



Ventajas biológicas y mecánicas del sistema de conexión de implante como morse: una revisión bibliográfica.

Leslie Hermosilla Martin – Constanza Sauterel Deppe

Docente guía: Dr. Rodrigo Bahamondes Madrid

Cátedra de Prótesis Fija

Especialidad de Rehabilitación Oral

Agradecimientos

Agradezco en primer lugar a Dios y a mi familia, porque son los pilares que me impulsan a siempre ir en busca de mis sueños, y porque sin dudas son mi apoyo cuando a veces el panorama se ve cuesta arriba. Agradecer de forma especial al grupo de amigos que descubrí en esta especialidad con los que siempre conté para todo y con los que se crearon lazos que perdurarán en el tiempo, que además hicieron que estos dos años pasaran volando.

Agradecer también al grupo docente, por contribuir en nuestro anhelo de querer ser mejores, y de querer entregar lo mejor a nuestros pacientes. Nos falta mucho que aprender aun, pero ya tenemos las herramientas necesarias para comenzar a trazar nuestro camino en esta linda especialidad.

Leslie E. Hermosilla Martin

Agradezco a mi familia por el apoyo durante estos dos años estando lejos del hogar, pero por sobre todo a la familia que conocí durante estos dos años. Esa familia compuesta por amigas que siempre estuvieron de forma incondicional apoyando en todos los sentidos.

También quisiera agradecer a los docentes de cátedra, por la amabilidad y cercanía que han tenido con nosotros durante este tiempo, quienes han hecho posible nuestro desarrollo no solo académico sino también personal. En especial quisiera agradecer a nuestro profesor guía por la dedicación en este trabajo.

Constanza N. Sauterel Deppe

Índice

Agradecimientos.....	3
Introducción.....	5
Marco teórico.....	8
1. Estabilidad primaria del implante.....	10
2. Superficie del implante.....	10
3. Geometría de la unión implante-pilar.....	11
4. Conexión implante-pilar.....	13
4.1. Características de la conexión implante-pilar.....	14
4.2. Tipos de conexión implante-pilar.....	15
5. Pilares protésicos.....	23
5.1 Pilares metálicos.....	23
5.2 Pilares Estéticos.....	24
6. Corona protésica e interfase corona- pilar.....	25
7. Éxito y fallas.....	25
7.1. Complicaciones biológicas.....	26
7.2. Complicaciones mecánicas.....	29
8. Precarga.....	31
9. Interfase (microgap) e infiltración bacteriana.....	32
10. Distribución de estrés.....	34
Objetivos.....	35
Objetivos general:.....	35
Objetivos Específicos:.....	35
Material y Método.....	36
Discusión.....	37
Interfase e infiltrado bacteriano.....	37
Pérdida ósea.....	37
Estabilidad y distribución de estrés.....	38
Indexación.....	40
Fallas.....	41
Conclusiones.....	43
Sugerencias.....	44
Resumen.....	45
Referencias bibliográficas.....	46

Introducción

Hoy en día la estética ha ido ganando importancia en la vida de los individuos y ésta no se puede conseguir sin alcanzar una linda sonrisa. En la búsqueda de este objetivo la odontología ha hecho grandes avances en conseguir mejores materiales y técnicas no sólo para mejorar la estética de nuestros pacientes, sino también para rehabilitar funcionalmente a aquellas personas que han sufrido de la pérdida dentaria por diversos motivos.

Los implantes dentales de titanio se han transformado en una de las técnicas de elección para rehabilitar a los pacientes que han sufrido pérdidas dentarias unitarias o múltiples, y han alcanzado altos niveles de predictibilidad y éxito a largo plazo gracias a la alta biocompatibilidad del titanio, a su capacidad de unirse al hueso circundante y a sus favorables propiedades biomecánicas [1], que permiten conseguir elevadas tasas de éxito tanto para reemplazar dientes perdidos como para restaurar la función masticatoria [2] y la estética [3].

Pero esto no siempre fue así; fue a mediados del siglo XX, específicamente en los años 60 que el sueco Per-Ingvar Brånemark y sus colaboradores descubrieron accidentalmente un mecanismo de adherencia del titanio al hueso. Este fenómeno de unión íntima entre titanio y hueso fue denominado por el Dr. Brånemark y su equipo como “oseointegración” [4].

Una vez establecida la oseointegración (cuando el implante es sometido a carga funcional) se inicia un fenómeno fisiológico continuo en la interfase hueso implante entre la aposición y la reabsorción ósea que está modulado en gran medida por la biomecánica del sistema y la estabilidad bioquímica de los componentes metálicos en contacto con el hueso. Mediante la innovación en el diseño de los implantes dentales, tanto en los aspectos macroscópicos (forma, macrogeometría, tipos de conexión implante-pilar), como en los aspectos microscópicos (tratamiento de superficie) se ha mejorado el pronóstico de la oseointegración y el rendimiento de los implantes dentales a largo plazo. [5]

Actualmente los implantes endóseos de titanio son ampliamente usados en el tratamiento de pacientes total o parcialmente desdentados [6] [7] [8] [3], ya que suponen una alternativa clara y viable tanto para reemplazar dientes perdidos como para restaurar la función masticatoria [2] y estética [3], por las ventajas que ofrecen en cuanto a propiedades mecánicas y buen anclaje al hueso [1]. Si bien años atrás ésta era una alternativa terapéutica prácticamente inaccesible para el paciente, hoy en día es mucho más alcanzable desde un punto de vista económico.

A pesar de los avances en la técnica quirúrgica y en el diseño de los implantes, con tasas de éxito sobre un 90% para los tratamientos con esta técnica, aún se reportan fallas mecánicas y complicaciones biológicas [9] [10] [11] [3]. Dentro de las fallas biológicas encontramos inflamación periimplantar, dolor y reabsorción del hueso periimplantar. Por otra parte, en las fallas mecánicas se encuentra la pérdida o fractura del tornillo del pilar y fractura del aditamento entre otras.

Uno de los objetivos principales de la implantología es evitar la falla de los implantes asociada a pérdida ósea periimplantar. El tratamiento implantológico se considera exitoso si la pérdida de hueso crestal periimplantario es menor a 1.5 mm en el primer año, y menor a 0.2 mm anualmente en el sistema de conexión externa, no así en la conexión interna en que la reabsorción ósea debería ser menor o nula [14] [15] [16].

En el comercio existe un gran número de implantes y aditamentos entre los que el clínico debe escoger un sistema que sea predecible y reproducible a lo largo del tiempo. [4] Existen más de 20 formas distintas de conexión implante-pilar, pudiendo ser externa o interna según si la superficie del aditamento se extiende sobre o dentro de la plataforma del implante [17]. Se debe tener claro que el éxito del tratamiento dependerá de diversos factores como la biomecánica del sistema implante-pilar y la higiene del paciente, entre otros, además de los relacionados con la calidad del hueso, y la interfase entre implante-pilar y pilar-prótesis. [7]

La conexión externa fue la primera en usarse clínicamente y en dominar el mercado, sin embargo, actualmente las conexiones internas se han hecho rápidamente populares y han invadido el mercado mundial. Se ha demostrado que las fuerzas axiales producen un nivel de estrés similar en ambos diseños, pero en presencia de fuerzas no axiales se produce una menor concentración de estrés en el diseño de conexión interna. Se ha demostrado también, una mayor preservación de los tejidos blandos y duros en implantes con reducción de plataforma, en comparación con implantes sin esta [17]. Aún no se establece en forma definitiva el porqué de esta mayor preservación ósea, pero las principales hipótesis apuntan a la ubicación más interna de la interfase implante-pilar, que permite un buen establecimiento de ancho biológico, al hecho de alejar la zona de infiltrado inflamatorio del hueso, y a la reducción de estrés en la unión implante-pilar en la zona crestal. Esta reducción de diámetro del aditamento en relación a la plataforma del implante es conocido hoy en día como "Platform Switching".

La conexión interna cónica fue introducida por primera vez en el año 1999 por ITI Implant System (Straumann®) y se ha vuelto cada vez más popular por su desempeño mecánico y estabilidad. Muchos estudios indican sus potenciales ventajas mecánicas por sobre las conexiones externas. Este tipo de conexión tiene mayor resistencia a las fuerzas de flexión, mejor distribución del estrés y menor riesgo de sobrecarga en el cuello del implante, lo que resulta en menores fallas mecánicas como la pérdida de tornillos y fracturas de los mismos en comparación

con las conexiones externas [18]. La conexión cónica recibe diversos nombres, pero el nombre con que más se conoce es el de sistema Cono Morse, aunque, tal como más adelante desarrollaremos en este estudio, el cono morse clásico presenta características específicas que lo diferencian de las conexiones cónicas o “tipo cono morse”.

De lo anterior, se desprende el objetivo del presente estudio: Establecer las principales ventajas biológicas y mecánicas del sistema de conexión implante-pilar cono morse con respecto a otros sistemas de conexión; y determinar en qué medida las alteraciones periimplantarias y alteraciones del nivel óseo en diferentes fases temporales pueden depender del tipo de conexión implante-pilar.

Marco teórico

Un implante es un dispositivo médico fabricado para reemplazar una estructura biológica ausente, suplantar a una estructura dañada, o mejorar una estructura existente. Los primeros en ser descritos se utilizaron en traumatología para estabilizar fracturas óseas (el pin de Steineman y los clavos de Kishner). Las aleaciones y metales utilizados para fabricarlos han evolucionado a lo largo de los años mejorando su compatibilidad biológica.

Fueron Bothe en 1940 y Leventhal en 1951, ambos de EEUU, los primeros en reportar las características biológicas del titanio, es decir, su biocompatibilidad, ya que no reacciona negativamente con los tejidos y tiene la cualidad de unirse íntimamente al hueso con el correr del tiempo, llegando a una fusión total aproximadamente a los 4 meses [19].

En 1956, y ya conociendo los efectos corrosivos de las “aleaciones inoxidables” y del Vitallium, el sueco Per-Ingvar Brånemark de la Universidad de Lund, en su tesis de doctorado titulada “Microscopia vital de la función de la médula ósea en la cicatrización y regeneración del hueso en peroné de conejos”, mandó a confeccionar un dispositivo trans-óseo de titanio para sujetar las lentes para poder realizar la microscopía vital. Al concluir su trabajo e intentar retirar estos dispositivos trans-óseos de titanio, tuvo dificultad ya que estaban integrados al hueso, y pensó que una utilidad práctica para esta cualidad del titanio podría ser el uso para fijar las prótesis de pacientes desdentados [19].

Más adelante, en 1959, el mismo Brånemark, en la Universidad de Gothenburg (Suecia) realizó dos estudios con microscopia vital en humanos, titulados: “Formación y liberación de eritrocitos en los sinusoides de la médula ósea” y “Circulación en la piel de humanos”, utilizando en sus trabajos experimentales dispositivos de titanio para soportar las lentes del microscopio vital (similares a los que usó en conejos) tanto en tejidos blandos como en hueso en alumnos universitarios voluntarios y demostró la reacción inflamatoria nula del titanio en la piel y la tendencia a la “oseointegración” en el hueso, término acuñado por Brånemark para esta cualidad de la unión íntima con el hueso, y definida como “La conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo ordenado y la superficie de un implante sometido a carga funcional”(Brånemark 1985) [19].

Ya han pasado más de 30 años desde que Brånemark, en el año 1959, presentó por primera vez su trabajo con implantes dentales endoóseos a los investigadores en odontología de los EE.UU. A lo largo de estos 30 años los componentes quirúrgicos y protésicos, así como los protocolos de tratamiento requeridos para el tratamiento con implantes, no han dejado de evolucionar. De la misma manera, la forma de pensar de los profesionales ha ido en continua evolución. Si en un principio el único objetivo era devolver la función de los pacientes desdentados, al pasar el tiempo el

desafío también fue lograr restauraciones lo más estéticas posibles. Además, se dirigió la atención hacia el desarrollo de tratamientos más rápidos y simples.

Más recientemente, se ha hecho cada vez más evidente que no basta con colocar un implante, esperar su oseointegración y finalmente colocar una corona definitiva con un buen aspecto estético. La existencia de procesos biológicos complejos y de evolución permanente en el tiempo pueden perjudicar incluso resultados excelentes en primera instancia a largo plazo.

La colocación quirúrgica de implantes endóseos inicia una serie compleja de eventos biológicos asociados con la cicatrización de heridas: inflamación, proliferación y maduración. La cicatrización de los huesos y tejidos blandos alrededor de los implantes endóseos es un proceso dinámico y es el resultado de numerosos factores, entre ellos: técnica quirúrgica atraumática, diseño del fresado óseo, sistema inmune del huésped, diseño macroscópico y microscópico de implantes dentales, ajuste del implante en el lecho fresado, dehiscencia de la herida, y el protocolo de carga entre otros. Para un rendimiento óptimo, los implantes dentales deben tener una resistencia mecánica apropiada, biocompatibilidad y bioestabilidad en seres humanos [20].

Por lo anterior, las estrategias para obtener y mantener los resultados funcionales y estéticos (tanto en tejidos duros como en tejidos blandos) obtenidos con nuestras rehabilitaciones sobre implantes a lo largo de los años e incluso de décadas, han cobrado una importancia fundamental.

Los implantes pueden estar hechos de diversos materiales, pero el titanio comercialmente puro o las aleaciones de titanio con vanadio, paladio, rutenio, aluminio, estaño y molibdeno (siendo la aleación Ti-6Al-4V la más utilizada en el mercado) [21] [22], han obtenido resultados clínicos extraordinarios. Los implantes de titanio se presentan en diferentes diámetros y longitudes, además de diversas variaciones en su diseño: forma del implante, tipo de roscas macroscópicas, tipo de tratamiento de superficie, tipo de conexión implante-pilar y otras variaciones menores que permiten seleccionar un tipo específico de implante de acuerdo al caso clínico particular [20].

Varios son los factores que contribuyen en la obtención de rehabilitaciones exitosas, al igual que garantizan el mantenimiento de esos resultados a largo plazo. Principalmente, estos factores son:

- Estabilidad primaria del implante
- Superficie del implante
- Geometría de la unión implante-pilar
- Conexión implante-pilar [23]

1. Estabilidad primaria del implante

Ésta es definida como la estabilidad conseguida por el implante en el momento de la inserción en el hueso vivo previamente fresado. Esta estabilidad está dada por la trabazón mecánica que se logra a nivel de la interfase hueso-implante, y permite evitar los micromovimientos, factor esencial para lograr, en el tiempo, la oseointegración.

Va a depender principalmente de tres factores: el procedimiento quirúrgico empleado (relación entre el tamaño del implante y el lecho quirúrgico preparado), la densidad ósea (calidad ósea) y el diseño del implante tanto a nivel macro como microscópico [24].

Cuando los implantes se colocan de forma que toda su superficie establece un íntimo contacto con toda la extensión de la osteotomía, se considera que tienen un alto grado de contacto inicial hueso-implante (IBIC, por las siglas en inglés de *initial bone-to-implant contact*), lo que favorece la estabilidad primaria. Además, el sistema de implantes seleccionado puede incorporar elementos adicionales de diseño macrogeométrico que mejoren la estabilidad primaria, por ejemplo, pasos de rosca más grandes (es decir, la distancia entre las roscas) y roscas altas y delgadas que penetren lateralmente en el hueso para asegurar su sujeción a largo plazo [23].

2. Superficie del implante

La oseointegración es un fenómeno que se produce por la interacción entre la superficie de titanio del implante y el hueso preparado para recibirlo una vez que es sometido a carga funcional. Este es un proceso biológico que se consigue en un período de tiempo determinado, que inicialmente fue definido por Brånemark como 6 meses libre de carga funcional.

Partiendo con el protocolo original propuesto por Brånemark, los investigadores intentaron mejorar las características de esta oseointegración, así como disminuir los tiempos de espera para conseguirla.

La calidad de la oseointegración se puede evaluar en forma indirecta a través del porcentaje de BIC (*bone-implant contact*), que se puede medir a su vez en forma directa con estudios histológicos específicos de muestras de implantes obtenidas en diferentes períodos de tiempo, o de forma indirecta a través de aparatos que permitan evaluar la estabilidad del implante en el tiempo, como el análisis de frecuencia de resonancia (para el que se utilizan aparatos como el Ostell, que es el más utilizado hoy en día) o el torque de retiro (para el que se utilizan llaves dinamométricas que miden la resistencia al retiro al aplicar fuerzas de contratorque medidas en Ncm) [23].

Los primeros estudios al respecto demostraron que las superficies de titanio que poseen mayor rugosidad superficial que el titanio pulido disminuyen los tiempos de espera para alcanzar la oseointegración y mejoran la BIC. Con el tiempo, fueron apareciendo diferentes tipos de tratamientos que permitían aumentar la rugosidad superficial y que buscaban mejorar aún más las características de la oseointegración conseguida. Fue así como surgieron los diferentes tipos de tratamiento de superficie, que hoy en día se pueden clasificar en dos grandes grupos:

- Tratamientos de superficie de sustracción (arenado, grabado ácido, grabado con láser, oxidación anódica)
- Tratamientos de superficie de adición (spray de plasma de titanio, recubrimiento con hidroxiapatita)

Además de estos dos grandes grupos, últimamente han surgido otras técnicas de tratamiento de superficie como:

- Tratamientos combinados de sustracción y adición
- Tratamientos de superficie bioactivas

Actualmente, independiente del tipo de tratamiento de superficie, se reconoce que las superficies con un patrón de rugosidad de tipo nanométrico han conseguido los mejores resultados, pero las superficies bioactivas, que aún se encuentran en etapas experimentales, han mostrado resultados muy prometedores.

Los tratamientos de superficie que actualmente están presentes en el mercado permiten alcanzar la oseointegración en tiempos tan cortos como un mes (30 días) en algunos casos.

3. Geometría de la unión implante-pilar

Un tercer factor importante para el mantenimiento a largo plazo de las rehabilitaciones sobre implantes oseointegrados es la influencia de la geometría de la unión implante-pilar (UIP) sobre el ancho biológico periimplantar. El ancho biológico periimplantar es el «sellado» natural que se desarrolla alrededor de cualquier objeto que sobresalga del hueso y a través del tejido blando hacia el interior del espacio oral. Está formado por aproximadamente 1,0 mm de tejido conectivo y 1,0 mm de epitelio, y constituye una barrera que protege al hueso contra las bacterias presentes en el espacio bucal [23].

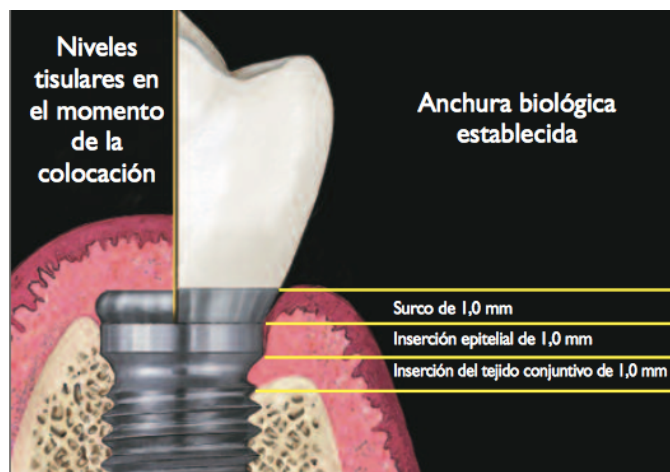


Figura 1. Remodelación ósea alrededor de un implante estándar después de la formación de la anchura biológica [23]

Cuando se colocan implantes, conectados a pilares que atraviesan la mucosa y emergen a la cavidad bucal, el organismo reacciona y vuelve a crear el ancho biológico necesario (Fig.1). Si los tejidos blandos son insuficientes, el hueso puede reabsorberse hasta que se restablece un ancho biológico adecuado.

Un descubrimiento al inicio de la década de 1990 planteó por primera vez la posibilidad de que el diseño del implante podía influir sobre el ancho biológico. Este descubrimiento se produjo cuando se utilizaron de manera rutinaria pilares estándar de 4,0 mm de diámetro como elementos de rehabilitación en implantes de 5,0 y 6,0 mm de diámetro. El seguimiento radiográfico de estos implantes con «cambio de plataforma» (también llamados de «platform switching») reveló el hallazgo sorprendente de que existía una mayor conservación del hueso crestal, lo cual motivó el desarrollo de sistemas de implantes que incorporaran el cambio de plataforma en su diseño [23].

Hay muchas hipótesis acerca del modo en que el cambio de plataforma influye sobre el ancho biológico y el nivel óseo resultante. La hipótesis principal postula que la geometría de la conexión implante-pilar en el diseño con cambio de plataforma provoca que se forme tejido periimplantar hacia el interior de la plataforma, alejándose del hueso, y de esta forma se crea un mejor sellado que permite separar el hueso de los contaminantes de la cavidad bucal durante el uso normal de la rehabilitación, y especialmente durante el intercambio de componentes protésicos necesario durante el proceso de rehabilitación.

Una hipótesis relacionada plantea que el ancho biológico no es estrictamente una medida vertical, sino que está controlada por la distancia superficial relativa creada por la combinación implante-pilar. La combinación implante-pilar con cambio de plataforma alarga la superficie tanto en sentido vertical como horizontal para así establecer el ancho biológico requerido, antes de que el nivel de hueso se vea afectado.

Una tercera hipótesis es que la geometría del diseño de cambio de plataforma influye sobre la distribución de las tensiones biomecánicas presentes en el hueso

residual, y esto induciría la conservación ósea. En este esquema, las tensiones resultantes de las fuerzas oclusales ejercidas sobre el sistema implante-pilar, se concentrarían en la interfase que está alejada de la periferia de la plataforma, en vez de hacerlo sobre el borde mismo de la plataforma (que generaría más tensiones en el hueso que está íntimamente relacionado con este borde). En esta misma línea, se ha descubierto que existe una irritación mecánica de los tejidos periimplantarios producida por el intercambio de fluidos que se produce como resultado de las fuerzas oclusales que se ejercen sobre el pilar protésico, esta irritación también se alejaría del hueso circundante a la plataforma, produciendo menor reabsorción.

Finalmente, otra hipótesis plantea que el desplazamiento de la UIP hacia adentro (medialmente) reduce la inflamación ósea causada por la contaminación microbiana que penetra a través del cierre imperfecto de la UIP. En definitiva, es muy posible que la eficacia del cambio de plataforma se deba a uno o más de los mecanismos planteados en estas hipótesis [23].

4. Conexión implante-pilar

Esquemáticamente un implante dental, es un sistema mecánico cuya misión es la de transmitir las fuerzas oclusales de la prótesis a través del pilar y del implante al hueso circundante y está constituido por dos partes fundamentales:

- Un cuerpo de titanio intraóseo (fixture o fijación), que puede ser cilíndrico o cónico, además de perforado, macizo o ahuecado. El material utilizado para su confección es titanio comercialmente puro o la aleación de titanio cuya superficie puede ser lisa, revestida con diversos materiales o bien rugosa por medio de diferentes tipos de tratamientos de superficie.
- Un pilar o muñón implantario (abutment o aditamento protésico), fabricado generalmente en titanio, aunque se pueden utilizar otros materiales para su construcción. Este elemento se conecta con el implante de diferentes formas según sea el sistema de implantes que utilicemos y soportará posteriormente la supraestructura protésica.

La unión de estas dos partes se realiza a través de un hexágono externo o interno y un tornillo de fijación o bien por acoplamiento conométrico según las diferentes propuestas comerciales de los fabricantes, lo que denominamos de forma genérica conexión implante-pilar, la cual constituye un factor que incide significativamente sobre los resultados mecánicos, biológicos y estéticos, inmediatos y a largo plazo [25].

Independiente del tipo de conexión, se genera una interfase entre el implante y el pilar (microgap), que se puede localizar bajo el margen gingival, por lo que uno de los mayores desafíos en la rehabilitación de implantes de dos piezas es la prevención de microinfiltración a las partes internas del implante a través de un sello hermético entre ellas [2] [26] [27].

Inicialmente, los principios esenciales para la obtención de la oseointegración involucraban la colocación atraumática de un implante de titanio en un hueso viable, seguido de un período de cicatrización prolongado (6 meses), no interrumpido y con implantes sumergidos (es decir, no expuestos a la cavidad bucal, cubiertos con encía). Este protocolo se conoce como procedimiento quirúrgico de 2 etapas, ya que en la segunda etapa (segunda cirugía) se expone la plataforma del implante a la cavidad bucal y se conecta un aditamento protésico (que se atornilla al hilo interno del implante) y permite las posteriores etapas de la rehabilitación. Esta segunda cirugía se conoce como cirugía de conexión.

El diseño inicial de Brånemark (y que fue utilizado por todos los primeros sistemas de implantes) era un hexágono externo sobre la plataforma del implante, cuyo sentido práctico era permitir el acoplamiento de un dispositivo de transferencia durante la colocación quirúrgica del implante en el hueso que permitiera además roscarlo en el interior del lecho óseo previamente tallado y la subsiguiente conexión del pilar protésico en la segunda etapa. Aunque luego se le atribuyeron las funciones de indexación protésica y de mecanismo antirrotacional, inicialmente no fue concebido con estos propósitos [20] [28].

4.1. Características de la conexión implante-pilar

La conexión debe incluir características de diseño que faciliten su uso y cumpla los requisitos del usuario en cuanto a:

- Facilidad de uso
- Versatilidad
- Resistencia
- Estabilidad
- Ajuste
- Precisión

El diseño de la conexión debe ser versátil, para satisfacer necesidades quirúrgicas y de restauración. El profesional debe poder colocar el implante con relativa facilidad, guiado por referencias que el sistema de conexión provea, sin tener que ser necesario exceder o aplicar menor torque en el implante para hacer coincidir un punto de la conexión con una referencia bucal (por ejemplo).

Además de ser fácil de usar, la conexión del implante debe funcionar sinérgicamente con el diseño del implante, del pilar y de los tornillos, de modo que aporte la resistencia que se requiere para cumplir las expectativas mecánicas. Para evaluar la resistencia del sistema, los fabricantes de implantes en general someten sus sistemas al método de evaluación estandarizado descrito en las normas ISO14801 (ensayo de fatiga dinámica para implantes dentales endoóseos) [29]. La

estandarización de esta prueba permite comparar resultados entre distintos fabricantes.

Más allá de la resistencia, también la estabilidad y firmeza de la conexión implante-pilar pueden afectar a los resultados estéticos de la rehabilitación [23]. Un área de conexión implante-pilar estable y firme minimiza los micromovimientos del pilar y reduce el potencial de microfiltraciones a través de la interfase (microgap). Se ha postulado que la disminución de estos dos factores reduce los procesos inflamatorios asociados con la pérdida de hueso o de tejido [30] [31] [4].

Un último factor importante en el diseño de conexión del implante es la de minimizar los errores en la oclusión durante la fase restauradora. Este error generalmente se origina en la transferencia inexacta de la posición de relación céntrica en el proceso de registro en articulador. Su resultado puede ser una prótesis definitiva con oclusión incorrecta o falta de ajuste pasivo. La conexión implante-pilar debe ser lo suficientemente exacta para permitir la adecuada transferencia de la posición del implante desde la cavidad oral (real) a él o los modelos de trabajo. Esta exactitud en la posición de asentamiento del pilar es más fácil de conseguir en las conexiones cónicas con indexador, tal como explicaremos más adelante.

A medida que el mercado ofrece nuevas tecnologías digitales para la rehabilitación, emergen a su vez, nuevas fuentes de error. Para que esta transformación tecnológica tenga éxito, cada vez es más importante que cada uno de los participantes del flujo de trabajo reduzca al mínimo su contribución a la magnitud de error total, logrando así una conexión de gran exactitud, que garantice el éxito en los tratamientos de esta revolución digital [23].

4.2. Tipos de conexión implante-pilar

Básicamente se definen 2 tipos diferentes de diseño de conexión:

- Externa
- Interna (incluyendo cono morse)

A su vez, la fijación de las partes puede ser a través de un tornillo de fijación o bien por acoplamiento conométrico:

- Fijación por atornillado:

Es el tipo de conexión original, en el cual el pilar o muñón está fijado al implante mediante un tornillo que lo atraviesa. Esta conexión es la que se ha estudiado en forma exhaustiva, y durante mucho tiempo fue considerado el gold-estándar en implantología. Pero a raíz de estos mismos estudios, se consiguieron graves complicaciones de tipo biomecánico y biológico que surgen cuando falla la fijación del tornillo

ya sea por aflojamiento o fractura, con una incidencia estadísticamente significativa de este tipo de fallo [32].

- Fijación conométrica:

En este caso, el pilar se introduce en el implante a través del acoplamiento de dos superficies cónicas en las cuales el grado de conicidad es determinante para asegurar la estabilidad del conjunto. Además, para que el pronóstico sea favorable a largo plazo es necesario que se cumplan las siguientes condiciones:

- Que la carga se transmita en el mismo eje del acoplamiento cónico.
- Que no se produzcan fuerzas de torsión, sólo de tracción y compresión.
- Que no existan alteraciones geométricas de los conos.
- Que no se interpongan sustancias de ningún tipo entre los dos conos.
- Que se haya aplicado una fuerza de activación (precarga) adecuada.

4.2.1. Sistema de conexión externa hexagonal (HE)

El sistema de conexión externa está compuesto por un hexágono externo y es la conexión más común usada desde los inicios de la implantología, por lo que tiene un historial clínico de larga data.

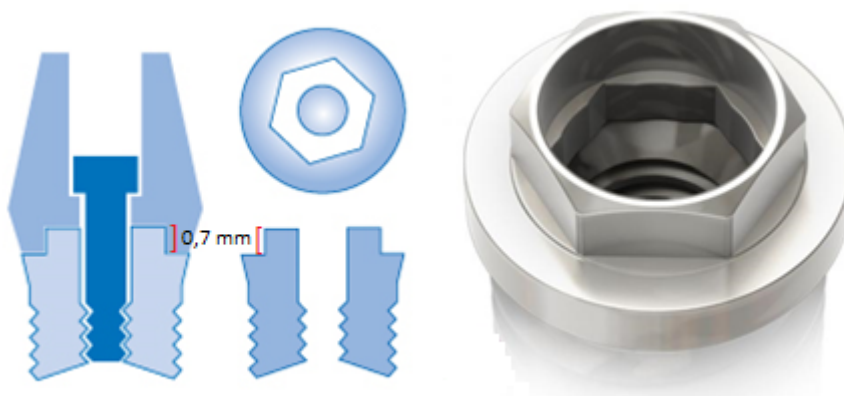


Figura 2. Conexión externa hexagonal [33]

Fue creada por Brånemark, y originalmente concebida como un mecanismo de acoplamiento y de transferencia para la cirugía. Este consistía en un hexágono de seis lados de 0,7 mm de alto (Fig. 2); un diámetro del hexágono de 2,7 mm; y una plataforma de 4,1 mm [20].

En la actualidad, están disponibles en alturas de 0,7, 0,9, 1,0, y 1,2 mm y con diámetros de hexágono de 2,0, 2,4, 2,7, 3,0, 3,3 y 3,4 mm, dependiendo de la plataforma del implante. El número disponible de implantes hexagonales se ha más que duplicado [28]. El tornillo de retención del pilar también ha sido modificado con respecto al material, la longitud del vástago, el número de hilos, el diámetro, la longitud, el diseño del hilo y aplicación de torque [28].

El éxito clínico con implantes de HE depende del mecanizado preciso entre el implante y los componentes restauradores, y de la estabilidad de la conexión implante-pilar.

Existen numerosas complicaciones en este tipo de conexión, que han sido ampliamente reportadas y aceptadas por la comunidad implantológica en general. El elemento más débil de esta conexión es el tornillo protésico, en el que se concentran todas las fuerzas que inciden sobre la corona protésica, y que actúa como elemento preventivo frente a fallas mayores, como la fractura de elementos protésicos o fractura del implante. Se pueden describir 3 desventajas principales de este diseño:

- Primero, existe poca longitud de contacto friccional entre el aditamento y la porción hexagonal del implante (0,7 mm) por lo que hay que verificar que sus componentes estén completamente adaptados.
- Segundo, el sistema de conexión externa requiere un espacio mínimo entre las paredes (grado de tolerancia para el acoplamiento de sus partes), por lo que el ajuste del componente secundario proporciona un grado de libertad entre él y el componente principal, esto permite algún grado de rotación entre el hexágono de la plataforma y el hexágono del componente restaurador (aditamento). Desde un punto de vista biomecánico, esta mayor interfaz genera micro movimientos que genera fuerzas que se distribuyen en diferentes áreas del implante, resultando en aumento de movilidad del aditamento y una mayor interfase, que podrían llevar a su vez a complicaciones mecánicas y biológicas, siendo la más grave la pérdida del implante
- Otro problema es que se acumula una gran tensión en el tornillo, éste es esencialmente el único medio de retención y resistencia en la unidad de conexión, y soporta toda la fuerza producida por los micro movimientos que tienden a aflojarlo e incluso a fracturarlo con relativa facilidad [4].

La amplia utilización de la conexión externa ha resultado también en una amplia gama de complicaciones clínicas. