basados en diferentes teorías, además existe un gran número de pilares protésicos entre los cuales el dentista debe elegir un sistema que sea predecible y reproducible a través del tiempo.

Actualmente, ya no solo se habla simplemente de implantología sino de cirugía implantaria, ya que se utilizan conjuntamente técnicas quirúrgicas capaces de modificar el soporte óseo disponible como son la elevación del seno maxilar, la transposición del nervio dentario inferior y la regeneración ósea guiada.

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 .

Con la constante evolución que sufre la implantología, últimamente se está imponiendo el concepto de integración global, que quiere decir una integración más amplia, es decir, no sólo limitada a los tejidos duros, sino que abarca a los tejidos blandos periimplantarios (4) y en una constante relación con la cabeza del implante y con los elementos protésicos. Por lo cual, es importante tener presente y conocer cual es el objetivo último en la colocación de un implante , de tal forma que no se lo considere solo como un sustituto del diente perdido, sino también como un elemento retenedor de la futura restauración o supraestructura protésica.

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 (5-7), además de una peor transmisión de las fuerzas del pilar al implante. La microfiltración producida por el gap en la unión implante pilar permite el paso de ácidos, encimas, bacterias y/o sus productos metabólicos (8). Estas bacterias y sus metabolitos actúan directamente sobre los tejidos periimplantarios y causan inflamación y sangrado, pudiendo desencadenar en una perimplantitis con posterior pérdida de tejido óseo y del propio implante (9, 10).

Tomando 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.

## **1.2 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 .

Las disciplinas relacionadas con los biomateriales y la biomecánica se complementan con el conocimiento del funcionamiento de los dispositivos. Siempre hay que analizar exhaustivamente las propiedades físicas, mecánicas, químicas y eléctricas de los componentes materiales elementales a la hora de aplicar cualquier biomaterial, ya que esas propiedades proporcionan una información fundamental para los análisis biomecánicos y biológicos interrelacionados de la función del propio biomaterial (11). Una propiedad muy importante de los materiales a la hora de mejorar su diseño (contorno y forma) es su deformación elástica. El control de la distribución de las tensiones microscópicas localizadas depende en gran medida de las propiedades elementales del biomaterial (por ejemplo, propiedades químicas superficiales, microtopografía, módulo de elasticidad) y de que la superficie del biomaterial esté unida a los tejidos adyacentes (12). Debido a ello, la pretensión de mejorar la respuesta de los tejidos y limitar la biodegradación restringe a menudo el número de materiales que se pueden usar con total seguridad dentro de la cavidad oral y los tejidos (13, 14).

## **1.2.1 REQUISITOS FÍSICOS, MECÁNICOS Y QUÍMICOS DE LOS MATERIALES PARA IMPLANTES.**

### **1.2.1.1 PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS.**

Sobre el material de un implante actúan fuerzas que presentan componentes de tracción, de compresión y de cizallamiento. Como en la mayoría de los materiales, las fuerzas de compresión sobre los materiales para implantes suelen ser mayores que las fuerzas de tracción y de ruptura. Todos los fallos por fatiga obedecen a las leyes mecánicas que correlacionan las dimensiones del material con las propiedades mecánicas de éste. Frecuentemente, se observa un problema entre la resistencia mecánica y la deformabilidad del material y el hueso receptor (13).

En general, el límite de fatiga de los materiales metálicos para implantes equivale aproximadamente al 50% de su resistencia final a la tracción. No obstante, esta relación solo puede aplicarse a los sistemas metálicos; los sistemas poliméricos no tienen un límite inferior de resistencia a la fatiga, los materiales cerámicos son poco resistentes a las fuerzas de ruptura (14), debido a una combinación de resistencia a la fractura y falta de ductilidad, que puede conducir a una fractura frágil.

Los metales en cambio pueden calentarse durante períodos de tiempo para alterar sus propiedades, modificarlos mediante la adición de elementos de aleación o alterarlos mediante procesos mecánicos, seguidos por envejecimiento o de endurecimiento por dispersión hasta conseguir un material procesado con la resistencia y ductilidad ideales.

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. El endurecimiento de la fase microestructural mixta de los materiales austeníticos con nitrógeno (por ejemplo, aceros inoxidables) y la pureza cada vez mayor de las aleaciones parecen especialmente indicados para conseguir la máxima resistencia y mantener este grado de deformación plástica posible (15).

### **1.2.1.2 CORROSIÓN Y BIODEGRADACIÓN.**

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 que las presentes en los líquidos tisulares. Además, el pH puede variar en el interior de la cavidad oral, debido a esto, el pH al que los implantes están constantemente expuesto es mayor a otros puntos específicos de los tejidos dentro de la cavidad oral (16). Los procesos galvánicos dependen de la pasividad de las capas de óxido, que se caracterizan por un índice de disolución mínimo y una capacidad de regeneración muy alta en metales como el titanio. La capa pasiva tiene un espesor de solo unos nanómetros y suele estar formada por óxidos o hidróxidos de los elementos metálicos con mayor afinidad por el oxígeno. En metales de grupos reactivos como el titanio, el niobio, el circonio, el tantalio y otras aleaciones relacionadas, las propiedades de la capa pasiva dependen de los materiales elementales. Las zonas de estabilidad de los óxidos de los elementos del recubrimiento del implante abarcan los valores de pH característicos del medio oral. Sin embargo, los óxidos de titanio, de tantalio y de niobio cubren una zona de estabilidad ambiental mucho mayor que la de los óxidos de cromo (17).

### **1.2.1.3 AGRIETAMIENTO POR CORROSIÓN Y TENSIÓN.**

La combinación de una tensión mecánica intensa y de una exposición simultánea a un entorno corrosivo puede causar el fallo de los materiales metálicos por agrietamiento, aunque ninguno de esos factores por separado causaría el fallo.

Por otra parte, las superestructuras protésicas no pasivas pueden incorporar tensiones permanentes, lo que influye considerablemente en este fenómeno en las prótesis cargadas.

La corrosión galvánica se produce cuando dos materiales metálicos diferentes entran en contacto y están rodeados por un electrólito que da lugar a la aparición de un flujo de corriente entre ambos (18). La corrosión por desgaste tiene lugar cuando se produce micromovimientos y un contacto de fricción en el seno de un medio corrosivo. Ni siquiera los óxidos cerámicos son totalmente resistentes a la degradación. La corrosión de los

materiales cerámicos podría compararse con la disolución química de los óxidos en iones o complejos de iones de los óxidos metálicos de los sustratos respectivos. Por otra parte, la resistencia de los polímeros sintéticos a la corrosión no solo dependerá de su composición y su forma estructural, sino también de su grado de polimerización (15). El agua y otras sustancias de los medios biológicos no solo disuelven los polímeros sintéticos, sino que también penetran en estos. Como resultado el grado de alteración dependerá de las propiedades del material en relación con el componente manufacturado.

#### **1.2.1.4 TOXICIDAD.**

La toxicidad se debe principalmente a los productos de la biodegradación primaria (aniones y cationes simples y complejos), especialmente de aquellos de los metales de mayor peso atómico. Debemos de tener presente algunos factores en relación con la toxicidad, entre los cuales tenemos: 1 ) la cantidad de material que se disuelve por biodegradación por unidad de tiempo; 2 ) la cantidad de material eliminada por la actividad metabólica en la misma unidad de tiempo, y 3) las cantidades de partículas sólidas e iones que se depositan en el tejido, así como su posible paso a los sistemas orgánicos (19).

La transformación de sustancias primarias perjudiciales va a depender de su grado de solubilidad y de transferencia. Se sabe que el cromo y el titanio reaccionan localmente a concentraciones muy bajas, mientras que el cobalto, el molibdeno y el níquel pueden permanecer disueltos a concentraciones relativas superiores y pueden circular así por los líquidos corporales. Diversos estudios han documentado la toxicidad relativa del titanio y de sus aleaciones (20).

#### **1.2.2 METALES Y ALEACIONES METÁLICAS.**

Los principales grupos de materiales implantables utilizados en odontología son el titanio y sus aleaciones, las aleaciones de cobalto y cromo, los aceros austeníticos de Fe-Cr-Ni-Mo, las aleaciones de tantalio, niobio y circonio, los metales preciosos, la cerámica y los polímeros.

Los metales tienen propiedades biomecánicas que les hicieron un material adecuado para

la elaboración de implantes. Además de estas propiedades, los metales son también fáciles de procesar, pueden ser esterilizados por el proceso de esterilización comúnmente utilizado, lo cual los hace fácil de utilizar y tienen buen acabado (14). Sin embargo, debido a los avances en el tiempo y las tasas bajas de éxito con metales (oro, acero inoxidable, cromo-cobalto), estos materiales actualmente han quedado en desuso y fueron sustituidos por nuevos materiales como es el titanio (Ti) y sus aleaciones principalmente Ti-6Al-4V (Titanio-6Aluminio-4Vanadio), estas aleaciones se han convertido en los metales de elección para implantes dentales. Sin embargo, los componentes protésicos de los implantes todavía se hacen a partir de las aleaciones de oro, acero inoxidable, y de cobalto-cromo y aleaciones de níquel-cromo (13).

#### **1.2.2.1 ALEACIONES DE CROMO COBALTO.**

Se utilizan en fundido y condiciones metalúrgicas recocidos. Permiten la fabricación de implantes personalizados, tales como marcos de subperiósticos. La composición elemental de esta aleación incluye cromo, cobalto, y molibdeno como los elementos principales. El cobalto ofrece una fase continua para las propiedades básicas. El cromo proporciona resistencia a la corrosión a través de la superficie de óxido (21), el molibdeno proporciona resistencia y una mayor resistencia a la corrosión. El níquel es un producto biocorrosivo y el carbono deben ser controlados con precisión para mejorar las propiedades mecánicas, tales como ductilidad.

#### **1.2.2.2 ALEACIONES BASADAS EN HIERRO, CROMO, NÍQUEL.**

Las aleaciones de acero inoxidable de uso quirúrgico se vienen utilizando desde hace mucho tiempo para fabricar implantes ortopédicos y dentales. Esta aleación, al igual que las de titanio, utiliza en sus formas metalúrgicas forjadas y tratadas con calor, lo que permite obtener una aleación muy resistente y dúctil (12).

Con esta aleación, se fabrican la lámina de la rama mandibular, la estructura de la rama mandibular, agujas estabilizadores (antiguamente) y algunos sistemas de inserción en la

mucosa.. Esta aleación es más propensa a la corrosión debe ser usada con cuidado y conservar el recubrimiento superficial (óxido) (20). Dado que esta aleación contiene níquel como elemento principal, su uso en pacientes alérgicos debe ser evitada. Las aleaciones a base de hierro tienen unos potenciales galvánicos y unas características de corrosión que podrían plantear problemas de acoplamiento galvánico y biocorrosión si entran en contacto con biomateriales que contienen titanio, cobalto, circonio o carbono (11).

