



**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

DEPARTAMENTO ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)

**EVALUACIÓN IN VITRO DE LA
PRECISIÓN DE AJUSTE DE PILARES
SOBRE IMPLANTES CON
CONEXIÓN HEXAGONAL INTERNA**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
Máster en Ciencias Odontológicas**

BEATRIZ VIZOSO NOVAL

2012

EVALUACIÓN IN VITRO DE LA PRECISIÓN DE AJUSTE DE PILARES SOBRE IMPLANTES CON CONEXIÓN HEXAGONAL INTERNA

Trabajo de Investigación
Máster en Ciencias Odontológicas

Beatriz Vizoso Noval

Tutores:

Profa. Dra. M^a Jesús Suárez García

Profa. Dra Esther Gonzalo Íñigo

Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

MADRID, 2012

ÍNDICE

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 1. | INTRODUCCIÓN | 4 |
| | 1.1 INTRODUCCIÓN | 5 |
| | 1.2. BIOMECÁNICA EN PRÓTESIS FIJA SOBRE IMPLANTES | 7 |
| | 1.3. ALEACIONES EN IMPLANTOPRÓTESIS | 10 |
| | 1.3.1. Concepto de aleación | 10 |
| | 1.3.2. Aleaciones de titanio | 10 |
| | 1.4. CERÁMICAS DENTALES CIRCONIOSAS | 15 |
| | 1.5. AJUSTE Y PASIVIDAD | 18 |
| | 1.5.1. Pasividad de la estructura protésica | 18 |
| | 1.5.2. Ajuste de las estructuras protésicas | 18 |
| | 1.5.3. Concepto y tipos de ajuste marginal | 19 |
| 2. | HIPÓTESIS DE TRABAJO | 24 |
| 3. | JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS | 26 |
| 4. | MATERIAL Y MÉTODOS | 29 |
| | 4.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS | 30 |
| | 4.2. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS | 31 |
| | 4.3. TRES TIPOS DE PILARES Y UN TIPO UNICO DE IMPLANTE | 32 |
| | 4.4. COLOCACION DE PILARES | 36 |
| | 4.5. ANALISIS DEL AJUSTE MARGINAL | 37 |
| 5. | RESULTADOS | 44 |
| | 5.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA | 45 |
| | 5.1.1. Discrepancia pilar-implante | 46 |
| | 5.1.2. Discrepancia entre caras | 49 |
| 6. | DISCUSIÓN | 50 |
| 7. | CONCLUSIONES | 57 |
| 8. | BIBLIOGRAFÍA | 59 |
| 9. | ANEXO | 68 |
| | 9.1. PLANO PARA LA CONFECCIÓN DE LA PROBETA | 69 |

1. INTRODUCCIÓN

1.1. INTRODUCCIÓN

Desde los tiempos más antiguos, el hombre ha procurado reponer las ausencias dentarias, empleando gran variedad de materiales y procedimientos, que se han visto modificados en las últimas décadas¹

No podemos obviar que el acontecimiento odontológico más importante en este sentido, es sin lugar a dudas, la sustitución de piezas dentarias perdidas por otras artificiales implantadas en los huesos maxilares.

Cuando comienza la utilización clínica de los implantes hacia 1.965 como un modalidad terapéutica en odontología para la rehabilitación protética del edentulismo, en principio se consideraba limitada a los casos de ausencias dentarias completas mandibulares. De este modo, los implantes planteaban una alternativa protésica en aquellas situaciones difíciles de desdentados totales con acusada reabsorción del reborde residual mediante sobredentaduras.

A medida que se fueron realizando estudios clínicos, las indicaciones fueron ampliándose a sobredentaduras superiores, rehabilitaciones fijas totales tanto inferiores como superiores, siguiendo con casos de edentulismo parcial² hasta llegar a las reposiciones unitarias, técnica empleada por Jemt³ en torno a 1.985.

Es importante conocer claramente cuál es la misión última del implante, de forma que no sea entendido como un simple sustituto del diente perdido, sino como elemento retenedor de una restauración o supraestructura protésica.

Todo lo expuesto revela que nos encontramos en un momento importante en el desarrollo de la prótesis sobre implantes, en el que se está produciendo una concentración en el estudio de los componentes de anclaje y aditamentos protésicos. Dado el creciente número de pacientes que solicitan prótesis bucales retenidas por implantes, es necesaria una visión crítica y extensa de las posibilidades terapéuticas disponibles en el presente⁴

La durabilidad de una implantoprótesis está relacionada en gran medida con el ajuste de los elementos que la integran y las propiedades biomecánicas asociadas al conjunto que forman sus componentes, es decir; su capacidad de responder como un todo frente a las fuerzas a las que la rehabilitación va a ser sometida.

Dado que el presente trabajo de investigación se centra en el estudio del ajuste de diferentes tipos de pilares sobre un mismo tipo de implante, y una vez subrayada la repercusión del ajuste pasivo sobre la biomecánica de la implantoprótesis, consideramos oportuno sintetizar en este apartado el concepto de biomecánica y los principios sobre los que se fundamenta, para comprender en qué grado y de qué forma el ajuste puede influir en la misma.

1.2. BIOMECÁNICA EN PRÓTESIS FIJA SOBRE IMPLANTES

La biomecánica se basa en la aplicación de los principios y métodos físicos a los sistemas biológicos y determina las cargas y deformaciones que tienen lugar en el complejo estomatognático como resultado de la actuación de fuerzas funcionales y parafuncionales.

Cuando se inserta un implante se crean unas relaciones definitivas de emplazamiento, eje y profundidad de la fijación. De este modo, y a pesar de que el nivel de carga tolerable del lecho óseo periimplantario no se conoce con exactitud, todas las restauraciones protésicas implantosoportadas se rigen por un mismo principio: para obtener una supraestructura con funcionamiento biomecánico óptimo, es imprescindible situar los implantes en la arcada de un modo estático y favorable desde el punto de vista técnico y protésico, lo que evidencia una vez más la importancia de la planificación ⁵.

Aunque la probabilidad de una respuesta adaptativa de la interfase oseointantaria frente a las cargas oclusales todavía resulte un tanto desconocida (sobre todo en los estadíos iniciales), en el momento actual se puede constatar que la osteointegración es un hecho cierto y unánimemente aceptado; pero no se debe olvidar, como señaló Albrektsson en 1.995⁶, que depende de una serie de características como: biocompatibilidad de la fijación, diseño, superficie del implante, estado del lecho óseo, técnica quirúrgica y cargas a las que va a ser sometido el implante.

Está demostrado que el mayor porcentaje de pérdida de implantes se registra en el primer año de vida después de ser descubiertos, concretamente entre el segundo y el noveno mes, es decir, cuando se cargan los implantes o cuando se les transmiten fuerzas a los mismos⁷, lo que justifica la trascendencia de la confección de una prótesis correcta.

Por tanto, la biomecánica clínica guarda una importante relación con la viabilidad a largo plazo de los implantes dentales y los componentes protésicos de la restauración.

Se puede considerar que la biomecánica de las supraestructuras protésicas consiste en el comportamiento físico de las prótesis fundamentado en tres principios^{2,8}: retención, soporte y estabilidad.

A continuación se describe cada uno de ellos para el caso de las prótesis fijas implantosoportadas.

a/ Retención, definida como la capacidad que deben poseer las prótesis para que no se produzca su extrusión, y por tanto su desestabilización en el sentido de inserción. Entre los principales aspectos que influyen en la retención, resistencia y asentamiento de las prótesis fijas sobre los pilares de implantes, destacan los siguientes⁴:

- Resistencia de los pilares, que se opone al desprendimiento de las prótesis bajo las fuerzas ejercidas en dirección apical, oblicua y horizontal. Las causas que con mayor frecuencia provocan el aflojamiento de las prótesis en relación a la resistencia, suelen ser la presencia de espacios muy separados y extremos libres o cantiléver, la unión de pilares naturales móviles a implantes, las cargas de desviación, las cargas horizontales resultantes del diseño oclusal y los hábitos parafuncionales, sobre todo el bruxismo.

- Convergencia de las paredes del pilar, para las cuáles se establece un valor óptimo de entre 6 y 8 grados. Una convergencia inferior a 6 grados plantea problemas en el asentamiento, mientras que cuando supera 8 grados determina una pérdida de retención.

- Superficie, altura y rugosidad, siendo mayor la retención en la medida que aumentan la superficie y la altura del pilar. Un pilar de implante para cementar suele tener un diámetro de 4 mm (lo que supone un grosor mínimo, ya que equivale a un incisivo inferior preparado), y una altura de 5 a 7 mm. Un incremento de dos milímetros en la altura, supone un aumento del 40% en la retención. En rehabilitaciones cementadas, la rugosidad superficial es otro factor que potencia la retención de la supraestructura. (Se estima que la rugosidad adecuada es de aproximadamente 0,2 μm). Algunos pilares para cementar vienen preparados con unas rieleras separadas un milímetro entre sí,

lo que además de favorecer la retención, ayuda a determinar la altura correcta de los pilares.

- Vía de inserción, que se hace más compleja cuanto mayor es el número de pilares, puesto que difícilmente todos ellos presentarán un paralelismo absoluto.

b/ Soporte o capacidad que tienen las prótesis para resistir las fuerzas de intrusión que actúan sobre ellas. En el caso de las prótesis fijas sobre implantes, el soporte viene dado por los implantes y por la densidad ósea del maxilar en que se han colocado las fijaciones.

Es importante subrayar que la necesidad de lograr un soporte adecuado para las restauraciones posteriores puede requerir el uso de fijaciones anchas o de implantes angostos unidos con el fin de incrementar la superficie de contacto hueso-implante. La decisión que se tome dependerá de ciertos condicionantes; entre ellos el espesor del reborde alveolar, la altura del hueso disponible para el implante, y la longitud clínica de la corona^{2,8}.

c/ Estabilidad o capacidad de las prótesis de oponerse a fuerzas horizontales o de cizallamiento y rotación. En las prótesis fijas la estabilidad disminuye cuando aparecen extensiones en voladizo, ménsulas o cantiléver, que generan tracción y torque en las fijaciones, de modo que en las atornilladas aumenta la probabilidad de fractura del tornillo de retención protésico⁹. El modelo oclusal mutuamente protegido con el que suelen realizarse las rehabilitaciones fijas sobre implantes contribuye en buena medida a la estabilidad¹⁰.

Las prótesis fijas sobre implantes presentan un comportamiento biomecánico distinto en función del propio sistema de unión de la supraestructura a los pilares, ya sean tornillos o cemento, lo que justifica el hecho de que ambos tipos de rehabilitación presenten diferentes ventajas e inconvenientes en cuanto a su respuesta a las cargas.

1.3. ALEACIONES EN IMPLANTOPRÓTESIS

1.3.1.- Concepto de aleación

Las propiedades mecánicas de un metal puro resultan generalmente insuficientes para su aplicación odontológica, lo que fundamentalmente se debe a dos hechos principales. El primero es que la adición de impurezas a un metal puro lo endurece, mientras que el segundo se refiere a la facilidad que presentan los metales para formar entre ellos soluciones líquidas y sólidas de concentración más o menos conocida.

De este modo, si por medio de la fusión dos o más metales forman una fase líquida (en la que la parte homogénea de un sistema está separada físicamente de las otras), se obtiene posteriormente por la solidificación de dicha fase líquida, una “aleación”; es decir, un metal macroscópicamente homogéneo que, por analogía con las soluciones líquidas, se denomina “solución sólida” y además mejora las propiedades de los metales puros que combinados originan dicha aleación¹¹.

1.3.2.-Aleaciones de titanio

El titanio es un metal reactivo que se extrae a partir de minerales como la menachanita (descubierto en el siglo XVIII por W. Gregor); el rutilo de titanio (forma natural del bióxido de titanio o TiO_2); o de la ilmenita (titanio de hierro). Los más utilizados actualmente son el rutilo y la ilmenita¹². El titanio comercialmente puro, que es el empleado con mayor frecuencia para la confección de prótesis¹³, incorpora además cantidades mínimas de oxígeno, nitrógeno, hidrógeno, hierro y carbono durante los procedimientos de purificación. Estas pequeñas adiciones modifican las propiedades físicoquímicas del titanio, lo que justifica la existencia de cuatro tipos o grados de este metal (según la clasificación propuesta por la A.S.T.M. o American Society of Testing and Materials¹⁴).

No existen indicaciones exclusivas de cada uno de estos grupos para determinados tipos de prótesis, aunque debido a la diferencia de sus propiedades puede haber ciertas preferencias a la hora de seleccionar un grado u otro de titanio en la confección de ciertos diseños.

El titanio puro de grado I se emplea en barras sobre implantes¹⁵; el titanio puro de mercado grado II (Ti CP 2) se aconseja para las restauraciones fijas sometidas a pequeños esfuerzos mecánicos¹⁶, así como para la fabricación de cofias en coronas individuales y puentes de pequeña extensión mecanizados y diseñados mediante el sistema Procera^{17,18}. El titanio de grado IV (Ti CP 4) se utiliza para la elaboración de prótesis parciales removibles sometidas a mayores cargas. Además del titanio puro se puede emplear alguna de sus aleaciones como: Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu, Ti-30Pd^{17,19}, fundamentalmente la primera.

Actualmente se dispone de dos técnicas diferentes para procesar el titanio: la técnica del mecanizado, desarrollada por el Andersson en 1.983 con el sistema Procera que combina la tecnología CAD/CAM con la electroerosión; y la técnica del colado a la cera perdida^{17,20}.

A su vez, el colado puede realizarse mediante dos procedimientos, bien por centrifugado^{13,17,20,21} que emplea fuentes de fusión más potentes que las habituales para colar metales convencionales; o en otros casos con sistemas de presión-vacío o "skull-melting"^{13,17,22}, que actualmente son los de elección porque garantizan la consecución de una atmósfera sin contaminación para proporcionar colados correctos. Tras analizar los resultados del estudio de diferentes máquinas de colado del tipo presión-vacío de las casas Morita®^{17,23}, Schütz®^{17,24} y Dentaurum®^{17,23} se concluye que la fuente de fusión Cyclarc® de la casa Morita® es la que proporciona colados más exactos^{17,23}.

A/ PROPIEDADES FÍSICAS

En general, las propiedades físicas del titanio son similares a las de las aleaciones de oro, pero inferiores a las de las restantes aleaciones metálicas convencionales^{14,25}.

La densidad del titanio es menor que la de otras aleaciones como el oro, el níquel-cromo o el cobalto-cromo²⁶. El peso específico del titanio empleado en los colados es de 4.5 g/cc Esta característica permite realizar prótesis más ligeras y cómodas^{27,28}.

El titanio tiene un bajo módulo de elasticidad¹² por lo que las estructuras coladas con este metal son menos rígidas que las de cobalto-cromo.

En prótesis fija, dicho módulo de elasticidad (110G N/m²), que se aproxima al de las aleaciones de oro tipo IV, representa una ventaja en el proceso de *ajuste* oclusal o si fuera necesario levantar una prótesis cementada por algún motivo²⁹.

Las aleaciones de titanio presentan gran resistencia a la fatiga; a la tensión y deformación³⁰; y gran ductilidad. Sin embargo, el titanio posee una baja resistencia a la torsión en comparación con las aleaciones de metales base. La rigidez del material es baja, al igual que sucede con las aleaciones de oro, ya que el módulo de elasticidad de Young es la mitad del correspondiente a las aleaciones de metales no preciosos como el cobalto-cromo o el níquel-cromo. Por ello, para evitar la deformación de las prótesis se debe sobredimensionar el tamaño de las piezas que las componen.

El titanio muestra una microdureza favorable²⁷ de 210 V.H.N. en la escala Vickers (frente a los 600 V.H.N. de la porcelana). Según otros autores la dureza Vickers del titanio se sitúa entre 60 y 130 V.H.N., valores comparables con los de las aleaciones de oro o de níquel-cromo, pero menores que los de cobalto-cromo.

Este parámetro es importante ya que refleja la facilidad con la que se puede pulir el metal y la medida en que resistirá dicho pulido³¹.

El punto de fusión del titanio puro es de 1.668°C, valor que se sitúa muy por encima de las aleaciones dentales convencionales. Sin embargo, dicho punto

de fusión puede ser modificado por los diferentes metales que intervienen en las aleaciones de este material³¹.

En cuanto a la dilatometría térmica del titanio, su bajo coeficiente de expansión térmica (α), se traduce en menos cambios dimensionales durante las oscilaciones de temperatura, es decir, mayor exactitud y precisión dimensional o ajuste durante los diferentes requerimientos clínicos. Para el titanio, α (coeficiente medio de dilatación lineal) = $8.4 - 10.8 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$. Por ello, es necesario recordar que deben utilizarse porcelanas cuyo α sea menor de $8.5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ sobre estructuras de titanio^{12,14,33}. Dada la incompatibilidad de la fusión del titanio con las porcelanas dentales convencionales, se han desarrollado porcelanas de baja fusión para que el titanio se una a la porcelana a menos de 800°C . Si dicha unión se realizara a mayor temperatura se formaría una gruesa capa de óxido de titanio.

Con una micra de grosor la capa de óxido se desprende espontáneamente de la superficie debido al estrés inducido por la diferencia de volúmenes entre el titanio y su capa oxidada.

Finalmente, el titanio posee una baja conductividad térmica (21.4 W/mK a $125 \text{ } ^\circ\text{C}$). Si se toma en consideración que la capacidad de conducción del calor de las aleaciones nobles altas se encuentra en un rango entre 120 y 300 W/mK , mientras que el mismo valor para el esmalte intacto se sitúa en torno a 0.88 W/mK ; es evidente que el titanio puede considerarse un metal de características significativamente más fisiológicas, ya que conduce las agresiones térmicas en menor medida.

En caso extremo, una pieza de oro dental puede conducir el calor hasta 14 veces más intensamente que el titanio. Por ello es preciso tomar precauciones al trabajar con instrumentos rotatorios evitando las temperaturas elevadas y el exceso de presión, ya que la baja difusión del calor que genera la fricción puede generar incrementos térmicos concentrados en áreas puntuales, que alteren las propiedades metálicas del titanio¹².

B/ PROPIEDADES QUÍMICAS

La propiedad química más importante del titanio es su excelente resistencia a la corrosión³⁴. En su superficie, el titanio forma una capa de óxido de titanio (mayoritariamente compuesta de rutilo), que actúa como pasivante y reduce la liberación de iones al medio salivar. La pasividad, que resulta muy adecuada a bajas temperaturas, aumenta progresivamente con el calor; lo que plantea un problema técnico de colado, dado que el titanio a temperaturas elevadas es capaz de absorber grandes volúmenes de oxígeno y nitrógeno, con lo que mejora su dureza pero también se hace más frágil.

La interacción galvánica entre el titanio y las aleaciones de las obturaciones es pequeña. Las amalgamas ricas en cobre sufren una pequeña corrosión galvánica en contacto con el titanio. Para las obturaciones ricas en plata la interacción galvánica puede ser más perjudicial debido a una menor resistencia a la corrosión inherente a la plata. Con relación a los metales nobles el titanio se comporta anódicamente mientras que lo hace catódicamente con metales como el hierro y las aleaciones basadas en níquel pasivadas³⁵.

C/ PROPIEDADES BIOLÓGICAS

En principio no se conocen fenómenos de intolerancia al titanio, ya que este metal se caracteriza por su excelente biocompatibilidad³⁴. Gil y cols.³⁶ observaron que el titanio colado presenta una menor tendencia a la corrosión que el titanio mecanizado, ya que forma una capa de óxido superficial más homogénea y adherida que protege mejor al metal. En cualquier caso, y gracias a su gran resistencia a la corrosión, el titanio se comporta como un material no tóxico, antialérgico y muy biocompatible. Por todo ello, constituye una excelente alternativa a las aleaciones convencionales para aquellos pacientes con hipersensibilidad a alguno sus componentes¹².

1.4.- CERÁMICAS DENTALES CIRCONIOSAS

Hussak fue el que en 1892 descubrió el óxido de circonio (ZrO_2), bajo la forma de badeleyita. El nombre del metal, circonio, procede del término árabe “zargon” o *de color dorado*. El circonio en estado puro existe en dos formas: la forma cristalina (metal blando y dúctil), y la forma amorfa (polvo negro-azulado). Es uno de los elementos más abundantes de la naturaleza, es muy reactivo por lo que sólo se halla en combinación con otros elementos. En la mayor parte de las reacciones se une al oxígeno. De los minerales con contenido en circonio los más relevantes son el circón (silicato de circonio) y la badeleyita (óxido de circonio).

Es el grupo más novedoso dentro de las cerámicas. El circonio, englobado dentro del grupo de los metales en la tabla periódica goza de unas características especiales en cuanto a resistencia y comportamiento óptico se refiere. Este grupo de cerámicas están compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con itrio (5%)³⁷. El óxido de circonio es un compuesto químico de iones metálicos de Zr^{4+} y de un ión óxido O^{2-} . El resultado es un compuesto oxídico de carácter iónico, que a pesar del ión metálico de circonio, no pertenece al grupo de los metales, sino a las sustancias inorgánicas no metálicas. Se trata entonces de una cerámica de óxido con grano fino y una estructura policristalina.

La principal característica del óxido de circonio (ZrO_2) es su elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado “transformación resistente”³⁸.

Este fenómeno fue descubierto por Garvie & Cols en 1975, y consiste en que la circonia parcialmente estabilizada, ante una zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta, sufre una transformación de fase cristalina, pasa de forma tetragonal a monoclinica, adquiriendo un mayor volumen. Durante este proceso la cerámica sufre un aumento de volumen de un 3-5% (Garvie Ceramic Steel).

De este modo, se aumenta localmente la resistencia y se evita la propagación de la fractura. Esta propiedad le confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa, superando con un amplio margen al resto de porcelanas³⁹. Por este motivo a la circonia se le considera el “acero cerámico”.

Al no presentar fase vítrea, estas cerámicas son muy opacas, por lo que son empleadas sólo para las estructuras internas de las restauraciones⁴⁰ aditamentos para implantes, o brackets estéticos⁴¹. Debiendo recubrirse posteriormente por cerámicas convencionales. Los sistemas de cerámicas circoniosas más representativas son:

- *Lava™ All Ceramic System* (3M ESPE)
- *Cercon®* (Degussa)
- *Procera® All-Zirkon* (Nobel Biocare)
- *In-Ceram® YZ* (Vita)
- *Procera® Bridge Zirconia* (Nobel Biocare)
- *DC-Zircon®* (DCS)
- *IPS e.max® Zircad* (Ivoclar)

AI PROPIEDADES FÍSICAS, QUÍMICAS Y BIOLÓGICAS:

El circonio no se encuentra en la naturaleza como metal libre, pero sí formando parte de numerosos minerales. La principal fuente de circonio se obtiene del mineral circón, que se encuentra en depósitos en Australia, Brasil, India, Rusia y Estados Unidos. El metal puro se obtiene principalmente mediante la cloración reductiva, existiendo otros mecanismos como la descomposición alcalina, fusión con cal o descomposición por plasma.

El óxido de circonio es un compuesto químico formado por iones metálicos Zr^{4+} y un ion óxido O^{2-} . Se trata de un compuesto oxidico de carácter iónico, que no pertenece al grupo de los metales a pesar del Zr^{4+} .

El ZrO_2 a temperatura ambiente se encuentra en la fase monoclinica, siendo esta forma estable hasta los 1170°C, temperatura a partir de la que sufre una transformación alotrópica pasando a una fase tetragonal. Al enfriarse el material la transformación es reversible a diferentes temperaturas.

Es importante destacar el aumento de volumen que sufre el material desde la fase tetragonal a la monoclnica, propiedad que confiere a la circonia gran trascendencia estructuralmente. Este cambio de volumen oscila entre un 3-5%, y es debido a que la circonia monoclnica es mayor que la tetragonal. Esta transformacin ha sido ampliamente estudiada, denominndose transformacin martensítica debido a que cumple las siguientes caractersticas⁴²:

- Desplazamiento, movimiento de numerosos átomos al mismo tiempo que supone un cambio de forma.
- No difuso: el movimiento de los átomos es inferior a una distancia interatómica, es decir, la nueva estructura cristalina es una versión modificada de la anterior.
- La reacción está dominada cinética y morfológicamente por la energía de deformación que se desarrolla en la propia transformacin.

Es sumamente importante el tipo de material o aleación en la que se constituye la prótesis sobre los pilares, pues se encontrará en contacto directo con el titanio del implante endoóseo. El metal indicado podría ser el propio titanio, pues de este modo se minimizarían las corrientes galvánicas y los materiales de corrosión liberados a causa de la existencia de distintos metales en la cavidad oral.

1.5. AJUSTE Y PASIVIDAD

1.5.1.- Pasividad de la estructura protésica

Distorsión: la fabricación de prótesis sobre implantes requiere muchos pasos clínicos y de laboratorio que deben ser muy precisos. En cada etapa durante la fabricación de este tipo de prótesis puede introducirse algún pequeño error, que resultara en una distorsión de la posición de la prótesis respecto a los implantes. Nicholls⁴³ definió la distorsión que puede ocurrir durante la fabricación de la estructura protésica como “movimiento relativo de un punto o grupo de puntos, alejándose respecto a una posición de referencia fijada originariamente”. Esta distorsión puede ocurrir en las tres posiciones del espacio, en los ejes de rotación y de traslación, y se expresa través de la “ecuación de la distorsión”, que es la suma de todas las pequeñas distorsiones que han acaecido durante la fabricación de la prótesis. Cuando el total de estas distorsiones es cero se consigue el AJUSTE TOTALMENTE PASIVO. En la literatura se cuestiona si es posible conseguir este ajuste completamente pasivo⁴³.

1.5.2.- Ajuste de las estructuras protésicas.

Existen diversos métodos para la medición del ajuste de las estructuras protésicas, uno de los métodos más usados es el de la imagen. Este método consiste en la medición sobre la imagen que existe entre dos piezas. Con este método puede medirse el plano horizontal y el vertical, pero no puede medirse la profundidad. Diversos investigadores utilizan el microscopio óptico ⁴⁴ colocando la muestra de forma perpendicular al microscopio para observar el desajuste. Otros autores⁴⁵ utilizan el microscopio electrónico de barrido (SEM) para obtener mayor aumento de las imágenes. Colocan la muestra de forma perpendicular al haz de electrones para observar el desajuste y posteriormente lo miden, pero estos métodos presentan limitaciones.

Una de ellas se ha mencionado anteriormente y es la cantidad de ejes que pueden medirse. Además, existe evidencia⁴⁶ de que una variación en el grado de inclinación de la muestra causa un error de proyección de hasta un 15%.

Jemt y cols⁴⁷ hacen referencia a cuatro métodos para medir el ajuste marginal. Dos de ellos, desarrollados en centros de Estados Unidos, consisten en técnicas de medición con galgas calibradas. Otro, también desarrollado en Estados Unidos, utiliza un laser para efectuar la medición y otro, realizado en Suecia, utiliza un método en que se miden unos fotogramas en tres dimensiones. Comparan estos métodos y ven que tienen una precisión de mas menos 5 micrones, pues al hacer las mediciones repetidas se obtienen resultados con una desviación típica de 5 micrones. Concluyen que debe tenerse en cuenta este valor a la hora de comparar ajustes obtenidos con distintos métodos.

Mitchell y cols⁴⁸ propugnan la medición con galgas calibradas como método no destructivo para valorar adecuadamente el ajuste marginal absoluto, pues se puede valorar el ajuste de todo el contorno.

1.5.3.-Conceptos y tipos de ajuste marginal

Entendemos por ajuste o sellado marginal en prótesis fija *“la exactitud con la que se encaja una restauración de prótesis fija sobre una línea de terminación, previamente tallada en la porción cervical de la corona dentaria”*⁴⁹.

Según Holmes y cols 1989⁵⁰ el desajuste marginal puede ser medido en diferentes sitios, dando origen a varias **discrepancias marginales según el lugar de medición** (FIGURA 1):

- *Desajuste interno.* Es la mayor discrepancia existente entre la superficie interna de la restauración y la línea de terminación de la preparación, medida en la región interna y perpendicularmente a ambas superficies.
- *Desajuste externo o marginal.* Es la mayor distancia que existe entre la restauración y la línea de terminación, medida en la porción externa.

- *Desajuste marginal vertical.* Es el desajuste externo medido longitudinalmente al eje del diente.
- *Desajuste marginal horizontal.* Es el desajuste externo medido perpendicularmente al eje longitudinal del diente.
- *Desajuste sobreextendido.* Es la distancia que existe entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial del diente, medido perpendicularmente al eje longitudinal del diente, es decir la distancia que rebase la restauración a la línea de terminación.
- *Desajuste infraextendido.* Es la misma distancia que la anterior, pero en este caso es el diente el que sobrepasa la restauración.
- *Desajuste marginal absoluto o total:* Es la combinación angular del desajuste marginal vertical y el horizontal. Para Hung y cols es la distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial.

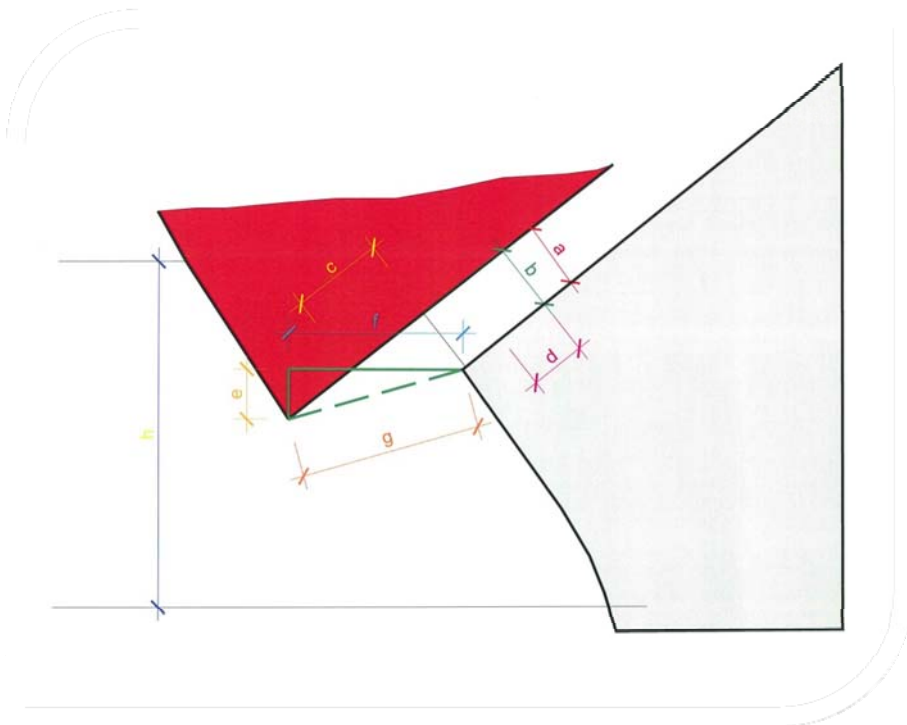
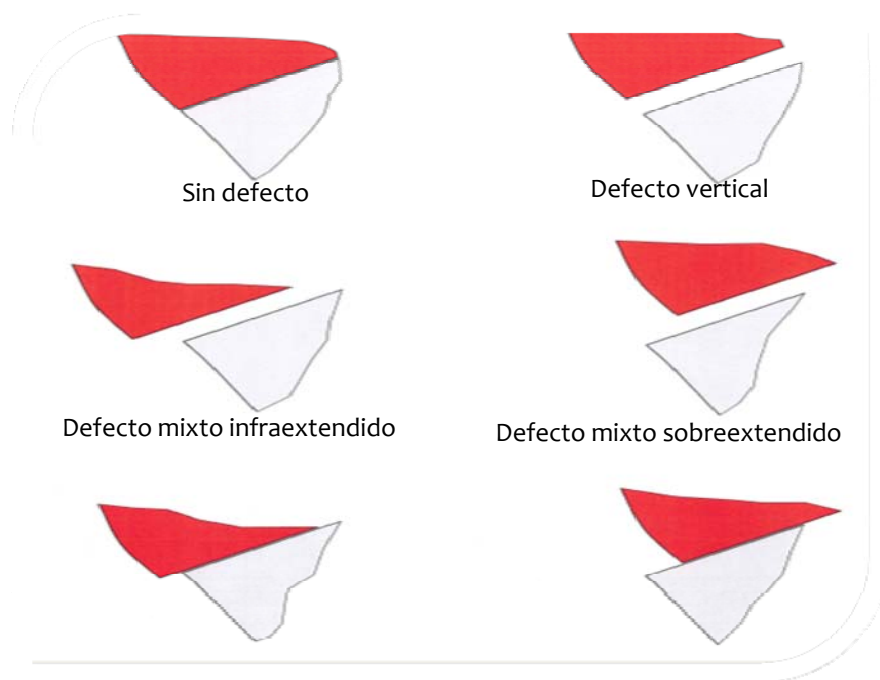


Figura 1

- a) Desajuste interno
- b) Desajuste marginal o externo
- c) Margen sobreextendido
- d) Margen infraextendido
- e) Discrepancia marginal vertical
- f) Discrepancia marginal horizontal
- g) Discrepancia marginal absoluta

Holmes y cols 1989 clasificaron los posibles defectos marginales en cuatro **tipos de discrepancias marginales (fig. 2)**:

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



Al realizar prótesis sobre implantes el ajuste marginal no es tan necesario para evitar caries secundaria, ni hipersensibilidad, pues obviamente, el pilar metálico o cerámico no puede sufrir ese tipo de patología, pero si que es necesario para evitar patología periodontal, pues si existe un desajuste marginal puede acumularse en esa zona bacterias patógenas. Cabe distinguir entre los conceptos de ajuste marginal y ajuste pasivo. Ajuste marginal implica la relación de encaje que tiene dos cuerpos de forma estática, es decir, la cantidad de interfase que existe entre una estructura protésica y el muñón sobre el que encaja y sobre el que se fija mediante un tornillo o cemento dental. Ajuste pasivo implica el mismo concepto pero con un añadido, los cuerpos deben encajar sin que exista una fuerza externa que los haga encajar.

En la unión entre pilar y el implante el ajuste suele venir dado por el fabricante, pues se trata de piezas mecanizadas hechas para conectar la estructura protésica con el implante. El ajuste en este caso está muy relacionado con la tolerancia, que es el pequeño desajuste que da el fabricante para poder encajar las dos piezas sin que exista una fricción en exceso. Estos pilares normalmente van atornillados.

Cabe destacar que actualmente se están perfeccionando las conexiones para que no exista filtración entre estas dos piezas, pero la literatura⁵¹ muestra como existe microfiltración bacteriana en el desajuste entre el implante y el pilar aún con implantes que muestran un alto nivel de ajuste entre los componentes.

Además cabe recordar que estos componentes se encontraran sometidos a carga durante la función, cuando el paciente utiliza su prótesis. Se ha determinado con técnicas fotoelásticas que la zona de máximo estrés cuando se aplica fuerza sobre la prótesis implantosoportada se encuentra en el pilar intermedio y que existe una correlación positiva por lo que la colonización bacteriana puede ser más rápida cuando existen cargas funcionales en la estructura protésica y esta proliferación bacteriana puede contribuir a amentar el riesgo de inflamación en los tejidos blandos.

De todos modos, en la mayoría de casa clínicos se establece un equilibrio ecológico entre la microbiota de dentro de los componentes de implante y del huesped que generalmente puede prevenir de patologías periodontales mas graves .

La conexión implante pilar puede ser un área donde existen condiciones adversas tanto biológicas como mecánicas. Las complicaciones biológicas pueden ser el aumento del espacio entre hueso e implante⁵², gingivitis⁵⁴ y perdida ósea⁵⁵. Las complicaciones mecánicas, pueden ser la rotación, la rotura⁵⁶, o la pérdida del tornillo⁵⁷.

Por ello varios estudios han demostrado la importancia de la unión pilar-implante, y además establecen estar de acuerdo con que no hay un sistema estandar de medición del microgap creado entre ambas estructuras⁵⁸

2. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Uno de los principales objetivos en implantoprótesis es garantizar la longevidad de las restauraciones. El ajuste pilar - implante está íntimamente relacionado con el pronóstico y la supervivencia de las mismas; y se ve influenciado por la íntima unión a nivel del margen donde termina el implante y comienza el pilar protésico, junto con su técnica de confección.

Es importante el ajuste entre los distintos componentes de la implantoprótesis para evitar problemas mecánicos y biológicos. La falta de ajuste provoca micromovimientos entre las partes que no ajustan, causando el aflojamiento del tornillo que une estos componentes. A medida que el tornillo se va aflojando, va aumentando el movimiento de los componentes que no ajustan perfectamente, pudiendo llegar a causar su fractura. Además la falta de ajuste entre estos componentes sobre todo si están situados subgingivalmente, favorece el acumulo de bacterias y posteriormente de cálculo dental, que puede causar desde una periimplantitis, hasta una reabsorción del hueso y con ello el fracaso del tratamiento implantológico.

Durante estos años se ha visto un rápido y remarcable desarrollo de la odontología implantosoportada. La búsqueda de resultados predecibles a largo plazo ha despertado inquietudes a los investigadores, tanto en los materiales que se usan, como en las técnicas empleadas durante la práctica clínica. Una de esas cuestiones está relacionada con el ajuste pilar- implante.

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 se planteó la siguiente hipótesis nula (H_0):

- ***No existirán diferencias en el ajuste de la conexión implante-pilar de tres tipos de pilares en un sistema de implante con conexión hexagonal interna***

3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

A pesar de que la mayor parte de las situaciones clínicas subsidiarias de tratamiento implantológico pueden resolverse mediante la prostodoncia tradicional, el grado de satisfacción en funcionalidad y calidad de vida no es suficiente para la actual sociedad de consumo. De ahí la incansable búsqueda de materiales y soluciones que permitan imitar la estabilidad y fijación de los dientes naturales.

Los objetivos a alcanzar son la obtención de prótesis; que, no sólo mejoren las propiedades físicas, químicas o biológicas sino que además favorezcan la higiene y disminuyan la pérdida ósea por depósitos y que garanticen en todo momento la biocompatibilidad (mejora de la tolerancia tisular y estabilidad química en el medio oral) del material y el ajuste final de la prótesis.

La mayor parte de estos aspectos se han logrado progresivamente con el desarrollo de los implantes dentales. Su aplicación en edentaciones múltiples, unitarias o totales en mandíbula o maxilar es una práctica aceptada; el problema surge a la hora de rehabilitar el implante tras la fase quirúrgica

Actualmente existen en el mercado muchos pilares para realizar restauraciones cementadas y atornilladas⁵⁹, así como pilares para tallar en el laboratorio de titanio o de cerámica. También existe la posibilidad de mecanizar pilares hechos a medida e individualizados asistido por ordenador⁶⁰.

Pero a pesar de esta profusión de pilares, no existe unanimidad sobre cual es el pilar ideal en implantoprótesis.

En la bibliografía actual se dispone de numerosos estudios “in vitro” e “in vivo” que evalúan la resistencia a la fractura, la estética o la durabilidad. Sin embargo, en lo que al ajuste se refiere, son pocos los trabajos realizados hasta el momento, teniendo en cuenta que éste debe centrarse en la conexión pilar- implante.

Los **objetivos** planteados en el presente estudio fueron los siguientes:

1. Analizar si el ajuste de tres tipos de pilares sobre un mismo tipo de implante se encuentra dentro de los límites clínicamente aceptados.
2. Evaluar los valores de ajuste obtenidos entre pilar-implante de tres de pilares diferentes.
3. Comparar el ajuste pilar-implante entre los pilares analizados.
4. Valorar si existen diferencias de discrepancia en el ajuste entre las caras vestibular y lingual, mesial y palatina de los pilares.

4. MATERIAL Y MÉTODO

4.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS

En el Taller Mecánico de la Facultad de Ciencias Físicas de la UCM, se fabricaron 30 probetas en metacrilato mecanizado macizo, 10 por grupo; a partir de un diseño planta, alzado y vistas, realizado con el programa informático Autocad versión 14R., esta probeta se utilizará como base de retención del implante seleccionado.

La base presenta las siguientes características: (anexo al trabajo de investigación)

- Anchura: 1,5 mm.
- Profundidad: 1,5 mm.
- Altura: 1mm.
- Una perforación en el punto medio para alojar el implante:
 - Diámetro: 3,4 mm.



Fig.3,. Vista de la probeta de metacrilato

4.2. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS

La distribución de las probetas se realizó de manera aleatoria, creándose tres grupos de diez probetas cada uno. Para la codificación de cada probeta se empleó una letra y un número. La letra indicaba el grupo al que pertenecía, es decir, el tipo de pilar; y el número el orden dentro de cada conjunto. De modo que los grupos formados fueron:

- **Grupo Z:** para los pilares Zimmer® Contour Ceramic Abutment (ZRA)
- **Grupo P:** para los pilares “Zimmer Optium Abutments” (ZOA)
- **Grupo T:** transportador de titanio “FRICTION-FIT” de Zimmer dental.



Fig. 4: Grupo P: ZOA

4.3. TRES TIPOS DE PILARES Y UN TIPO UNICO DE IMPLANTE

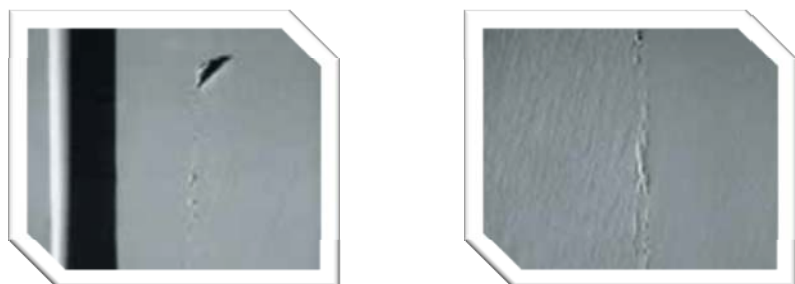
4.3.1.-Se utilizó para este estudio un único tipo de implante de la casa Zimmer dental, un implante de hexágono interno con las siguientes características generales con conexión a fricción (“friction-fit”)

Los pilares para los implantes con hexágono interno tienen un hexágono macho con un grado de conicidad desde la base del cuerpo del pilar hasta el fondo el hexágono (fig.1)



Fig.5: Implante hexágono interno

Puesto que el pilar se asienta en el implante mediante la aplicación de la fuerza de roscado (torque), el hexágono del pilar se sujeta por fricción a las paredes del hexágono interno del implante. El resultado es una conexión a fricción (“friction-fit”) que elimina prácticamente la rotación entre componentes. Las micrografías electrónicas de barrido revelan el íntimo ajuste que prácticamente da por resultado una soldadura virtual “en frío” de los componentes (figuras 6 y 7).



- El hexágono interno de 1,5 mm de profundidad distribuye las fuerzas más profundamente dentro de implante, minimizando así las concentraciones de tensiones.
- El bisel superior interno facilita el asentamiento correcto del pilar.
- La conexión elimina prácticamente los micromovimientos de rotación, inclinación y efectos de vibración oclusal del pilar, que son las causas principales del aflojamiento de los tornillos.
- El corto perfil de la conexión interna mejora la estética y permite obtener un perfil de emergencia mejor.
- Una vez establecida la conexión a fricción ("friction-fit"), los pilares sólo se pueden soltar del implante con una herramienta de extracción depilares especial.
- Hay disponibles tres plataformas protésicas para implantes Tapered Screw-Vent: 3,5 mm, 4,5 mm y 5,7 mm; se utilizará para este estudio la plataforma de 3,5 mm.

4.3.2.- Se utilizaron para observar su ajuste tres tipos de pilares de la casa Zimmer dental:

- *Pilares Zimmer® Contour Ceramic Abutment (ZRA):*

Pilar pretallado, de zirconio con un anillo de titanio en la zona de contacto. 100% Zirconio y estabilizado con Itrio (El Itrio es un elemento químico que se utiliza para reforzar y dar dureza a metales y sustancias como el zirconio). Altura del cono del pilar 6.25mm desde la porción vestibular (más baja). Disponible en 2 alturas en la porción vestibular desde la base del implante: 1 y 2mm. Perfil de emergencia 1.0mm más ancho que la plataforma del implante correspondiente.



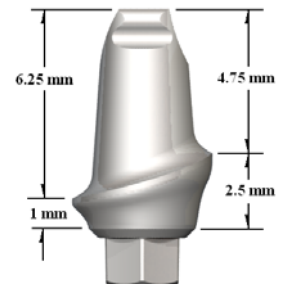
Fig.8

- *Pilares “Zimmer Optium Abutments” (ZOA):*

Pilar pretallado, de titanio, para conexión de hexagono interno. Están fabricados con la aleación de titanio **Tivanium® Ti-6Al-4V Alloy** y cuya composición química es la siguiente:

- Aluminum: 5.50 to 6.50
- Vanadium: 3.50 to 4.50
- Carbon: 0.08 max.
- Nitrogen: 0.05 max.
- Oxygen: 0.13 max.
- Hydrogen: 0.012 max.
- Iron: 0.25 max.
- Titanium: balance

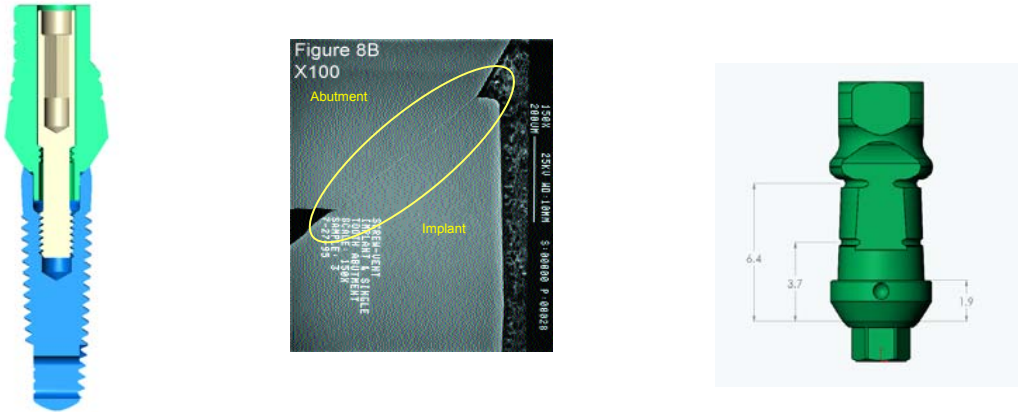
Fig. 9



Estos pilares se para restauraciones fijas unitarias o múltiples cementadas. Constan de un tornillo de fijación y una base tallable que consta de una parte superior convergente y un ápice hexagonal con planos que tienen una inclinación de un grado, que permiten una conexión a fricción (“friction-fit”) con el hexágono del implante.

- *Transfer: transportador de titanio "FRICTION-FIT" de Zimmer dental:*

Hexágono interno de 1,5 mm de profundidad que ayuda a distribuir las fuerzas por todo el interior del implante. Bisel cónico que impide la entrada de fluidos. Con ajuste friction-fit que logra la soldadura en frío, anulando cualquier micro-movimiento. (Fig 10,11,12)



El primer paso a realizar fue el de la colocación del implante en la probeta, para asegurarnos de que su localización era la correcta ya en la mecanización de la misma se marcó el punto central. Una vez que se tenía esa referencia, las probetas se enviaron al laboratorio de tecnología protésica de la facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid, donde con una máquina paralelizadora se realizaría el lecho, para lo cual se hizo un receptáculo imantado de la probeta para su fijación en la máquina y se utilizó una serie de fresado igual que para crear un lecho quirúrgico óseo.



Fig. 13

Con este sistema se evitaban las angulaciones en la colocación del implante y se equiparaba la posición para todos los implantes y por ello para todos los tipos de pilares.



Fig. 14

4.4. COLOCACION DE LOS PILARES

Todos los pilares fueron atornillados por el mismo operador de forma manual, sin emplear ninguna maquinaria estandarizada. La presión del atornillado fué de 30 Newtons ejercida por una llave dinamométrica calibrada especializada de la casa Zimmer, de modo que este procedimiento es comparable al atornillado en clínica de cualquier pilar en boca.

El atornillado se realizó respetando las instrucciones del fabricante.



Fig. 15

4.5. ANÁLISIS DEL AJUSTE MARGINAL

Para estudiar la adaptación marginal del complejo pilar-implante se optó por la microscopía electrónica de barrido asistida por ordenador. Éste método permitió examinar la interfase restauración-probeta de forma sistematizada sin necesidad de seccionar el espécimen.

4.5.1. Preparación de las muestras

Para su observación mediante microscopía electrónica, toda muestra ha de cumplir las siguientes premisas: con una película de metal, es decir, su metalización. El objetivo de la metalización no es otro que obtener imágenes de gran calidad y resolución, al

- Alta conductividad eléctrica (metalización superficial).
- Superficie lisa y limpia.
- Fijación a un soporte portamuestras (según tamaño y características de la muestra).
- Estabilidad bajo el haz de electrones (posicionamiento en una mordaza).

El primer paso para la preparación de las muestras fue su recubrimiento evitar la distorsión que el haz de electrones del microscopio produce al cargar la superficie de una muestra no conductora.

En el presente trabajo, el metal conductor empleado fue el oro. El recubrimiento se llevó a cabo mediante un proceso de electrodeposición en cámara de vacío con atmósfera de argón, utilizándose una metalizadora modelo K550X (Emitech) (Fig. 31). La metalizadora consta de una cámara de vacío en cuya base se encuentra un soporte giratorio donde se posiciona la muestra y una tapa donde se encuentra una lámina de oro puro conectada a unos electrodos. El proceso comienza con el vacío de la cámara (4×10^{-2} Mbar), tras ello se genera una diferencia de potencial de 20 mA que se mantiene durante minutos. A continuación, se realiza el purgado de la cámara hasta retirar el argón (15 segundos). El proceso dura aproximadamente cinco minutos, y se repite por los dos lados (a y b) probeta.



Fig. 16 y 17. Metalizadora K550X.

4.5.2. Obtención de las imágenes

El estudio de las muestras se realizó en el ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid, utilizando el microscopio electrónico de barrido JSM-6400 Scanning Microscope (JEOL) (Fig. 36). La capacidad de magnificación del equipo oscila entre 15 y 300.000 aumentos, con una resolución de 3,5 nm y un voltaje variable entre 0,5 KV y 40 KV.



Fig. 18. Microscopio electrónico de barrido JSM-6400.

Las imágenes se obtienen por técnica de espectrometría por dispersión de energía de rayos X. El detector de dispersión de energía empleado para recoger la información fue Link Pentafet de Oxford Instruments. El microscopio está conectado a un monitor y un ordenador personal Hewlett-Packard que posee el software de captación y digitalización de imágenes INCA[®] Suite versión 4.04 (Oxford Instruments) que permite, en función del detector empleado, analizar los elementos químicos que componen la muestra, o captar imágenes a través de un segundo detector de electrones secundario. En nuestro estudio se procedió a la captación de imágenes.

Todas las imágenes fueron captadas con una tensión de aceleración de 20 KV por el mismo operador. Éstas imágenes se archivaban en formato digital TIFF, empleando el programa INCA[®], con un código de letras y números que indicaba el tipo pilar (Z, P o T), el número de probeta (1 al 10) y la cara estudiada (V, L; M, D) (Fig. 20).

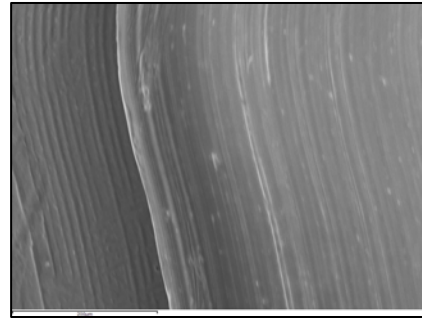
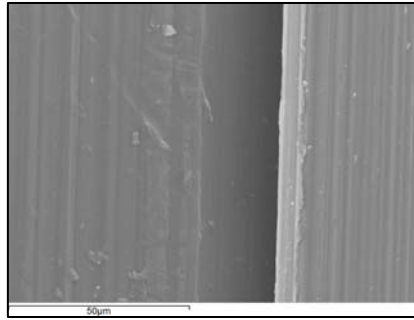


4.5.3. Análisis de las imágenes

El análisis de imágenes se llevó a cabo, como ya se indicó anteriormente, en el Centro Nacional de Microscopía Electrónica empleando el software INCA[®] Suite Versión 4.04 (Oxford Instruments).

Cada imagen captada por el MEB se guardó en formato digital TIFF por duplicado. El primer archivo contenía la imagen captada por el microscopio sin procesar y en el segundo, se procedía con la herramienta “calipper” del programa informático al trazado de una línea recta en color amarillo que marcaba, a una altura arbitraria y diferente seleccionada por el operador en cada imagen, un punto de medición de la discrepancia marginal. El programa registraba el resultado en micras.

A continuación, se procedía al archivo de la imagen también en formato TIFF con la misma nomenclatura, añadiendo una letra “b” (bis) que indicaba la realización de la medición



Figs. 21 y 22. Imagen de microscopía electrónica P31a x1000-1 y P31a x1000-1b.

El proceso se repitió con cada una de las cuatro imágenes obtenidas por probeta y fue realizado siempre por el mismo operador. Hasta obtener un total de 120 fotografías digitales, 40 por grupo.

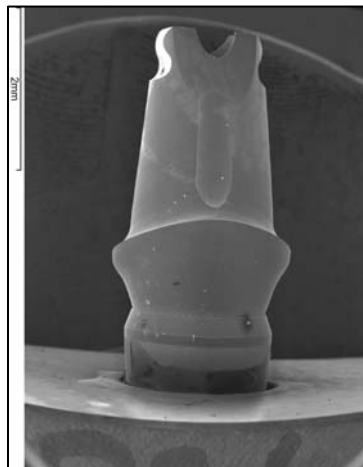


Fig. 23

Los resultados obtenidos fueron introducidos en una hoja de cálculo Microsoft® Excel 2000 donde se convertían los datos de la medición con escalímetro a micras, empleando una fórmula que ejecutaba la regla de tres correspondiente a cada una de las imágenes usando el dato real en micras del MEB y su valor en milímetros de la aproximación con el escalímetro.

La secuencia de tratamiento de la imagen con Photoshop® versión 7.0, la impresión de las ciento veinte fotografías digitales, la medición con escalímetro y la conversión y archivo de los datos en hoja de cálculo Microsoft® Excel fue realizada por el mismo operador en todos los casos.

4.5.4. Tratamiento de los datos

Para proceder al estudio estadístico de los resultados del presente estudio “in vitro” se asignaron a cada tipo de pilar el valor promedio de las mediciones de ajuste.

Para facilitar el estudio, los datos obtenidos fueron resumidos y archivados en una hoja de cálculo Microsoft® Excel 2000, que contenía las mediciones de los treinta pilares analizados.

Se realizaron los siguientes análisis:

-Estadística descriptiva de todas las variables

-Estadística Inferencial: al no haber varianza no procedió la aplicación de test estadísticos para realizar la estadística inferencial

5. RESULTADOS

Las variables planteadas en el presente estudio fueron las siguientes (Tabla 1):

| VARIABLE | TIPO | DESCRIPCIÓN | CATEGORÍAS |
|----------------------|----------------------|------------------------------|---|
| Tipo de Pilar | Independiente | Cualitativa nominal | -Ti Mecanizado -Zirconia -Ti Tranfer |
| Ajuste | Dependiente | Cuantitativa continua | |

5.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

Los resultados obtenidos de ajuste, de los tres grupos de pilares analizados se pueden observar en la Tabla 2

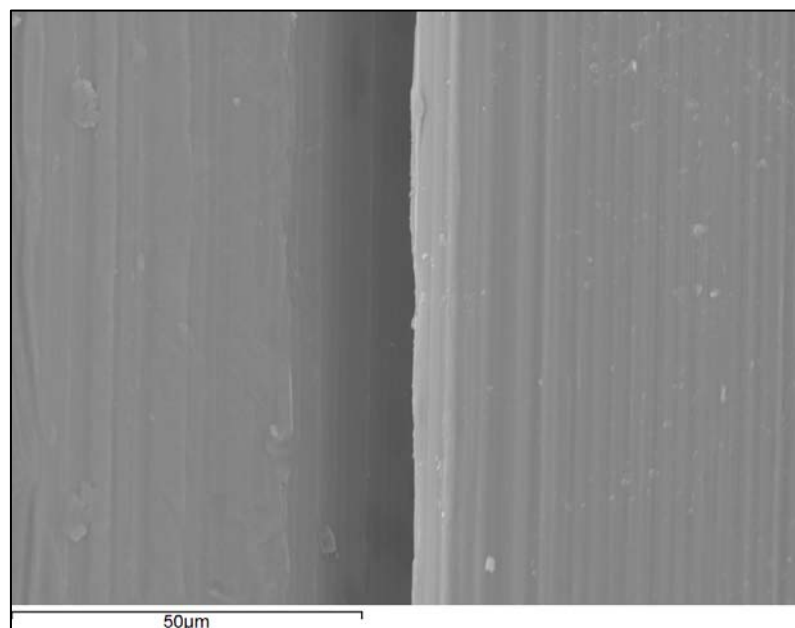
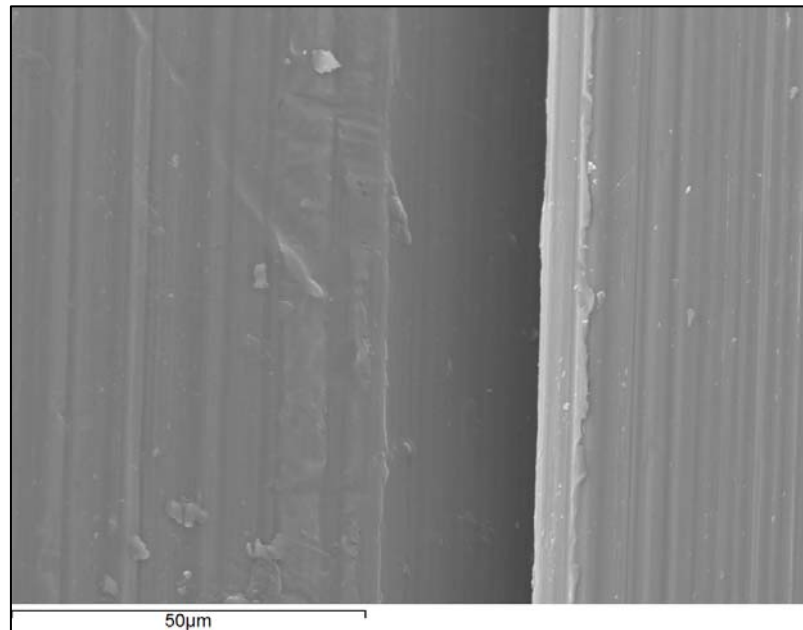
| GRUPO | N | AJUSTE | |
|-------|----|--------|----|
| | | Media | DE |
| TiM | 10 | 0 | 0 |
| Z | 10 | 0 | 0 |
| TiT | 10 | 0 | 0 |
| | | | |

TiM = Ti Mecanizado, Z = Zirconia, TiT= Ti Transfer

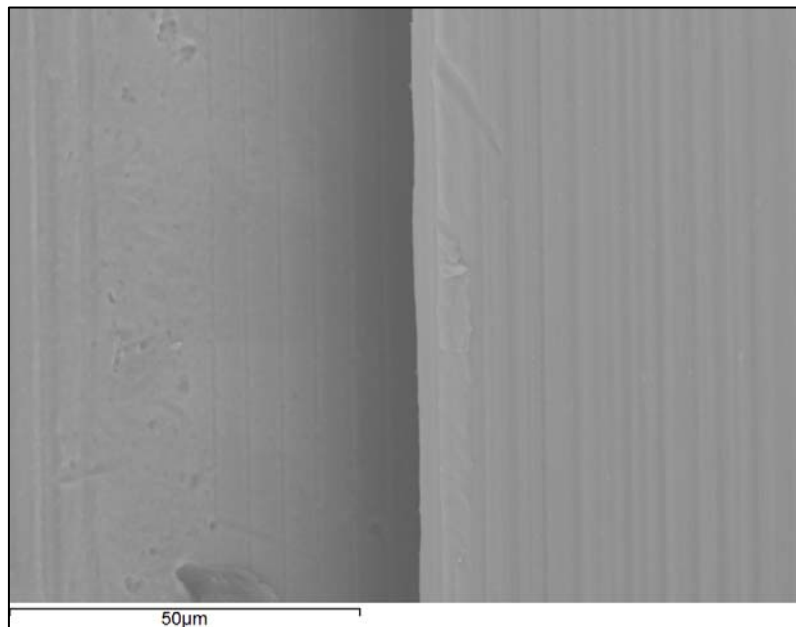
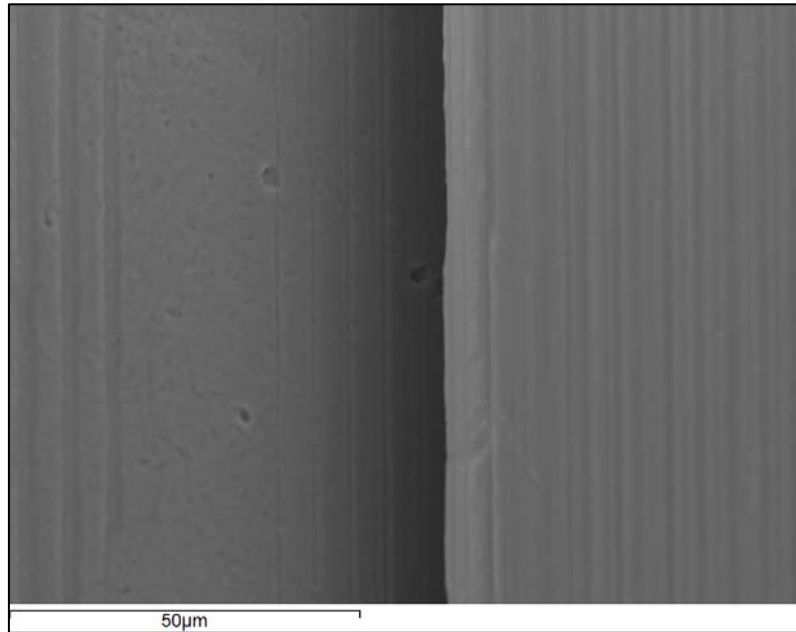
Tabla 2. Medias (μm) y desviaciones estándar (DE) del ajuste pilar-implante de los tres tipos de pilares analizados

5.1.1 DISCREPANCIA PILAR-IMPLANTE

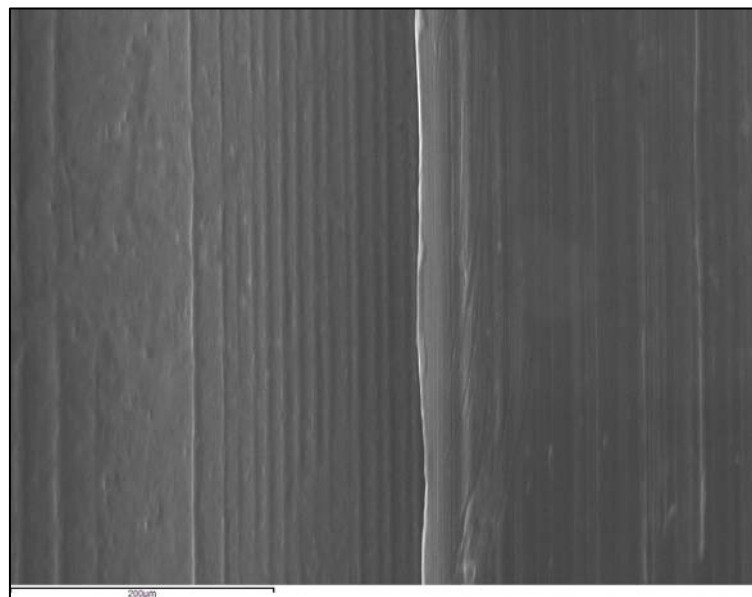
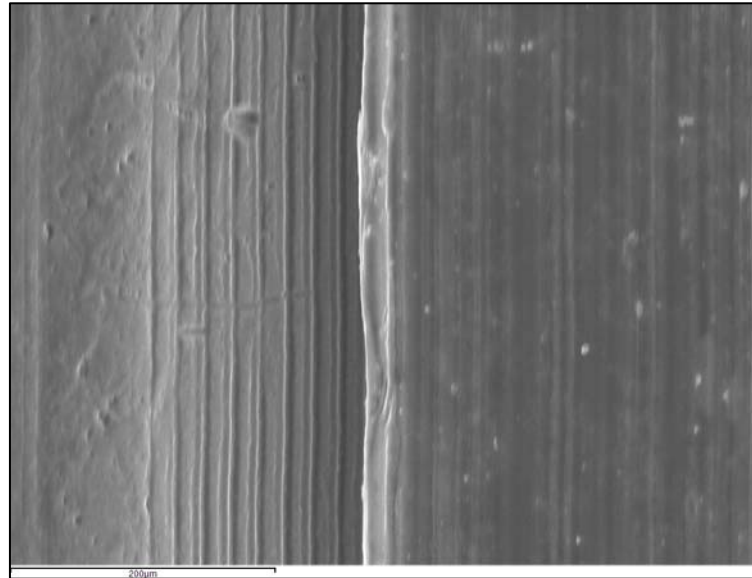
- *Pilar Titanio*: Muestra de dos fotografías formato tiff para pilares tipo ZOA, donde se muestra que la discrepancia es inexistente en este tipo de pilar. (Figs. 24,25)



- *Pilar Zirconia*: Muestra de dos fotografías formato tiff para pilares tipo ZRA, donde se muestra que la discrepancia es inexistente en este tipo de pilar. (Figs. 26,27)



- *Pilar de titanio, transfer. transportador de titanio "FRICTION-FIT" de Zimmer dental: Muestra de dos fotografías formato tiff para pilares tipo ZRA, donde se muestra que la discrepancia es inexistente en este tipo de pilar. (Figs. 28, 29)*

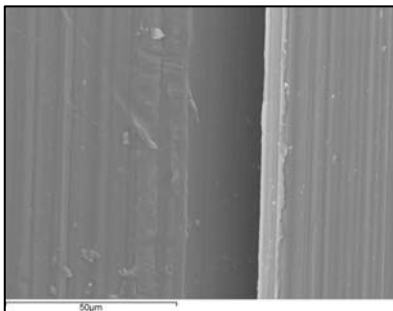


No se obtuvieron mediciones discrepantes entre los diferentes tipo de pilares para implantes a nivel de ajuste, en los tres casos las mediciones fueron 0.

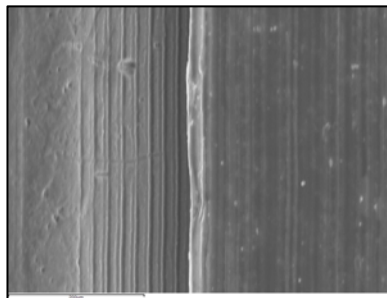
5.1.2. DISCREPANCIA ENTRE LAS CARAS :

Así mismo no se obtuvieron mediciones discrepantes entre las diferentes caras de los pilares a nivel de ajuste, en los tres casos las mediciones fueron 0.

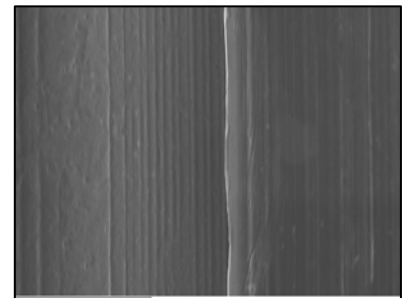
(Figs 30,31,32)



GRUPO P. V



GRUPO Z. L



GRUPO T. M

6. DISCUSIÓN

La prótesis fija sobre implantes es una alternativa restauradora con una demanda creciente debido a los beneficios psicológicos y funcionales que aporta a los pacientes. Por otro lado, la demanda de restauraciones estéticas ha resultado en un incremento de la utilización de las cerámicas dentales, tanto en prótesis fija convencional como en la prótesis sobre implantes. Durante la última década se han desarrollado nuevos materiales y la tecnología necesaria para su procesado, con el objetivo de incrementar la precisión en el ajuste y resistencia a la fractura de dichas restauraciones, así como para satisfacer la demanda estética de pacientes y profesionales.

El concepto inicial de de “prótesis integrada con los tejidos” consistía en una restauración fija de arcada completa confeccionada en resina, con una estructura metálica que permitía su atornillado directo sobre los pilares colocados a nivel de los implantes.^{61,62} Técnica cuyos buenos resultados están ampliamente contrastados con estudios longitudinales a largo plazo.^{63,64}

La interfase pilar-implante, ha sido considerada como un factor de gran importancia en la transmisión de las cargas al hueso crestral peri-implantario y en la aparición de complicaciones protésicas y biológicas. El tamaño del microgap está relacionado con la colonización bacteriana que podría degenerar en una reacción inflamatoria o peri-implantitis de tejidos duros y blandos⁶⁵. Dicho desajuste a nivel de la interfase parece ser sensible a los procedimientos clínicos y a las fases de laboratorio.^{66,67}

Existe controversia en la literatura sobre el valor de desajuste marginal clínicamente aceptable⁶⁸, especialmente en estructuras de una pieza sobre múltiples implantes.⁶⁹

Para la fabricación de las estructuras se han utilizado un gran número de materiales: aleaciones preciosas, aleaciones de cobalto-cromo, aleaciones de níquel-cromo y más recientemente cerámicas de alta resistencia (a base de óxido de circonio parcialmente estabilizado con óxido de ytrio). Debido a las características alergénicas y el potencial carcinogénico del níquel, el titanio puro se perfila como un material de elección para prótesis implanto soportadas, debido a su mejor ratio resistencia-peso, su gran biocompatibilidad y resistencia a la corrosión.^{70,71}

Si bien, la dificultad que presenta el colado del titanio y su soldadura, ha derivado en la necesidad de desarrollar nuevas técnicas de diseño (CAD) y mecanizado (CAM) asistido por ordenador (CAD-CAM: computer aided design / computer aided manufacture), para la fabricación de pilares y estructuras de titanio de una pieza, para prótesis fijas implanto soportadas.^{67,72,73} El gran inconveniente que presentan los pilares de titanio es la adhesión de la cerámica de revestimiento, por ello el desarrollo en los últimos años de pilares de óxido de circonio^{74,75,76}, que además mejoren las propiedades estéticas a nivel de los tejidos blandos.

En el momento actual, y en base a los escasos estudios publicados. El escaneado, diseño y confección asistido por ordenador para la realización de estructuras de titanio y zirconia, parece prometedor, siendo los valores de desajuste observados inferiores a los de las estructuras coladas convencionales.⁷⁷

También se han observado una menor incidencia de complicaciones protésicas y periodontales, así como un mayor grado de satisfacción de los pacientes.⁷⁸

Sin embargo, dada la reciente introducción de estas nuevas tecnologías y materiales, hay aspectos por analizar que afectan muy directamente a la longevidad de las restauraciones, a la osteointegración y a la salud de los tejidos blandos, como son el ajuste pasivo y el sellado marginal de la restauración.

En la bibliografía revisada hemos encontrado una gran diferencia entre los valores de discrepancia marginal vertical de la interfase pilar-implante, oscilando entre las 1,6 y las 200 μm .^{79,80,81} lo que indica una ausencia de uniformidad de criterios o falta de estandarización en la medición del ajuste marginal, que hacen que los resultados en muchas en muchas ocasiones no sean comparables entre sí.

1. Discrepancia marginal vertical según la zona de medición

El principal inconveniente del microscopio electrónico de barrido (MEB) en el análisis de discrepancias marginales verticales y horizontales, es la variación de los valores de medición en función del ángulo de observación.^{82,83}

En el caso del estudio de la unión pilar-implante con MEB, las diferencias creemos son debidas, en su mayor parte a la zona de la muestra donde se lleve a cabo la medición. Ya que 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. Es decir, si la medición del gap de la unión pilar-implante 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. Así los resultados obtenidos cuando la medición se realiza de bisel a bisel encontrados por Byrne y cols. oscilan entre las 36-86 μm , mientras que Boeckler y cols. obtuvieron un rango con mayores desajustes 30-200 μm . Por el contrario, cuando la medición del gap se realiza en la zona interna, los valores descienden notablemente (tabla 3), en coincidencia con los resultados obtenidos en el presente estudio.

Al realizar la revisión bibliográfica, encontramos un único estudio en el que la medición se realizaba desde el bisel del implante al pilar en línea recta, pero no a su bisel, se trata del estudio de Tsuge y cols. con unos resultados en el rango de las 22,6-62,2 μm .

| Estudio | Año | Bisel implante-bisel pilar | Medición interna |
|--------------------------|------------|-----------------------------------|-------------------------|
| Byrne y cols. | 1998 | 36-86 μm | |
| Boeckler y cols. | 2008 | 30-200 μm | |
| Dellow y cols. | 1997 | | 0-24,3 μm |
| Jansen y cols. | 1997 | | 1-5 μm |
| Kano y cols. | 2007 | | 1-14,8 μm |
| Yüzügüllü y cols. | 2008 | | 2,5-3,2 μm |
| Lorenzoni y cols. | 2011 | | 0-9 μm |
| Presente estudio | 2012 | | 0 μm |

(Tabla3)

2. Discrepancia marginal vertical según el material del pilar

La ausencia de discrepancia marginal vertical del presente estudio tanto con pilares mecanizados de titanio, como con pilar de circonio realizado con tecnología CAD/CAM, demuestra que los dos materiales evaluados logran un perfecto ajuste marginal.

El procedimiento automatizado de diseño y fresado de los sistemas CAD/CAM incrementa la exactitud en la adaptación marginal ya que evita los errores propios de la técnica tradicional.^{84,85}

Muy pocos son los trabajos que analizan el microgap pilar-implante en los que se comparen pilares de titanio frente a pilares de óxido de circonio. No obstante, estas investigaciones precedentes han demostrado la existencia de desajustes marginales tanto verticales como horizontales en la interfase pilar-implante para los dos materiales analizados.^{86,87} (tabla 4)

| Estudio | Año | Pilar de titanio | Pilar de óxido de circonio |
|----------------------------|------------|-------------------------|-----------------------------------|
| Yüzügüllü y cols. | 2008 | 2,3-4,0 μm | 1,9-3,1 μm |
| Baldassarri y cols. | 2012 | 1,1-2,1 μm | 3,8-11,8 μm |
| Presente estudio | 2012 | 0 μm | 0 μm |

Tabla 4

En el presente trabajo se han obtenido las menores discrepancias observadas a nivel de la unión pilar-implante hasta el momento. Con excepción de los trabajos de Dellow y cols. y Lorenzoni y cols. en 1997 y 2011 respectivamente, donde también se halló valor de 0 μm en alguna de las probetas analizadas pero no en todas ellas. Aspecto que en nuestra opinión puede ser debido a que en ninguno de los estudios precedentes el sistema de implantes y elementos protésicos analizados fue el empleado en la presente experimentación, Zimmer Dental con conexión hexagonal interna y que consigue el llamado friction-fit que logra la soldadura en frío, anulando cualquier micro-movimiento.

Los estudios existentes hasta el momento que analicen el ajuste de la conexión implante-pilar son muy escasos y los resultados obtenidos ponen de manifiesto que existen diferencias importantes entre ellos. Esas diferencias pueden ser atribuidas a diversos factores como pueden ser el diseño del estudio, la metodología empleada, o las propiedades de los materiales empleados.

Debido a la gran variedad existente de pilares y de implantes con diferentes tipos de conexión implante-pilar, se requieren mas estudios en que se analice el comportamiento, en lo que al ajuste pilar-implante se refiere, de diferentes tipos de pilares confeccionados con diferentes materiales, tanto metálicos como cerámicos y diferentes tecnologías, ya sea mediante colado convencional o tecnología CAD/CAM, así como su comportamiento dependiendo del tipo de conexión implante-pilar, para poder hacer unas indicaciones precisas desde el punto de vista clínico.

7. CONCLUSIONES

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

1. El ajuste obtenido por los tres tipos de pilares es óptimo desde el punto de vista clínico, al no existir discrepancias en la conexión pilar-implante para el sistema de implante analizada.
2. Los valores de ajuste al implante obtenidos para los tres pilares analizados fue de 0 μm
3. No se observaron diferencias en el ajuste entre las diferentes caras para ninguno de los pilares analizados.
4. Los tres pilares analizados pueden ser indicados clínicamente para el sistema de implante analizado desde el punto de vista del ajuste pilar-implante

8. BIBLIOGRAFÍA

- 1.- Muratori G. Implantología ayer, hoy y mañana. Rev Esp Odontoestomatol Impl 1996; 4: 67-78.
- 2.- Misch CE. Implantología contemporánea. Madrid: Mosby/Doyma, 1995
- 3.- Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. J Prosthet Dent 1986; 55: 243-7.
- 4.- Sánchez Turrión A, Serrano Madrigal B, Holgado Sáez F, Cardona Labarga C. Implantoprótesis cementada y atornillada. Gaceta Dental 2000; 113: 88-100.
- 5.- Spiekermann H. Atlas de Implantología. Barcelona: Masson, 1995
- 6.- Hobo S, Ichida E, García LT. Osteointegración y rehabilitación oclusal. Libros. Madrid: Quintessence books, 1997.
- 7.- Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Prótesis tejido-integradas: la osteointegración en odontología clínica. Berlín: Quintessence-books, 1987.
- 8.- Castillo de Oyagüe R. Implantoprótesis fijas cementadas. Tesina de Licenciatura 2001. Facultad de Odontología UCM
- 9.- Watson RM, Davis DM. Seguimiento y mantenimiento de prótesis implantosoportadas: comparación entre 20 sobredentaduras y 20 prótesis fijas totales mandibulares con cantiléver. British Dent J 1981; 9: 321-7 [en: Prótesis Osteointegrada: Atlas-Anuario, 1997, vol 2].
- 10.- Suárez García MJ, Serrano Madrigal B, Pradés Ramiro G, López Lozano JF. Diseños oclusales en implantoprótesis. Av Odontoestomatol 1999; 15: 395-404.
- 11.- Burdairon G. Manual de Biomateriales Dentarios. Barcelona: Masson, 1991.
- 12.- Núñez Navarro M, Martínez Vázquez de Parga JA, Cañada Madinazcoitia L. Sistemas de colado de titanio. Rev Int Prot Estomatol 2000; 2: 213-9.

- 13.- Wang R, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int* 1996; 27: 401-8.
- 14.- Rusell R. Wang I, Fenton A. Titanio para aplicaciones prostodóncicas: revisión de la bibliografía. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 1997; 10: 27-33.
- 15.- Örtorp A, Linden B, Jemt T. Experiencias clínicas con estructuras de titanio soldadas con láser soportadas por implantes en la mandíbula edéntula: estudio de seguimiento a cinco años. *Rev Int Prot Estomatol* 1999; 1: 347-53.
- 16.- Milleding P, Haag P, Neroth B, Renz I. Dos años de experiencia con coronas de titanio Procera. *Rev Int Prot Estomatol* 1999; 1: 140-8.
- 17.- Suárez MJ. Evaluación del sellado marginal de coronas de titanio colado y mecanizado con dos líneas de terminación. Tesis Doctoral 2003. Facultad de Odontología UCM.
- 18.- Glöckner H-W. Supraconstrucciones implantosoportadas realizadas con componentes de titanio prefabricado. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 1997; 8: 541-50.
- 19.- Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater* 1989; 5: 45-50.
- 20.- Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand* 1989; 47: 279-86.
- 21.- Shigemura H. Posibilidades y limitaciones del procedimiento de colado centrífugo. La teoría de colado de Morimoto en el banco de pruebas. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 1996; 7: 199-226.
- 22.- Carlucci EH. El final de los tiempos pioneros en el colado del titanio. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 2000; 11: 106-21.
- 23.- Hamda S, Morgano M, Mark L. Investigation of the effect of three sprue designs on the porosity and the completeness of titanium partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 15-21.

- 24.- Dietzschold K. Coronas dobles de titanio y galvánicas; un caso clínico. Quintessence técnica (ed. esp.) 2001; 12: 348-58.
- 25.- Watanabe I, Watkins JH, Nakajima H, Okabe T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. J Dent Res 1997; 76: 773-9.
- 26.- Yilmaz H, Demirel E, Diçer C, Päßler K, Bek B. Estudio comparativo de técnicas de ensamblaje con titanio colado y dos aleaciones dentales de metales no nobles. Quintessence técnica (ed. esp.) 2000; 11: 57-62.
- 27.- Iglesia MA, Moreno J. Obtención del ajuste pasivo clínico en prótesis sobre implantes. Rev Int Prot Estomatol 2000; 2: 290-7.
- 28.- Hasson J, Grande V. Aplicación clínica de estructuras de titanio soldadas por láser sobre implantes dentales ITI. Quintessence técnica (ed. esp.) 1997; 8: 351-63.
- 29.- Walter M, Bonnig P, Reppel PD. Clinical performance of machined titanium restorations. J Dent 1994; 22: 346-8.
- 30.- Russell R, Wang I, Gerhard E, Welsch, Castro-Cedeno M. Reacciones de interfase entre el titanio colado y los materiales de revestimiento. Rev Int Prot Estomatol 1999; 1:48-58.
- 31.- Berg E, Davik G, Gjerdet N. Hardness, strength, and ductility of prefabricated titanium rods used in the manufacture of spark erosion crowns. J Prosthet Dent 1996; 75: 419-25.
- 32.- Informe facilitado por la casa Morita ® sobre los datos técnicos de la aleación Titan15® de Titanio. Madrid, 2003.
- 33.- Low D, Sumii T, Swain M. Thermal expansion coefficient of titanium casting. J Oral Rehab 2001; 28: 239-42.
- 34.- Monográfico sobre el titanio. <http://www.geodental.com>, 2003: nº 105.
- 35.- Horasawa N, Takahashi S, Marek M. Galvanic interaction between titanium and gallium alloy or dental amalgam. Dent Mater 1999; 15: 318-22.

- 36.- Gil FJ, Costa S, Cortada M, Giner L, Padrós A. Evolución del potencial natural de corrosión de diferentes metales y aleaciones que se utilizan en odontología. *Rev Int Prot Estomatol* 2001; 3: 106-10.
- 37.- Steyern PV, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling *J Oral Rehabil* 2006;33:682-689.
- 38.- Stevens R. Introduction to Zirconia. Manchester: Magnesium Elektron; 1986
- 39.- Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: an review of the literature *J Prosthet Dent* 2006;96:433-42
- 40.- Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia posts: a new all- ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995;7:73-80
- 41.- Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:605-614
- 42.- Gómez Cogolludo P, Suárez G^a MJ, Peláez J, López Lozano JF. Caso clínico: prótesis parcial fija posterior con el sistema Lava. *Rev Int Prot Estomatol* 2008;10(1):11-16
- 43.- Nicholls JI. The measure of distortion: Concluding remarks. *J Prosthet Dent* 1980; 43:218-223
- 44.- Pettenò D, Schierano G, Bassi F, Breciano M, Carossa S. Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems; an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2000; 13(5):405-408
- 45.- Clayton GH, Driscoll CF, Hondrum SO. The effect of luting agents on the retention and mmarginal adaptation of the CeraOne implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:660-665
- 46.- GrotonM, Axmann D, Probdter L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal desajuste measurements required for practical in vitro testing. *J prosthet Dent* 2000;83(1):40-49

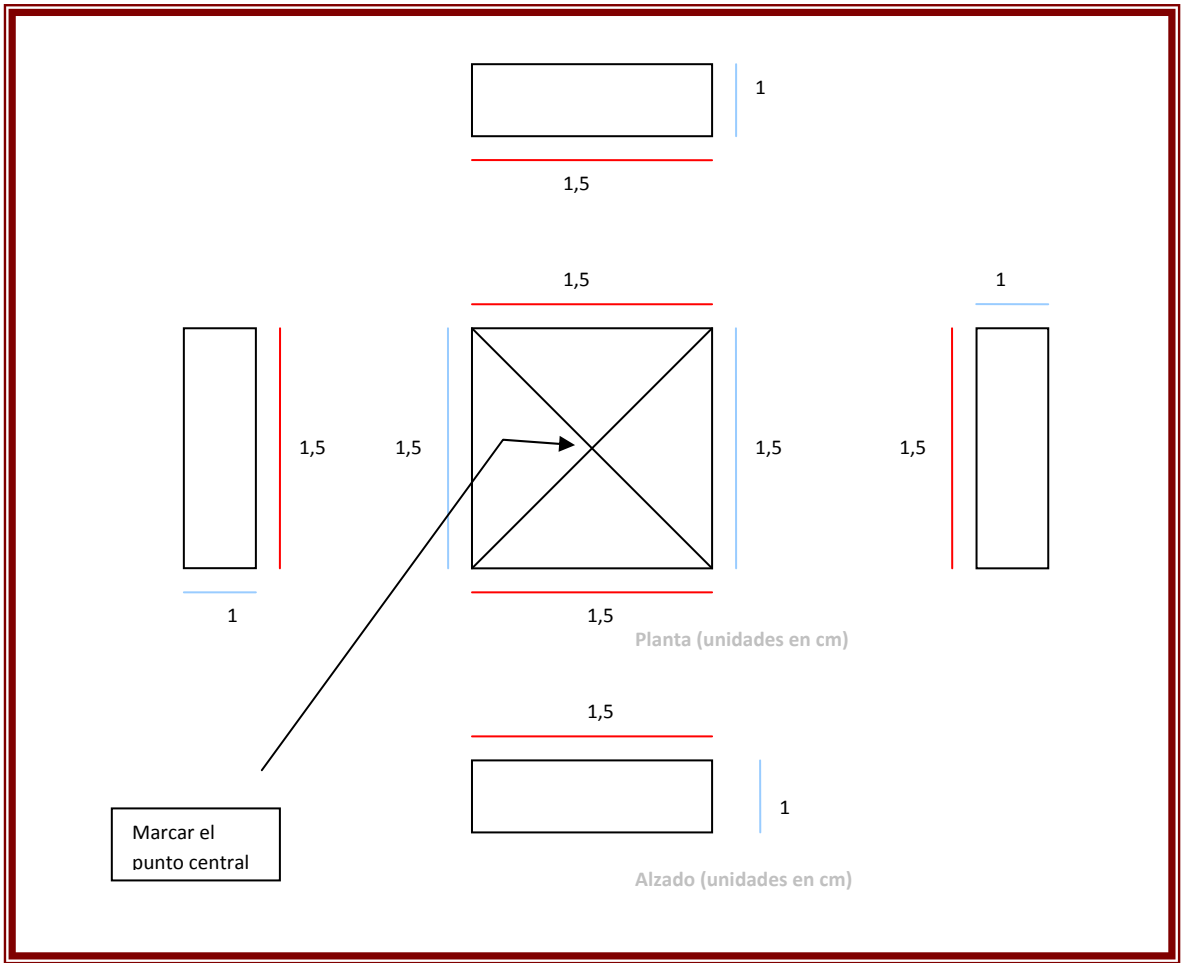
- 47.- Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1996;75:314-324
- 48.- Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent* 2001; 85 (6):575-84
- 49.- Sola MF, Labaig C, Martínez A, Máñes J. Estudio comparativo "in Vitro" del ajuste marginal de restauraciones ceramometálicas y completas de cerámica. *Soprodent* 1993;9:67-70
- 50.- Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405-408
- 51.- Guindy JS, BEsimo CE, BEsimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. *J Oral Rehabilitation* 1998; 25: 403-408
- 52.- Jansen VK, Conrads G., Ritcher EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant – abutment interface. *Int J Oral Maxillofac IMplants* 1997; 12: 527-540
- 53.- Quirynen M, deSoete MD, van Steenberghe D. Infectious risk for oral implants: A review of the literature. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13:1-19)
- 54.- Brogгинi N, McManus LM, Herman JS, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003;82:232-237
- 55.- King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: A radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol* 2002; 73:1111-1117)
- 56.- Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184-192
- 57.- al-Turqui LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses, *Int J Prosthodont* 2002;15:38-42

- 58.- Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: Current status. *Implant Dent* 2001; 10:85-90
- 59.- Anderson B, Ödman P, Linvall AM, Branemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: Results from a perspective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998; 212-218
- 60.- Kerstein RB; Castelluci F, Osorio J. Ideal gingival form with computer generated healing abutments. *Compend Contin Educ Dent* 2000; 21:793-797
- 61.- Bränemark pi, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses*. Chicago, Ill: Quintessence Publishing Co, Inc; 1985: 231-271.
- 62.- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of jaws. *Int J Oral Surg*. 1981; 10: 387-416.
- 63.- Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Bränemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5: 347-59.
- 64.- Bränemark PI, Svensson B, Van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants attached to Bränemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res*. 1995; 6: 227-231.
- 65.- 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: 94-100.
- 66.- Barbosa GAS, Simamoto Júnior PC, Fernandes Neto AJ, Mattos MGC, Ribeiro RF. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/abutment interface. *Braz Dent J* 2007; 18: 139-143.
- 67.- Cheng WW, Ju CP, Lin JH. Structure, castability and mechanical properties of commercially pure and alloyed titanium cast in graphite mould. *J Oral Rehab* 2007; 34: 528-40.
- 68.- Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11: 151-8.

- 69.- Tossi r, falcão filho h, aguiar júnior fa, rodrigues rc, mattos mgc, ribeiro rf. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp titanium and ni-cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. J oral rehab 2010; 37: 359-63.
- 70.- Morris hf,. Properties of cobalto-chromium metal ceramic alloys after heat treatment. J prosthet dent 1990; 63: 426-33.
- 71.- Jang ks, youn sj, kim ys. Comparision of castability and surface rougness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. J prosthet dent 2001; 86: 93-8.
- 72.- Parel s. The single-piece milled titanium implant bridge. Dent today 2003; 22:1-4.
- 73.- Takahashi t, gunne j. Fit of implant frameworks an in vitro comparison between two fabrication techniques. J prosthet dent 2003; 89: 256-60.
- 74.- Riedy sj, lang br, lang be. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. J prosthet dent 1997; 78: 596-604.
- 75.- De oliveira correa g, henriques ge, mesquita mf, sobrinho lc. Over-refractory casting technique as an alternative to one-piece multi-unit fixed partial denture frameworks. J prosthet dent 2006; 96: 25-32.
- 76.- Barbosa ga, das neves fd, da mattos mda g, rodrigues rc, ribeiro rf. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. Braz. Dent. J 2010; 21(6): 515-9.
- 77.-Almasri r, drago cj, siegel sc, hardigan pc. Volumetric misfit in cad/cam and cast implant frameworks: a university laboratory study. J prosthodont 2011; jun, 20 (4): 267-74.
- 78.- Katsoulis j, brunner a, mericske-stern r. Maintenance of implant-supported maxillary prostheses: a 2 year controlled clinical trial. Int j oral maxillofac implants 2011; may-jun, 26 (3): 648-56.
- 79.- Byrne d, houston f cleary r, claffey n. The fit of cast and premachined implant abutments. J prosthet dent 1998; 80: 184-92.

- 80.- Boeckler af, morton d, kraemer s, geiss-gerstdorfer j, setz jm. Marginal accuracy of combined tooth-implant-supported fixed dental prostheses after in vitro stress simulation. Clin oral implant res 2008 dec; 19 (12): 1261-9.
- 81.- Jansen vk, conrads g, richter ej. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. Int j oral maxillofac implants 1997 sep-oct; 12(5): 527-40.
- 82.- Kano sc, binon pp, curtis da. A classification system to measure the implant-abutment microgap. Int j oral maxillofac implants 2007 nov-dec; 22(6): 879-85.
- 83.- Yüzügüllü b, avci m. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. Clin implant dent and related research 2008; 10 (2): 113-21.
- 84.- Lorenzoni fc, coelho pg, bonfante g, carvalho rm, silva nrfa, suzuki m, lopes silva t, bonfante ea. Sealing capability and sem observation of the implant-abutment interface. Int j of dent 2011, article id 864183, 6 pages doi: 10.1155/2011/864183.
- 85.- Dellow ag, driessen ch, nel hjc. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. Int j prosthodont 1997; 10(3): 216-21.
- 86.- Tsuge t, hagiwara y, matsumura h. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. Dent mat j. 2008 jan; 27(1): 29-34.
- 87.- Baldassarri m, hjerpe j, romeo d, ficki s, thompson vp, stappert cf. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. Int j oral maxillofac implants 2012 may; 27(3): 537-43.

9. ANEXO



1.- Plano probeta de recepción del implante.