### **1.2.2.3 POLÍMEROS.**

Los primeros trabajos sobre implantes realizados con resina de metacrilato de metilo, en principio dieron fallos, sin embargo, Hodosh y cols en 1969 (22), publicaron que los polímeros son sustancias biológicamente tolerables. Los estudios sobre replicas de implantes dentales de polimetacrilato condujeron al desarrollo del concepto de implantes dentales manufacturados de polímero, concepto introducido por Milton Hodosh. Como sustituto de un diente natural , el implante de polímero resulto ser ideal para restablecer la función y la apariencia de la restauración. Una ventaja de los polímeros es que no generan micromovimientos o corrientes de electrolitos como sucede en el caso de los metales (23, 24).

Se seleccionaron los polímeros por las siguientes razones: 1) Las características físicas de los polímeros pueden ser alteradas en función de su uso ya que su composición puede ser cambiada fácilmente, es decir, los polímeros se pueden cambiar de una forma más porosa o más suave, 2) pueden ser manipulados fácilmente y permiten una mejor reproducción, 3) no generan micromovimientos o corriente electrolítica al igual que los metales, 4) muestran inserción en tejido conectivo fibroso, 5) pueden ser mas fácilmente evaluados microscópicamente que los metales, y 6) son estéticamente más agradables (13).

Presentan también algunas desventajas: 1) las propiedades mecánicas son inferiores en comparación a los metales, 2) la adhesión no es buena (11).

## 1.2.3 IMPLANTES EN EL SIGLO XXI.

### 1.2.3.1 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 (15).

El titanio comercialmente puro (CPTI) se clasifica en 4 grados que difieren en su contenido de oxígeno. Grado 4, presenta la mayor cantidad de oxígeno (0,4%) y el grado 1 el (0,18%) tiene el menor contenido de oxígeno (14). Las diferencias mecánicas que existen entre los diferentes grados de CpTI es principalmente debido a los contaminantes que están presentes en cantidades diminutas. 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.

La red cristalina hexagonal compacta de Ti es conocida como la  $\alpha$ -Ti ( $\alpha$ -fase) (13). Al calentar el Ti a 883 °C se produce una fase de transformación a partir del empaquetamiento hexagonal compacto a una red cúbica centrada en el cuerpo o b - fase. El titanio es un reactivo ya que forma espontáneamente una película densa de óxido en su superficie. El Titanio es un metal con dimorfismo es decir, por debajo de 882,5 °C se presenta en forma de  $\alpha$ -fase y por encima de esta temperatura cambia de forma  $\alpha$ - fase a b-fase. 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 (18).

Desventaja: Da 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.

### **1.2.3.2 CERÁMICA.**

Las cerámicas se utilizaron como dispositivos de implante quirúrgicos debido a su comportamiento inerte y una buena resistencia y propiedades físicas tales como la mínima conductividad térmica y eléctrica. Ciertas propiedades de la cerámica como la baja ductilidad y fragilidad ha limitado el uso de la misma.

#### **1.2.3.2.1 ÓXIDOS DE ALUMINIO, TITANIO Y CIRCONIO.**

Para fabricar implantes dentales radiculares, implantes laminares endoóseos e implantes de tipo aguja se han empleado cerámicas de gran resistencia a base de óxidos de aluminio, titanio y circonio. Su resistencia a la compresión, a la tracción y a la flexión es 3-5 veces mayor que la del hueso compacto (25). Debido a estas propiedades, a su elevado módulo de elasticidad y especialmente a su resistencia a la fatiga y la fractura, este tipo de biomateriales presenta algunos requisitos especiales en el diseño de las piezas. Las cerámicas de óxidos de aluminio, titanio y circonio pueden ser de color transparente, blanco, cremoso o gris claro, lo que permite utilizarlas, para implantes anteriores. La escasa conductividad térmica y eléctrica, la mínima biodegradación y su limitada reacción con el hueso, los tejidos blandos y el medio oral resultan también muy beneficiosas en comparación con otros tipos de biomateriales sintéticos (26).

### **1.2.3.3 ERA MODERNA.**

En los últimos años, las opciones de tratamiento y las modalidades para lograr los resultados tanto funcionales como estéticos óptimos con las restauraciones de implantes han cambiado claramente. El titanio puro se prefiere generalmente para implantes dentales debido a su excelente biocompatibilidad y propiedades mecánicas (27). Puede haber problemas estéticos debido al color gris del titanio, en algunas situaciones, puede haber una recesión del tejido blando, en tales situaciones existe una exposición antiestética de los componentes metálicos. En consecuencia, la investigación de los implantes se ha centrado en el descubrimiento un material de similar color con el diente (25), 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.

#### **1.2.3.4 CIRCONA.**

La circona o el óxido de circonio, se utilizó para la cirugía protésica dental con implantes endoóseos a principios de los noventa. Cranin y cols (28), publicaron por primera vez el trabajo de investigación sobre circona en 1975. Los implantes de cerámica fueron introducidos por la osteointegración, la menor acumulación de placa que resulta en la mejora del manejo de los tejidos blandos, y también por su consideración estética como una alternativa a los implantes de titanio.

Las fases Monoclínica (M), cúbica (C) y tetragonal (T) son las tres formas de cristal en la que la estructura de circona polimórfica está presente. La circona, a temperatura ambiente, adquiere una estructura monoclinica (29), cambia su forma a una fase tetragonal a 1170 °C, seguido de una fase cúbica a 2370 °C. A temperatura ambiente, estas fases son inestables y en enfriamiento se rompen en pedazos. La fase C del circonio puro se puede estabilizar mediante la adición de CaO, MgO, y Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (itrio) dando como resultado un material de múltiples fases llamado circona parcialmente estabilizada (PSZ), combinando tanto la fase cúbica, monoclinica, y tetragonales en el orden de importancia. Los policristales tetragonales de óxido de circonio (TZP), que contiene la fase tetragonal sólo se pueden obtener mediante la adición de itrio a temperatura ambiente. Estabilizada con itrio, el TZP posee baja porosidad, alta densidad, alta flexión, y resistencia a la compresión y es adecuado para aplicación biomédica (30).

### 1.3 AJUSTE Y PASIVIDAD.

Es de los factores mas importantes en la confección de la prótesis implantosoportada. 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 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.

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 las 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 (31).

Se entiende por ajuste pasivo que es, 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.

- Branemark en 1983 (3, 32), dice que el ajuste pasivo sucede cuando la separación existente entre las superficies del implante y el pilar transepitelial es inferior a las 10 $\mu$ m.
- Klineberg y Murray en 1985 (33), consideraban que el ajuste pasivo se da cuando la discrepancia es menor o igual a 30 $\mu$ m en un 90% de la interfase entre implante y pilar transepitelial.
- Kan y cols en 1999 (34), acepta como ajuste pasivo discrepancias menores o iguales a 150 $\mu$ m.

Estos valores son considerados valores más teóricos que clínicos. De hecho, Millington y Leung en 1995 (35), observaron que discrepancias tan pequeñas como  $6\mu\text{m}$  ya son capaces de generar tensiones a nivel de la estructura colada y que, al aumentar ese valor, aumentan éstas. Además, Jemt y Book en 1996 (36), 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 implantosoportadas 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 por que el hueso presente cierta tolerancia y la manifieste a través de la elasticidad del mismo .

### **1.3.1 FACTORES QUE INFLUYEN EN LA VALORACIÓN DEL AJUSTE.**

En clínica es difícil valorar de forma suficientemente precisa el grado de ajuste de una prótesis implantosoportada. 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.

### **1.3.2 MÉTODOS CLÍNICOS DE VALORACIÓN DEL AJUSTE.**

#### **1.3.2.1 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 transepitelial significará que al ajuste no es pasivo (31). Es un método que depende de la capacidad táctil

del operador y que es menos eficaz cuando la estructura es corta o los márgenes son subgingivales.

### **1.3.2.2 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. 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.

El profesional no es capaz de detectar discrepancias inferiores a  $51\mu\text{m}$  cuando la interfase es supragingival ni discrepancias inferiores a  $119\mu\text{m}$  cuando es subgingival (31). Se pueden mejorar estos resultados si se utilizan lupas de aumento. La punta de la sonda fina suele tener un grosor de  $60\mu\text{m}$ , por lo que desajustes menores no se detectaran , por lo tanto, es una forma limitada de valorar el grado de ajuste y se deberá utilizar en combinación con alguna de las otra técnicas.

### **1.3.2.3 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, sobretodo por factores anatómicos. Una técnica paralela perfecta no permite detectar discrepancias inferiores a  $50\mu\text{m}$  y una variación en el ángulo incidente de  $\pm 10^\circ$  aumenta a  $200\mu\text{m}$  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.

### **1.3.2.4 PRUEBA CON UN SOLO TORNILLO.**

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 (37).

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 .

### **1.3.2.5 INSTRUMENTOS.**

Se han valorado varios instrumentos pero de todos ellos, el que parece tener más interés a nivel clínico es el “Periotest”. En los estudios in vitro ha demostrado que es capaz de detectar discrepancias iguales o superiores a 100µm, pero es necesario que se realicen más investigaciones (31).

### **1.3.3 CONSECUENCIAS DE LA FALTA DE PASIVIDAD.**

Los experimentos in-vitro han demostrado que el aflojamiento de los tornillos de retención de los pilares o fractura de los mismos, son las complicaciones mas frecuentes que están relacionadas con la presencia de un gap, brecha o falta de adaptación en la interface implante-pilar. La presencia de estos gaps entre el implante y el pilar puede causar distribuciones desfavorables de tensiones en los componentes de conexión, en el implante propiamente dicho y en el hueso crestal (38), dando como resultado el aflojamiento o fractura de los elementos anteriormente mencionados.

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 (6).

Adell y cols en 1995 (3), demostraron en un estudio en animales que las células inflamatorias fueron un hallazgo común encontrado en el tejido blando en la proximidad de interface implante-pilar. Posteriormente, Borgini y cols (39), demostraron un pico de células inflamatorias ligeramente en coronal a la interfaz de 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.

Se ha logrado un éxito limitado en la eliminación de la interface implante-pilar o simplemente evitar sus efectos.

Los estudios in vitro realizados por Dibart y cols (40), mostraron que el sellado proporcionado por el diseño de sellado cónico era hermético, evitando la penetración de las bacterias desde afuera de las partes internas de la conexión. Varias investigaciones han tratado de medir la brecha implante-pilar para implantes conectados a pilares de diversos tipos, así también en diversas modalidades de coronas individuales, y superestructuras. En la actualidad existen numerosas técnicas analíticas de medición para determinar la brecha o gap en la interfase implante-pilar, como por ejemplo, la microscopía electrónica de barrido, microscopía óptica, microscopía de reflejo, microscopio móvil, videografía láser, técnicas de fotogrametría, y medidores de tensión de líquidos.

Sin embargo, las mediciones obtenidas en los estudios mencionados anteriormente varían en magnitud (décimas a varios cientos de micras). Jansen y cols (41), midieron la brecha implante-pilar de 13 diferentes combinaciones del implante y el pilar, tanto en conexiones hexagonales externas e internas, Las mediciones fueron realizadas a través de microscopio electrónico de barrido (SEM) a nivel del radio exterior de la conexión, encontrando distancias significativas en la brecha de aproximadamente  $<10 \mu\text{m}$  para todos los sistemas .

A modo de resumen podemos decir que la falta de ajuste en la interfase pilar-implante conlleva a numerosas complicaciones ya sean mecánicas, como aflojamiento o fractura del tornillo de retención del pilar o complicaciones biológicas, como un procesos inflamatorio alrededor del implante (perimplantitis) seguido de pérdida ósea, pudiendo llegar al fallo y la consecuente pérdida del implante.

## **1.4 PILARES Y TIPOS DE CONEXIONES.**

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 (42).

### **1.4.1 CLASIFICACIÓN DE LOS PILARES.**

Clasificaremos a los pilares 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 elaboración (42).

1. Por su conexión:

- Conexión Externa: o de hexágono externo, la figura geométrica del hexágono se encuentra por encima de la plataforma del implante por lo cual los pilares asientan

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): es un sistema que se basa en un mecanismo de encaje, en el cual dos elementos, el pilar o elemento cónico (macho), entra en íntimo contacto con la superficie interna cónica del implante (hembra), creando de esta manera un ajuste por fricción en frío. La convergencia del cono es de 11° (43).
- SynOcta: Desarrollado por “The International Team for Implantology” (ITI), es una conexión que combina un octógono interno con morse taper (unión de dos conos por fricción). Convergencia del cono 8 a 16° (44).

2. Por su 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) (45).

3. Por su relación axial en relación con el cuerpo del implante.

- Pilar recto: son pilares que presentan angulación de 0° con respecto al eje axial del implante, solo varía la altura gingival.

- Pilar Angulado: se utilizan 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 (46).

#### 4. Por su material de confección:

- Metálicos: El titanio es una de las aleaciones mas utilizadas en implantología debido a sus excelentes propiedades biológicas y mecánicas. Además es un material dúctil, lo que realza su tolerancia hacia pequeños defectos o grietas. Muchos estudios clínicos han demostrado una excelente supervivencia en las restauraciones soportadas por pilares de titanio (47). Existen también otros tipos de aleaciones utilizadas para la confección de pilares como: Aleaciones de Oro, Cromo-Cobalto, Níquel-Cromo.
- Pilares de plásticos: son fabricados a partir de un polímero plástico cuyo color es semejante al del diente, su objetivo es dar soporte a la restauración temporal, y su tiempo de permanencia en boca puede llegar hasta 180 días. (48).
- Pilares cerámicos: debido a los inconvenientes que ocasionaban los pilares metálicos tales como: 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 particularmente en la zona estética, se crearon los pilares cerámicos. Existen diversos estudios que destacan sus numerosas ventajas: Jung y cols., demostraron que los pilares cerámicos no producían un cambio de color en la mucosa perimplantaria en comparación con los pilares metálicos. Scarano y cols (49, 50), demostraron que en la superficie de pilares cerámicos, tales como son los pilares de circona,, existía menor adhesión bacteriana en este tipo de superficie en comparación con el titanio. Zembic y cols (51), realizaron un estudio clínico de 3 años observando que los pilares de circona y titanio mostraron los mismos resultados biológicos, y de supervivencia, (Tabla.1) (42).

Características	Óxido de alúmina	Óxido de zirconio
Resistencia a la flexión	420-670 MPa	900-1345 MPa
Resistencia a la fractura	3,8-4,5 MN/m	9-10 MN/m
Propiedades radiológicas	Radiolúcido	Radiopaco
Biocompatibilidad	Biocompatible	Biocompatible
Modulo de elasticidad	380 Gpa	200 Gpa
Color	Vita A 3.7 (mejor transparencia)	Blanco
Densidad	3,94 gr/cm <sup>3</sup>	6 gr/cm <sup>3</sup>

**Tabla 1. Comparación de las características de óxido de circonio y óxido de alúmina.**

5. Por su tipo de elaboración.

1. Pilares prefabricados:

- No Modificables: Estos pilares se fabrican con los mismos tornos alfanuméricos que los implantes, por lo tanto, poseen entre ellos un alto ajuste y adaptación marginal. Creados por las empresas que industrializan los implantes ofrecen una gama amplia de alternativas de componentes protésicos, los cuales tratan de cubrir las diferentes posibilidades en la reconstrucción de coronas.
- Pilares modificables: estos pilares se diferencian de los estándares por la posibilidad de modificar su sección (diámetro y forma) en el trayecto transmucoso ayudando a lograr un perfil de emergencia adecuado.

2. Pilares confeccionados en laboratorio: son aquellos en donde el técnico de laboratorio mediante un cilindro de plástico (UCLA), que será fundido puede crear un pilar. Pueden ser colados (todo el cilindro es de plástico calcinable) o sobrecolados (el margen del cilindro es de una aleación de metal).

3. Pilares mecanizados: son pilares personalizados confeccionados con la tecnología CAD-CAM en titanio o circona (42).

## **2 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 esta 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.

Ésta falta de ajuste provoca 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 fractura o fractura de los demás componentes protésicos.

Por otra parte con el aflojamiento del tornillo, el gap de la interfase pilar/implante 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 crestral y pérdida del implante en si, y con ello el fracaso del tratamiento protésico-implantológico.

Actualmente no se dispone de estudios suficientes respecto al ajuste que confirmen las ventajas en función del tipo de conexión implante-pilar

En el presente estudio de investigación in-vitro, se planteó la siguiente hipótesis nula ( $H_0$ ):

**“No existirán diferencias en el ajuste de la interfase implante-pilar, entre un sistema de implantes con conexión externa e interna y pilares rectos”.**

### **3 JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**

En los sistemas de implantes, el pilar se mantiene en el implante mediante el uso de un método de unión mecánica. Esto da lugar a brechas y cavidades entre el implante y el pilar que actúa como un depósito bacteriano (52, 53). Esto puede desencadenar un proceso inflamatorio de los tejidos perimplantarios asociados con el gap, que por lo general está localizado cerca del nivel de la cresta del hueso alveolar en la mayoría de sistemas de implantes. Por lo tanto, la colonización microbiana de la brecha puede dar lugar a la reabsorción ósea (3, 41).

Existen estudios previos en los cuales se indica que todos los implantes, independientemente del tipo de conexión, presentan un gap en la interfase implante-pila., El promedio del gap de un implante con conexión externa es de 100  $\mu\text{m}$  (54-57), y en un implante de conexión interna es de 2-3  $\mu\text{m}$  (40). Se ha obtenido relativamente un éxito limitado en la eliminación de la interfase implante-pilar o simplemente en evitar sus efectos.

Con este estudio se pretende aportar nueva información en cuanto a la brecha de la interfase, utilizando implantes tipo como morse, considerando que se puede obtener un gap cero como resultado de un sellado perfecto en la interfase implante-pilar, con todos los beneficios mecánicos y biológicos que esto implica.

Los objetivos planteados en la presente investigación son los siguientes:

1. Analizar si el grado de ajuste entre la interfase pilar-implante en implantes con conexión externa y interna, y en pilares rectos, se encuentra dentro de los límites aceptados clínicamente.
2. Evaluar los valores de ajuste pilar-implante en ambos tipos de conexión.
3. Comparar el ajuste pilar-implante entre los dos tipos de conexiones.
4. Evaluar si existen diferencias en el ajuste entre la superficie vestibular y lingual de los pilares.

## **4 MATERIAL Y MÉTODO**

## 4.1 CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS.

La confección de las probetas se realizó en el Taller Mecánico de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid. Se fabricaron 20 probetas en metacrilato mecanizado a partir de un diseño planta, alzado y perfil. Para el desarrollo de este estudio in vitro, se utilizarán 20 implantes, 10 con conexión externa (Ticare Osseus, Mozo-Grau S.L, Valladolid, España) y 10 con conexión interna tipo cono Morse (Ticare Inhex, Mozo-Grau S.L).

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



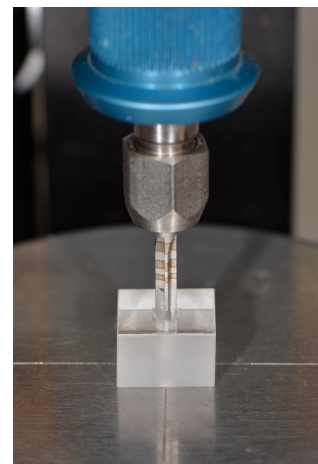
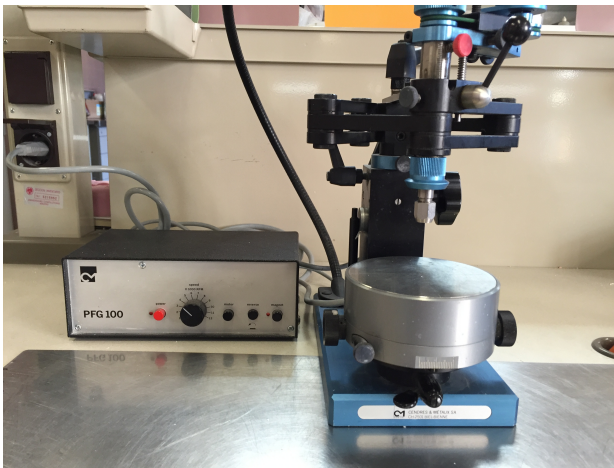
**Fig. 1. Torno de control numérico EMCO Turn 342. Taller Mecánico. Facultad CC Físicas U.C.M.**

Las probetas iban a ser perforadas para la colocación de los implantes, con los diámetros seleccionados para los respectivos implantes, que en este estudio serán de 3,75 mm.

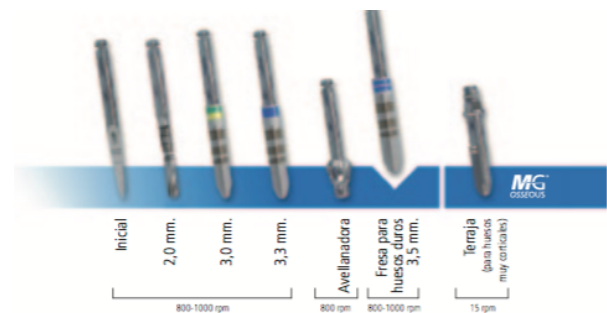
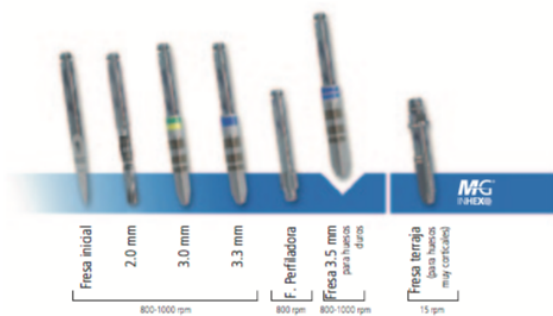
Para asegurarnos que todos los implantes sean colocados en el mismo punto central de la probeta, durante la mecanización de las mismas se marco un punto central. Una vez

teniendo 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 en la probeta, para asegurar la perforación uniforme y así evitar angulaciones de los implantes y por lo tanto de los pilares.

Para la perforación de las probetas se utilizó un sistema de fresado igual que para crear un lecho quirúrgico sobre el hueso, utilizado el sistema de fresado de la empresa Mozo-Grau, (Fig 2 y 3).



**Fig 2 y 3. Perforación del lecho en la probeta con la máquina paralelizadora.**

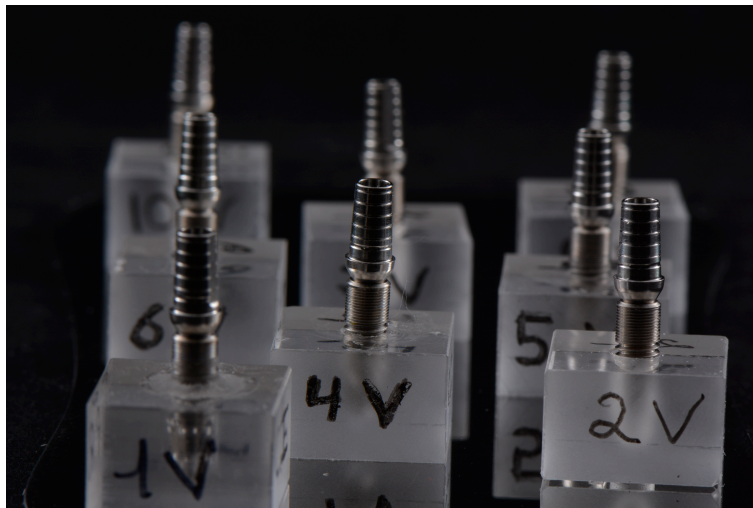


**Figs. 3 y 4. Secuencia de fresado para implantes MG-INHEX Y MG-OSSEUS con un diámetro de 3,75 mm.**

Los implantes fueron sumergidos en sus respectivas probetas de metacrilato, las mismas que serán utilizadas como base de retención del implante seleccionado, (Fig. 5).

Las bases de metacrilato presentan las siguientes características:

- Anchura: 15 mm.
- Altura: 10 mm.
- Profundidad: 15 mm.
- Perforación en el medio para la penetración del implante, cuyo diámetro es de: 37,5 mm.



**Fig. 5. Perforación de probetas. Vista de probetas con implantes sumergidos.**

## **4.2 COLOCACIÓN DE LOS PILARES.**

Todos los pilares fueron atornillados en sus respectivos implantes por el mismo operador de forma manual. El torque del atornillado dado al pilar fue el recomendado por el fabricante (30 Newtons), ejercido mediante una llave dinamométrica especializada de la casa Mozo-Grau (Fig. 6), de modo que el procedimiento puede ser comparable con el atornillado en clínica de los pilares en boca.



**Fig. 6. Llave dinamométrica para dar el torque a los pilares.**

### **4.3 CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS.**

La distribución de las probetas se realizó de forma aleatoria, creándose dos grupos de 10 especímenes cada uno, en función del tipo de conexión a analizar.

Cada implante tanto de conexión interna como externa, cuyas medidas son (3,75 x 11,00 mm), fue atornillado a un pilar recto para coronas cementadas de la siguiente manera: 10 pilares rectos para implantes de conexión externa, 10 pilares rectos para implantes de conexión interna.

Para la codificación de cada probeta se emplearon números y letras. La letras indican el tipo de conexión, denominando C.E para conexión externa, y C.I para conexión interna. El número representa el orden dentro de cada grupo, (Fig. 7).

Así pues, se clasificaron los grupos de la siguiente manera:

**Grupo CE:** implantes con conexión externa (Ticare Osseus, Mozo-Grau S.L, Valladolid, España), con pilar recto a torque a 30N.

**Grupo CI:** implantes con conexión interna (Ticare Inhex, Mozo-Grau S.L, Valladolid, España), con pilar recto a torque 30N.



**Fig. 7. Codificación de las probetas.**

#### **4.4 UN ÚNICO PILAR PARA DOS CONEXIONES DIFERENTES.**

Para el estudio se utilizaron dos tipos de implantes con conexiones diferentes de la casa Mozo-Grau, uno con conexión externa (MG-Osseus) y otro con conexión interna tipo cono morse (MG-Inhex).

El implante MG-Osseus 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. 8. Implante conexión externa (MG-Osseus).**

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

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



**Fig. 9. Implante de conexión interna tipo cono morse (MG-Inhex).**

Para la realización del estudio se utilizó un único pilar recto de la casa Mozo-Grau, tanto para la conexión interna como externa.

Para los implantes MG-INHEX, se colocó un pilar fijo hexagonal MG-INHEX ESTANDAR, la altura de este pilar varia de 1-4 mm, siendo utilizados en este estudio los pilares de 4 mm.

Este pilar consta de las siguientes características:

- Pilar de titanio grabado clase V.
- Para restaurar directo al implante, para unitarios o estructuras.
- Para cementar.
- Plataforma 2,80 mm.
- Diámetro de 4 mm.
- Destornillador: 1,25 mm hexagonal.



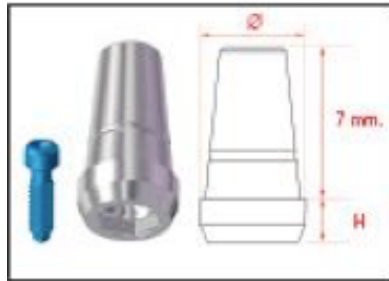
**Fig 10 y 11. Pilar fijo hexagonal MG-INHEX estándar.**

Para los implantes MG-OSSEUS, se colocó un pilar fijo hexagonal MG-OSSEUS ESTANDAR, al igual que en el INHEX la altura del pilar varia de 1-4 mm, siendo utilizado para este estudio el de 4 mm.

Las características de este tipo de pilar son:

- Pilar de titanio grabable grado V.

- Para restauraciones unitarias o estructuras.
- Pilar para cementado.
- Plataforma: 4,1 mm.
- Diámetro: 4,8 mm.
- Compatible con hexágono externo universal.
- Destornillador: 1,25 mm hexagonal.



**Fig 12. Pilar fijo hexagonal MG-OSSEUS estándar.**

## **4.5 ANÁLISIS DEL AJUSTE MARGINAL.**

Para la realización del análisis del ajuste marginal de la interfase pilar implante, la técnica seleccionada fue la microscopía electrónica de barrido (MEB) asistida por ordenador. De este modo se pudo analizar el ajuste del complejo pilar implante sin la necesidad de seccionar el espécimen por la mitad.

### **4.5.1 PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS.**

Para la observación de las muestras mediante el microscopio electrónico de barrido, todas las muestras deben cumplir algunos requisitos como son:

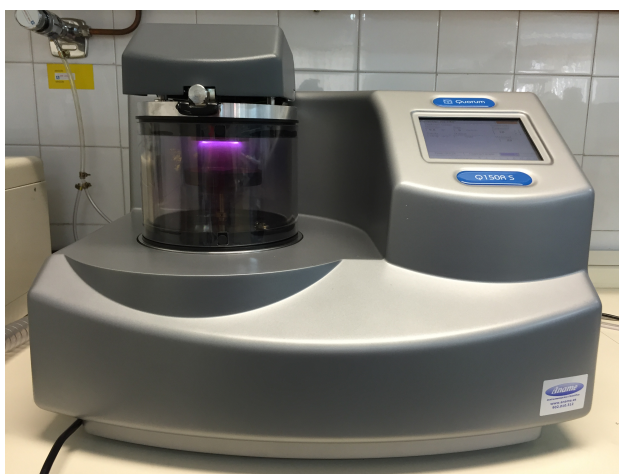
- Alta conductividad eléctrica
- Superficie lisa y limpia
- Fijación a un soporte portamuestras
- Estabilidad bajo el haz de electrones

Durante todo el procedimiento, las muestras fueron manipuladas con pinzas para no falsear los resultados. La preparación y medición de las muestras se realizaron en ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid.

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 que habilitada en el propio ICTS para la preparación de las muestras.

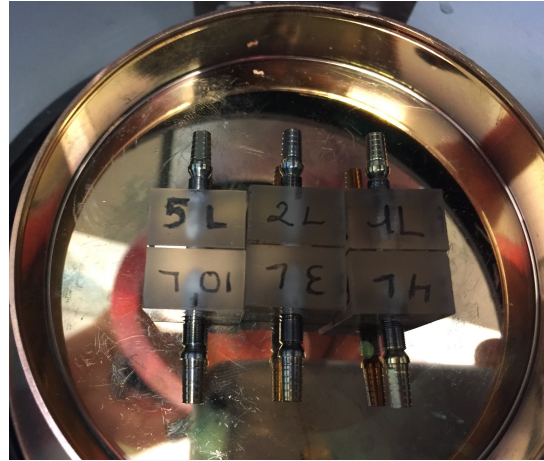
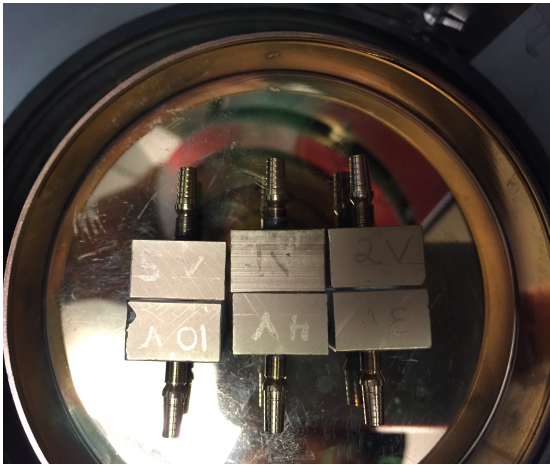
A continuación, se colocaron las probetas en grupos de seis en un portamuestras circular con suficiente espacio para abarcar este número de probetas.

Una vez que las muestras se encontraban preparadas en el portamuestras, se introdujeron en la metalizadora (Q15RS, Quorum Technologies Ltd, Reino Unido) (Fig. 13)



**Fig. 13. Metalizadora Quorum Q15RS.**

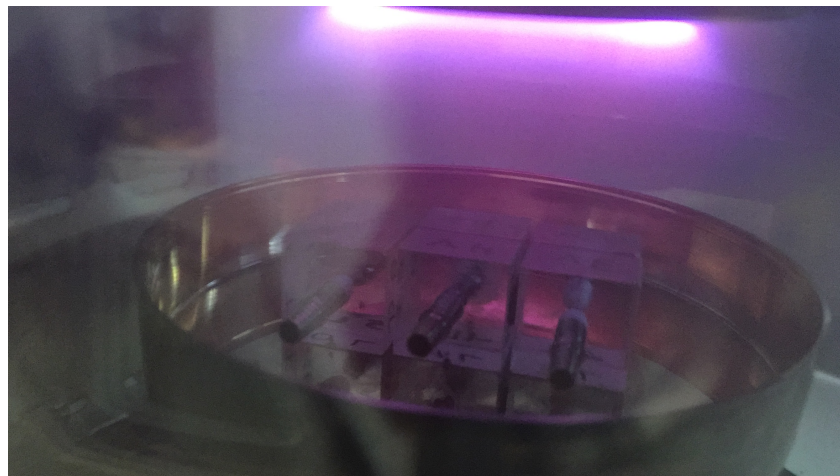
En un primer ciclo de metalización se metalizó la cara vestibular de las probetas, por lo tanto, todas las probetas se colocaron con la cara vestibular hacia arriba y la cara lingual en dirección al portamuestras. En un segundo ciclo de metalización, las probetas se giraron con unas pinzas de forma que la cara lingual quedase hacia arriba (Fig. 14 y 15). Cada grupo se sometió a dos ciclos de metalización.



**Fig. 14 y 15. Probetas en el portamuestras con la cara V y L hacia arriba.**

El metal conductor empleado para la metalización de las probetas fue el oro de 24 quilates y 19.32 g/m<sup>3</sup> de densidad, (Fig. 16).

Para poder llevar a cabo el recubrimiento metálico, la metalizadora debe realizar el vacío para habilitar la entrada de argón. El recubrimiento metálico se realizó a través de un proceso de electrodeposición. El tiempo de metalización seleccionado fue de cuatro minutos y el requerido, aproximadamente, para los procesos de vacío y entrada-salida de argón fue de tres minutos, por lo que el tiempo promedio de cada ciclo de metalización es aproximadamente de siete minutos. Las muestras fueron conservadas en una cámara de cristal seca y hermética hasta su observación en el MEB.



**Fig. 16. Metalización de las muestras.**

## 4.5.2 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 Universidad Complutense de Madrid, utilizando el microscopio electrónico de barrido JSM 6400 (JEOL, Tokyo, Japón). 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 microscopio electrónico de barrido 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.

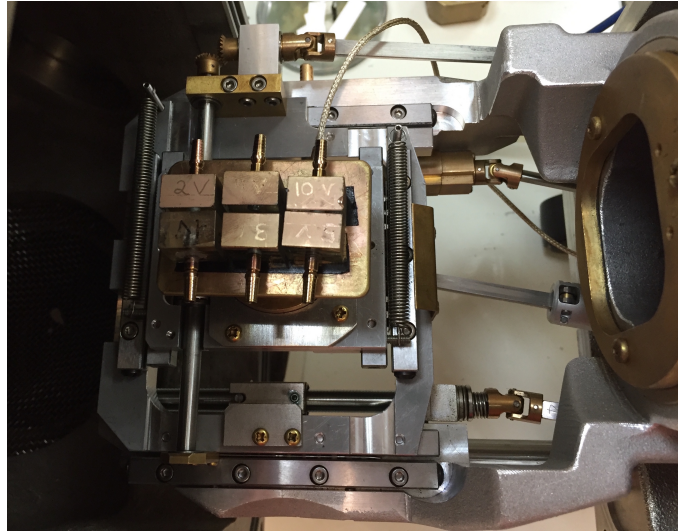
El microscopio electrónico de barrido JSM-6400 presenta una capacidad de magnificación entre 15 y 30.000 aumentos, una resolución de 3,5 nm y un voltaje variable entre 0,5 y 40 KV. Para la obtención de las imágenes se empleó la técnica de espectrometría por dispersión de energía de rayos X y la información fue recogida por el detector de dispersión de energía Link Pentafet (Oxford Instruments, Abingdom, Reino Unido), (Fig. 17).



**Fig. 17. MEB JSM 6400 Scanning Microscope (JEOL), fotografía obtenida del ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica.**

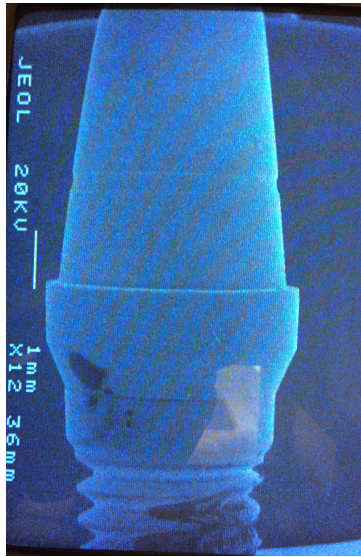
En el presente trabajo, para realizar las mediciones de la discrepancia en la interfase pilar-implante utilizando el MEB se optó por medir el desajuste vertical marginal, el cual se define como la discrepancia que hay entre el margen de la restauración (pilar) y el ángulo cavosuperficial de la preparación (implante), siguiendo los criterios establecidos por Holmes y cols. Se marcó un punto equidistante en todas las probetas, en la mitad de la cara vestibular y lingual, con un rotulador indeleble (Lumocolor permanent; Staedler Mars, Nuremberg, Alemania) para así asegurarnos de una medición uniforme en todos los especímenes y en los mismos puntos.

Se procedió a colocar y a posicionar las probetas en una mordaza portamuestras rectangular posicionando la cara V (vestibular) hacia arriba para llevar a cabo su examen. A continuación, se introdujo en el MEB con una angulación de 30° de forma que la interfase quedase perpendicular al eje óptico del microscopio y poder realizar la medición del desajuste marginal, (Fig. 18).



**Fig.18. Probetas introducidas en el MEB para su medición.**

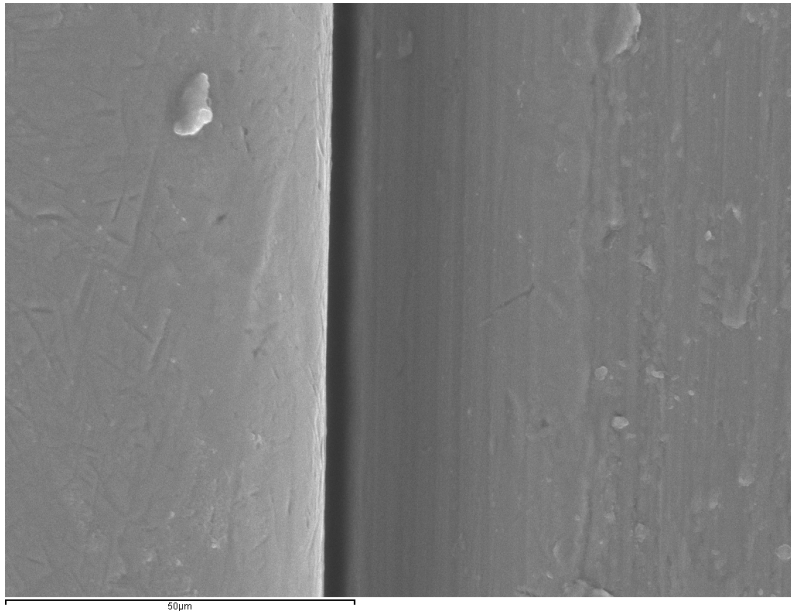
Una vez la muestra estuvo orientada y posicionada, se enfocó la imagen en la zona central previamente marcada. El enfoque se realizó a 1.000 aumentos para así obtener la fotografía de la cara V. A continuación a través de la herramienta “calipers” que ofrece el software (INCA Suite 4.04; Oxford Instruments) se obtuvo una segunda imagen en la que se introdujo una medida del ajuste marginal en micras. El mismo proceso se repitió para todas las mediciones de la cara vestibular de todas las probetas (Fig. 20 y 21). De igual manera, este proceso se repitió en el lado lingual de las veinte probetas.



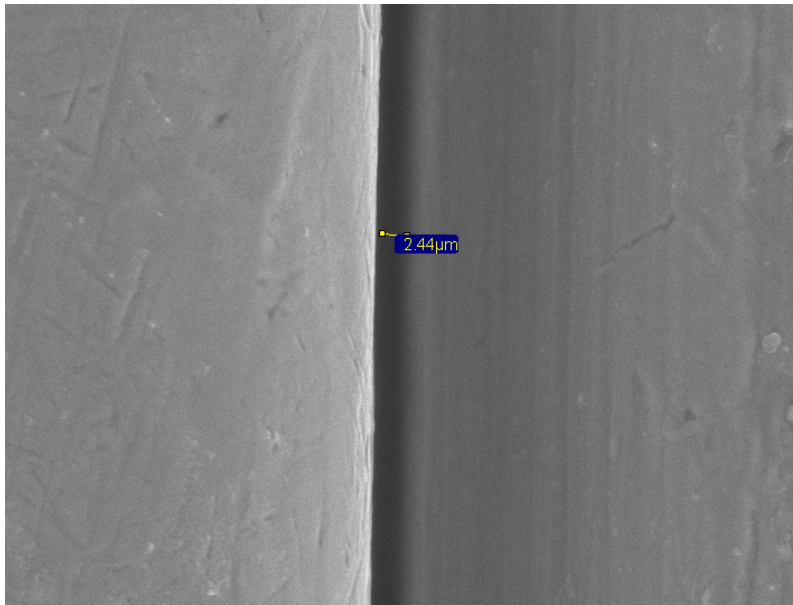
**Fig. 19. Imagen del complejo implante pilar mediante MEB a 12X.**

Todas las imágenes fueron captadas con una tensión de aceleración de 20 KV por el mismo operador, y tomadas a 1.000 aumentos. Estas imágenes se archivaban en formato digital TIFF y por duplicado empleando el programa INCA®. El primer archivo contenía la imagen captada por el MEB sin medición alguna y en el segundo correspondía a la medición realizada con la herramienta “calipper”.

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 y las letras V y L para identificar las caras examinadas. En total se obtuvieron un total de 40 fotografías digitales, 20 por grupo.



**Fig. 20. Imagen MEB. Magnificación 1.000X. Angulación 30°.**



**Fig. 21. Imagen MEB. Magnificación 1.000X. Angulación 30° Aplicación de la herramienta “calipers” (INCA ®).**

## 4.6 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 veinte probetas divididas en dos grupos de manera que el archivo contenía los valores almacenados.

Para la comprobación del ajuste a la normalidad de las variables se empleó el Test de Shapiro-Wilk.

Se observó el ajuste a la normalidad de las variables L (Lingual) y la diferencia entre vestibular y lingual (V-L), siendo los test empleados:

-Test de la t de Student para la comparación de los resultados del ajuste entre las caras V y L en el grupo CE y para comparar la cara L y la diferencia V-L entre CE y CI.

-Prueba de U de Mann-Whitney (Test de Wilcoxon de la suma de rangos) para la comparación de V y el valor medio de V y L entre ambos grupos.

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  $P \leq .05$ .

## **5 RESULTADOS**

Las variables planteadas en el presente estudio fueron las siguientes (**Tabla 2**):

VARIABLE	TIPO	DESCRIPCIÓN	CATEGORÍAS
<b>Tipo de Conexión</b>	<b>Independiente</b>	<b>Cualitativa nominal</b>	<b>-Interna -Externa</b>
<b>Posición</b>	<b>Dependiente</b>	<b>Cualitativa nominal</b>	<b>-Vestibular -Lingual</b>
<b>Ajuste</b>	<b>Dependiente</b>	<b>Cuantitativa continua</b>	

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.

## **5.1 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA.**

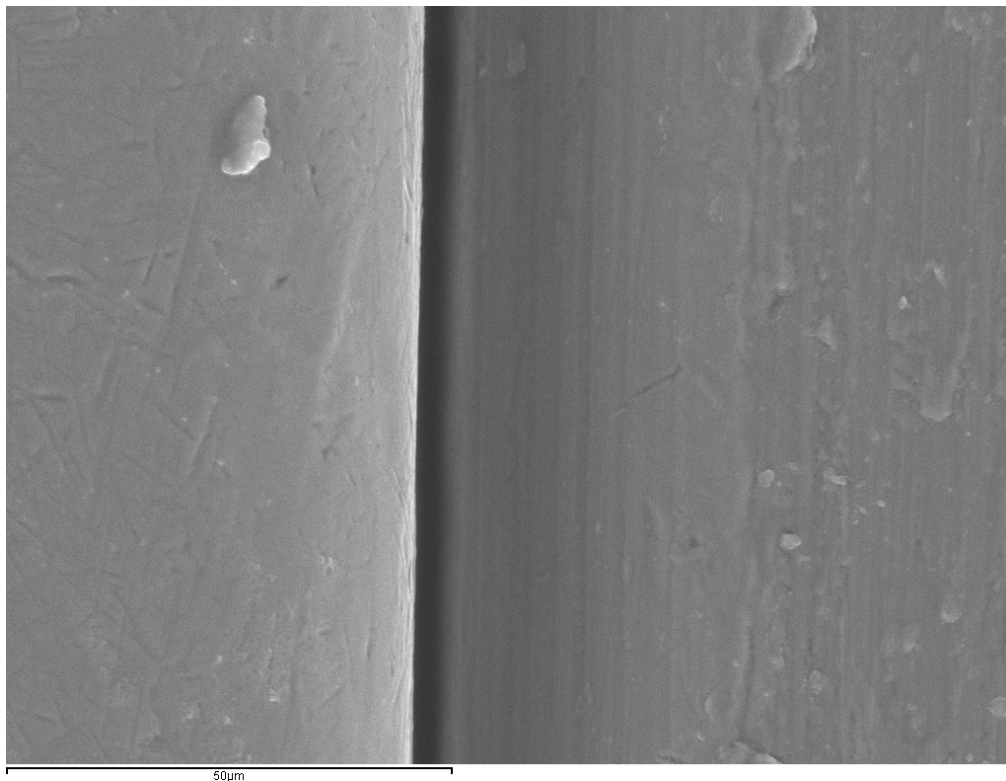
### **5.1.1 DISCREPANCIA SEGÚN EL TIPO DE CONEXIÓN.**

Al comparar los dos tipos de conexiones empleadas para el análisis del ajuste marginal, independientemente de la posición de medición, se observó que el grupo de conexión externa presentó los valores mas elevados de discrepancia, mientras que los valores de ajuste que presentaba el grupo de conexión interna era de 0  $\mu\text{m}$ . (Tabla 3, Figs. 22 y 23). Todos los valores se encuentran dentro de los clínicamente aceptables.

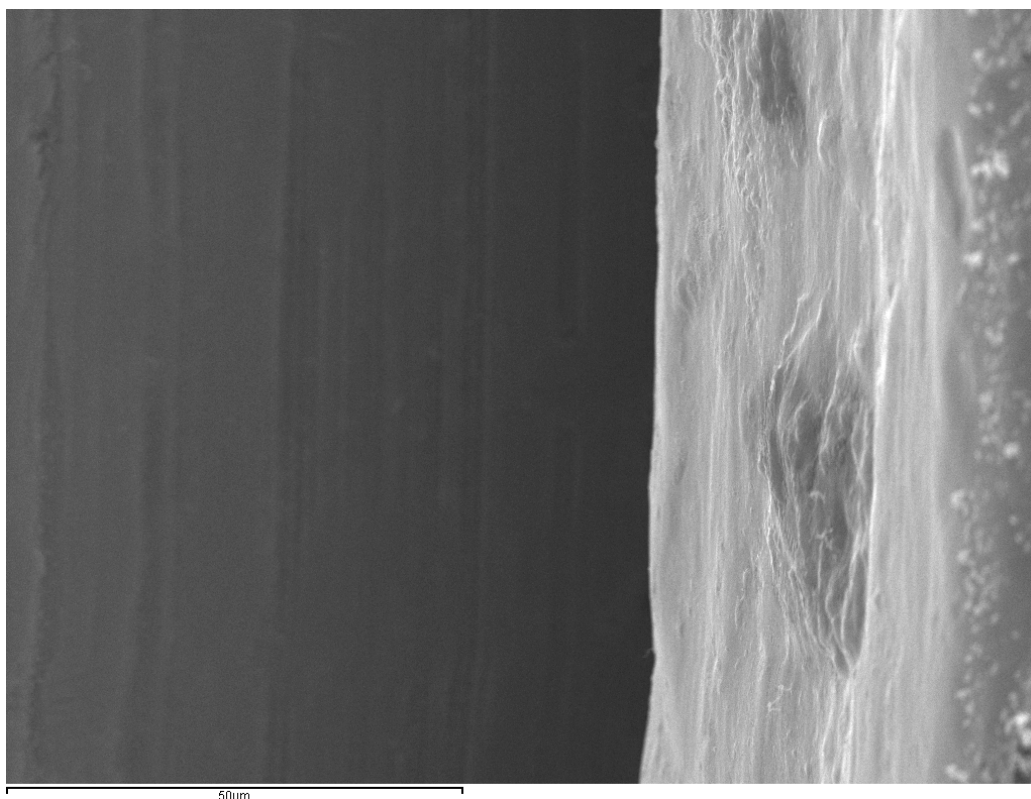
GRUPO	N	AJUSTE		
		Media	Mediana	DE
CE	10	4.44	3.50	3.74
CI	10	0	0	0

CE = Conexión externa, Ci = Conexión interna.

**Tabla 3. Media ( $\mu\text{m}$ ), mediana y desviaciones estándar (DE) del ajuste pilar-implante de los dos tipos de conexión analizados.**



**Fig. 22. Fotografía de MG-Osseus (C.E) a 1.000X.**



**Fig. 23. Fotografía de MG-Inhex (C.I), sellado hermético a 1.000X.**

### **5.1.2 DISCREPANCIA SEGÚN LA POSICIÓN.**

Las discrepancias marginales globales existentes entre la cara vestibular y lingual, sin tener en cuenta el tipo de conexión, muestran que existe un ajuste marginal en la cara vestibular ligeramente inferior al existente en la cara lingual. En todos los casos los valores estaban dentro del rango de clínicamente aceptable (Tabla 4).

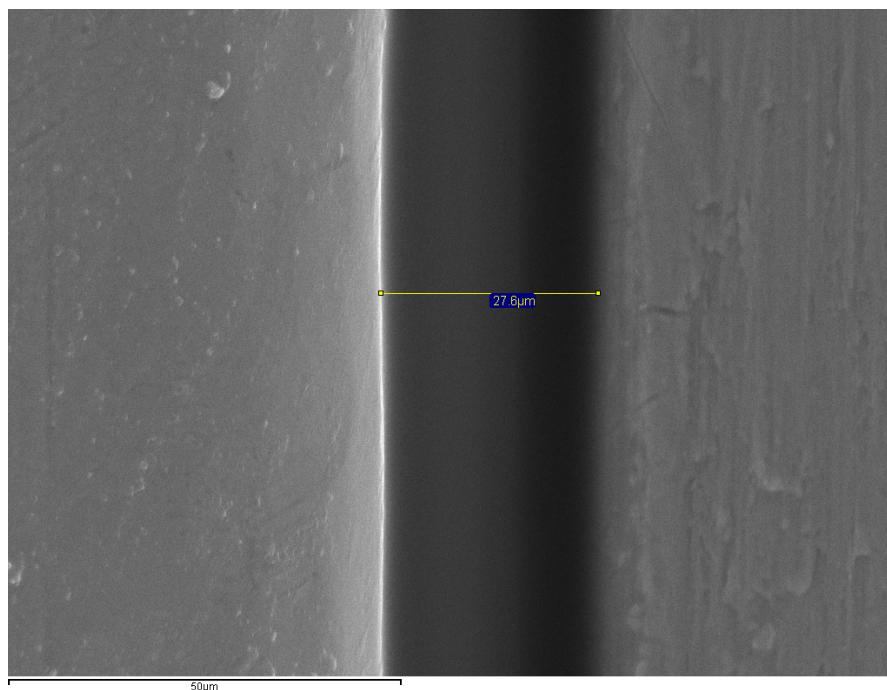
GRUPO	N	AJUSTE	
		Media	DE
V-L	20	-0.40	1.67

**Tabla 4. Media ( $\mu\text{m}$ ), y desviación estándar (DE) del ajuste pilar-implante entre los dos tipos de posiciones V (vestibular) y L (Lingual).**

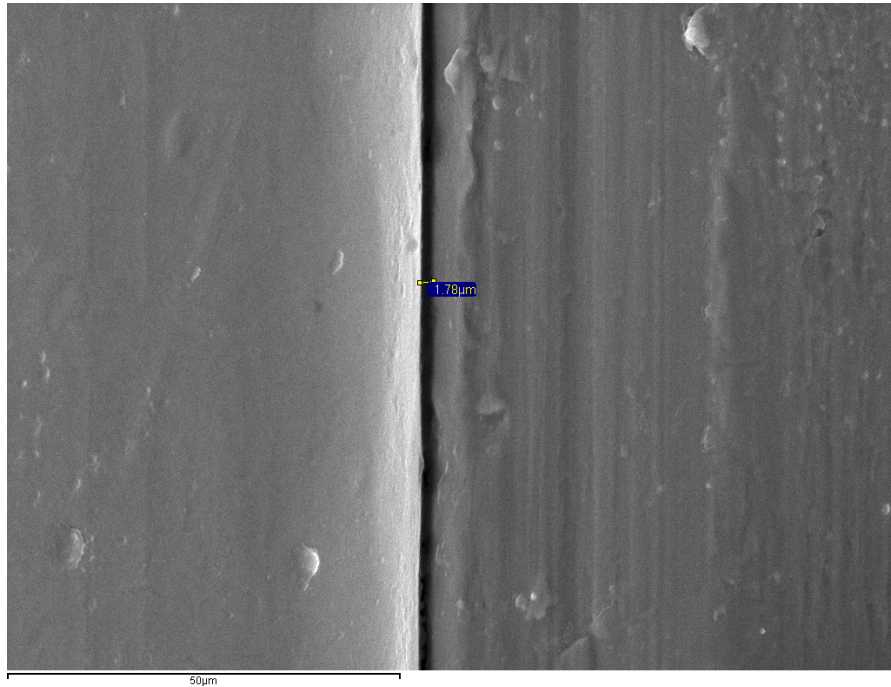
Las discrepancias marginales existentes entre la posición V y L dentro de cada grupo muestran que el único grupo que presenta una ligera diferencia entre V y L es el grupo CE, donde los valores de V son ligeramente inferiores a los L. En el grupo CI no hubo discrepancia en ninguna de las caras, siendo el ajuste de 0  $\mu\text{m}$ . (Tabla 5 y Figs. 24 y 25).

GRUPO	Posición	N	AJUSTE		
			Media	Mediana	DE
CE	V	10	4.04	2.26	3.84
	L	10	4.85	4.91	3.99
CI	V	10	0	0	0
	L	10	0	0	0

**Tabla 5. Media ( $\mu\text{m}$ ), mediana y desviaciones estándar (DE) del ajuste teniendo en cuenta la posición en la cara V (vestibular) y L (Lingual) y el tipo de conexión.**



**Fig. 24. Fotografía de la cara vestibular de la probeta número tres (C.E).**



**Fig. 25. Fotografía de la cara lingual de la probeta número tres (C.E).**

## **5.2 ESTADÍSTICA INFERENCIAL.**

### **5.2.1 PRUEBAS DE NORMALIDAD.**

En primer lugar, se procedió a comprobar la normalidad del grupo CE mediante los Test de Bondad de Ajuste. Se seleccionó el Test de Shapiro-Wilk para comprobar la normalidad o no de la muestra. Una vez aplicado el test, podemos determinar que la muestra presenta una distribución normal para L y V-L. (Tabla 6).

En el grupo CI no procede hacer pruebas de normalidad porque no hay varianza.

Grupo	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
V	,798	10	,014
L	,882	10	,137
V_L	,929	10	,435
VL	,835	10	,038

**Tabla 6. Test de normalidad para el grupo C.E.**

## 5.2.2 DISCREPANCIA SEGÚN EL TIPO DE CONEXIÓN.

### a) Discrepancia marginal global.

Al analizar la discrepancia entre ambos tipos de conexión, independientemente del lugar de medición (VL), tanto el test de la t de Student, como el test de la U de Mann-Whitney para muestras independientes pusieron de manifiesto diferencias estadísticamente significativas ( $P = 0.001$  y  $0.0001$  respectivamente) entre los dos tipos de conexión analizados.

El grupo que presentó los mejores ajuste fue el CI, siendo su ajuste de  $0 \mu\text{m}$ , es decir no hubo desajuste.

### b) Discrepancia marginal por caras.

Existieron diferencias significativas entre ambos tipos de conexión tanto para la cara vestibular ( $P=0.0001$ ), como para la cara lingual ( $P = 0.004$ ) entre ambos grupos.

El test de la t de Student demostró que no existieron diferencias significativas ( $P = 0.30$ ) entre los ajustes de la diferencia entre las caras vestibular y lingual entre ambos grupos (V-L).

En ambos casos el grupo que presentó los mejores ajuste fue el CI, siendo el ajuste tanto para la cara vestibular como para la lingual de 0  $\mu\text{m}$ .

### **5.2.3 DISCREPANCIA SEGÚN LA POSICIÓN.**

#### **a) Discrepancia marginal global entre caras.**

El test de la U de Mann-Whitney puso de manifiesto que no hubo diferencias significativas ( $P = 0.48$ ) entre las caras vestibular y lingual independientemente del tipo de conexión. Igualmente el test de la t de Student demostró que no existieron diferencias significativas ( $P = 0.3$ ) entre ambas caras.

#### **b) Discrepancia marginal por grupo.**

En el grupo CE el test de la t de Student puso de manifiesto que no existieron diferencias significativas ( $P = 0.30$ ) entre las caras vestibular y lingual.

En el grupo CI al no haber varianza, dado que las mediciones fueron en ambas caras de 0  $\mu\text{m}$ , no procedió la aplicación de test estadísticos para realizar la estadística inferencial.

## **6 DISCUSIÓN**

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, permitiéndonos 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.

En las últimas décadas este tipo de restauraciones 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, con lo cual, aportan alta estética, buen ajuste y a la vez resistencia a las fracturas de dichas restauraciones, contribuyendo así con el éxito del tratamiento (58).

Los sistemas de implantes presentan gaps o cavidades entre la interfase del pilar y el implante. 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 (58).

Esto es extremadamente importante, ya que la presencia de una interfase implica la posibilidad de acumulación de bacterias y sus metabolitos (59), además el paso de fluidos en la interfase pilar-implante genera los niveles más altos de células inflamatorias alrededor del tejido blando que rodea el implante y el pilar (9, 39).

La colonización bacteriana de la superficie del implante conduce a la presencia de cambios inflamatorios reversibles de los tejidos blandos circundantes y cuando este proceso inflamatorio afecta a los niveles de hueso que soportan al implante en función, se conoce como periimplantitis (52, 53). Se ha observado tanto in vitro como in vivo, que en aquellos sistemas con el pilar fijado mediante tornillo, las bacterias pueden penetrar en el lecho del implante como consecuencia de su filtración en la interfase pilar-implante (60, 61).

Otras consecuencias de un ajuste inadecuado en la interfase pilar-implante y una falta de adaptación pasiva entre la prótesis y el implante, son la fractura del microtornillo, del implante o del componente protésico (62).

Desde el punto de vista de la ingeniería mecánica, las discrepancias y los gaps entre componentes, son inevitables cuando dos partes diferentes se colocan juntas (63). Sin embargo, se han realizado esfuerzos para lograr una conexión entre implante y pilar firme. Numerosos estudios han determinado la medida del gap mediante microscopía electrónica (MEB).

Existe cierta controversia en la literatura sobre el valor de desajuste marginal considerado clínicamente aceptable, especialmente en restauraciones sobre múltiples implantes (58).

Duyck y cols en 2004 (56), obtienen que el tamaño promedio de desajuste entre el implante y el pilar es de 100  $\mu\text{m}$ . Binon y cols en 1995 (64), encontraron un gap marginal de 45  $\mu\text{m}$ , Takuma y cols en 2008 (63), reportaron valores promedio de microgaps que oscilan entre 2,3 a 5,6  $\mu\text{m}$ . Mientras que el promedio del gap encontrado en los implantes de conexión externa en este estudio fue de 4,4  $\mu\text{m}$ , y en los implantes de conexión interna el desajuste del gap fue cero.

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  $8^\circ$  crea un ajuste por fricción que cierra mecánicamente (40, 65, 66), 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  $11^\circ$ - $12^\circ$ . 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 (62).

La diferencia entre los dos tipos de conexiones, es que en la conexión externa presenta una área de sellado inferior comparado con implantes de conexión interna tipo como Morse.

También tienen paredes rectas que requieren un cierto grado de tolerancia entre la una y la otra para unirse a los pilares (4, 64, 67).

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 (68).

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 relacionada 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 articulación y maximizar la probabilidad de fracaso clínico (69).

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 articulación (70), por lo que el sistema de unión se puede mejorar apretando el tornillo del pilar posteriormente, (71-73).

Larrucea y cols en 2013 (62), encuentran que los niveles más bajos de microfiltración se producen en pilares apretados a 30 N de torque, donde la brecha es prácticamente inexistente para las conexiones de cono Morse y para las conexiones externas casi existe un sellado perfecto. Sus resultados revelaron la contaminación bacteriana a 20 Ncm y 30 Ncm, pero sin contaminación en 40 Ncm. Estos resultados demuestran que el aumento de los valores de torque de inserción en conexiones tipo cono Morse reducen las fugas bacteriana.

Recientemente, Smith y cols (74), en una revisión sistemática de la literatura, comparan sistemas tanto cónicos como convencionales de implante-pilar 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 pilares cónicos fueron superiores en términos de sellado, en la formación de microgaps, en el mantenimiento del torque, y la estabilidad del pilar.

La mayoría de estudios realizados anteriormente, que evalúan la discrepancia marginal en la interfase implante-pilar, utilizan la técnica de medición directa de las imágenes obtenidas a través del microscopio electrónico de barrido (MEB), para evaluar el ajuste marginal y el tamaño del microgap (63).

Un factor importante que puede influir los resultados en la medición del ajuste marginal es la zona de medición, es decir, la variación de los valores de medición en función del ángulo de observación (75). 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, al igual que en el presente estudio.

Así mismo, en el estudio de la unión implante-pilar con MEB, las diferencias entre los autores pueden debidas a la zona de la muestra donde se lleve a cabo la medición. 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 (76).

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, coincidiendo con los resultados del estudio.

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.. Estas diferencias pueden atribuirse a diferentes factores como pueden ser: la metodología empleada, el diseño del estudio o los materiales empleados (77-79).

Debido a la gran variedad existente de pilares y de implantes con diferentes tipos de conexiones, diferentes materiales de confección y formas variadas, se requieren más estudios en que se analice el comportamiento en lo que al ajuste 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 CONCLUSIONES**

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

1. El ajuste del complejo implante-pilar de los dos tipos de conexiones analizadas está dentro del rango de valores considerados clínicamente aceptables.
2. Existieron diferencias entre ambos tipos de conexión analizadas.
3. El grupo que presentó los mejores ajustes fue el de Conexión Interna, obteniéndose un sellado hermético, "ajuste por fricción en frío", siendo el gap 0  $\mu\text{m}$ .
4. No se observaron diferencias significativas entre las caras vestibular y lingual independientemente del tipo de conexión, ni para el grupo Conexión Externa.

## **8 BIBLIOGRAFÍA**

1. Kim TI. A tribute to Dr. Per-Ingvar Branemark. *J Periodontal Implant Sci.* 2014;44(6):265.
2. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
3. 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.
4. Hunt PR, Gartner JL, Norikin FJ. Choice of a dental implant system. *Compend Contin Educ Dent.* 2005;26(4):239-40, 42, 45-8 passim; quiz 51, 71.
5. 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.
6. 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.
7. 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.
8. 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.

9. 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.
10. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol*. 2001;72(9):1146-50.
11. Saini M, Singh Y, Arora P, Arora V, Jain K. Implant biomaterials: A comprehensive review. *World J Clin Cases*. 2015;3(1):52-7.
12. 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.
13. 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.
14. 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.
15. Misch CE. *Protesis dental sobre implantes*. Elsevier. 2015;2:65-95.
16. Chaturvedi TP. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian J Dent Res*. 2009;20(1):91-8.
17. Manivasagam G DD, Rajamanickam A. Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention - A Review. *Recent Patents on Corrosion Science*. 2010;2:40-54.

18. Tschernitschek H, Borchers L, Geurtsen W. Nonalloyed titanium as a bioinert metal--a review. *Quintessence Int.* 2005;36(7-8):523-30.
19. Lemons JE, Lucas LC, Johansson BI. Intraoral corrosion resulting from coupling dental implants and restorative metallic systems. *Implant Dent.* 1992;1(2):107-12.
20. JE L. Dental implant retrieval analyses. *J Dent Educ.* 1988;52(12):748-56.
21. Arvidson K, Cottler-Fox M, Hammarlund E, Friberg U. Cytotoxic effects of cobalt-chromium alloys on fibroblasts derived from human gingiva. *Scand J Dent Res.* 1987;95(4):356-63.
22. Hodosh M, Povar M, Shklar G. The dental polymer implant concept. *J Prosthet Dent.* 1969;22(3):371-80.
23. Hodosh M, Shklar G, Povar M. Current status of the polymer tooth implant concept. *Dent Clin North Am.* 1970;14(1):103-15.
24. Hodosh M, Shklar G, Povar M. Successful tooth implants and the polymer implant concept. *Trans Int Conf Endod.* 1973;5(0):45-59.
25. 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.
26. Hobkirk JA, Wiskott HW, Working G. Ceramics in implant dentistry (Working Group 1). *Clin Oral Implants Res.* 2009;20 Suppl 4:55-7.
27. 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.

28. Ozkurt Z, Kazazoglu E. Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol*. 2011;37(3):367-76.
29. Hoffmann O, Angelov N, Gallez F, Jung RE, Weber FE. The zirconia implant-bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(4):691-5.
30. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont*. 2009;18(1):17-22.
31. Mallat E. Métodos clínicos para valorar el ajuste de las prótesis sobre implantes. <http://www.geodentalnet/article-5168.html>. 2002.
32. Balshi TJ. Osseointegration and orthodontics: modern treatment for congenitally missing teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1993;13(6):494-505.
33. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl*. 1985;28:63-9.
34. 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.
35. 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.
36. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(5):620-5.

37. Yeo IS, Lee JH, Kang TJ, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, et al. 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.
38. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*. 2003;89(4):346-51.
39. Brogгинi N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res*. 2006;85(5):473-8.
40. 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.
41. 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.
42. Raico-Gallardo YN H-LI, Díaz-Saravia. Diferentes sistemas de pilares protésicos sobre implantes. *Estomatol Herediana*. 2011;21(3):159-65.
43. Sartori IM BS, Molinari A, Hermann C, Thomé G. Intermediarios para implantes cono Morse: selección y utilización. *J Ilapeo*. 2010.
44. 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.

45. 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.
46. 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.
47. 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.
48. Zimmer plastic temporary upgrades include angled design. *Implant Tribune.* 2010;5(2):19.
49. 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.
50. 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.
51. 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.
52. Orsini G, Fanali S, Scarano A, Petrone G, di Silvestro S, Piattelli A. Tissue reactions, fluids, and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(2):283-6.

53. Proff P, Steinmetz I, Bayerlein T, Dietze S, Fanghanel J, Gedrange T. Bacterial colonisation of interior implant threads with and without sealing. *Folia Morphol (Warsz)*. 2006;65(1):75-7.
54. 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.
55. Faot F, Suzuki D, Senna PM, da Silva WJ, de Mattias Sartori IA. Discrepancies in marginal and internal fits for different metal and alumina infrastructures cemented on implant abutments. *Eur J Oral Sci*. 2015;123(3):215-9.
56. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(2):249-57.
57. Duyck J, Vrielinck L, Lambrichts I, Abe Y, Schepers S, Politis C, et al. 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.
58. Vizoso B. Evaluación in vitro de la precisión de ajuste de pilares sobre implantes con conexión hexagonal interna. Trabajo Fin de Máster 2012. Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid.
59. 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.
60. Nascimento C, Ikeda LN, Pita MS, Pedroso e Silva RC, Pedrazzi V, Albuquerque RF, et al. 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.

61. 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.
62. 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.
63. 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.
64. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996;9(6):511-9.
65. 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.
66. 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.
67. 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.
68. 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.

69. 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.
70. 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.
71. 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.
72. 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.
73. 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.
74. 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.
75. Kano SC BP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;6(22):879-85.
76. Pérez C. Evaluación in vitro de la precisión de ajuste de pilares sobre implantes con conexión hexagonal interna y externa. Trabajo Fin de Máster 2013. Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid.

77. 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.

78. 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.

79. 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.

## **9 ANEXOS**



## 9.2 PRUEBAS ESTADÍSTICAS.

### Pruebas de normalidad del Grupo CE.

#### Pruebas de normalidad.

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V	,309	10	,007	,798	10	,014
L	,179	10	,200	,882	10	,137
V_L	,176	10	,200	,929	10	,435
VL	,276	10	,029	,835	10	,038

#### Estadísticos.

		V	L	V_L	VL
N	Válido	10	10	10	10
	Perdidos	0	0	0	0
Media		4,0460	4,8530	-,8070	4,4495
Error estándar de la media		1,21716	1,26304	,74471	1,18310
Mediana		2,2600	4,9150	-,6100	3,5050
Desviación estándar		3,84901	3,99407	2,35499	3,74129
Mínimo		,66	,00	-4,96	,72
Máximo		11,50	10,06	2,10	10,45
Percentiles	25	1,3225	,7650	-2,3075	1,1100
	50	2,2600	4,9150	-,6100	3,5050
	75	8,3000	9,5500	1,1375	9,1575

## Interpretación.

Diferencias estadísticamente significativas entre los grupos Ce y CI para las variables V (p:0,009) L (p:0,004) y VL (media de VL) (0,004).

## Prueba T de Student.

### Estadísticas de muestra única.

	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
V	10	4,0460	3,84901	1,21716
L	10	4,8530	3,99407	1,26304
V_L	10	-,8070	2,35499	,74471
VL	10	4,4495	3,74129	1,18310

### Prueba de muestra única.

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V	3,324	9	,009	4,04600	1,2926	6,7994
L	3,842	9	,004	4,85300	1,9958	7,7102
V_L	-1,084	9	,307	-,80700	-2,4917	,8777
VL	3,761	9	,004	4,44950	1,7731	7,1259

## Pruebas no paramétricas.

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,005	Rechace la hipótesis nula.
2	La mediana de VL es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,005	Rechace la hipótesis nula.

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

## GRUPOS CE CI.

### Pruebas de normalidad.

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V_L	,317	20	,000	,810	20	,001

## Pruebas no paramétricas. NO HAY DIFERENCIAS EN V Y L.

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,333	Conserve la hipótesis nula.

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

### Estadísticos

V\_L

N	Válido	20
	Perdidos	0
Media		-,4035
Error estándar de la media		,37406
Desviación estándar		1,67285
Mínimo		-4,96
Máximo		2,10
Percentiles	25	-,8550
	50	,0000
	75	,0000

## Grupos CE y CI.

### Pruebas no paramétricas.

#### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
3	La distribución de V_L es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,481 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
4	La distribución de VL es la misma entre las categorías de GRUPO.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.

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

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

## Prueba T.

### Estadísticas de grupo

	GRUPO	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
V	CE-PR	10	4,0460	3,84901	1,21716
	CI-PR	10	,0000	,00000	,00000
L	CE-PR	10	4,8530	3,99407	1,26304
	CI-PR	10	,0000	,00000	,00000
V_L	CE-PR	10	-,8070	2,35499	,74471
	CI-PR	10	,0000	,00000	,00000
VL	CE-PR	10	4,4495	3,74129	1,18310
	CI-PR	10	,0000	,00000	,00000

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
V	Se asumen varianzas iguales	30,149	,000	3,324	18	,004	4,04600	1,21716	1,48883	6,60317
	No se asumen varianzas iguales			3,324	9,000	,009	4,04600	1,21716	1,29258	6,79942
L	Se asumen varianzas iguales	35,159	,000	3,842	18	,001	4,85300	1,26304	2,19946	7,50654
	No se asumen varianzas iguales			3,842	9,000	,004	4,85300	1,26304	1,99582	7,71018

V_L	Se asumen varianzas iguales	22,907	,000	-1,084	18	,293	-,80700	,74471	-2,37158	,75758
	No se asumen varianzas iguales			-1,084	9,000	,307	-,80700	,74471	-2,49166	,87766
VL	Se asumen varianzas iguales	28,354	,000	3,761	18	,001	4,44950	1,18310	1,96390	6,93510
	No se asumen varianzas iguales			3,761	9,000	,004	4,44950	1,18310	1,77314	7,12586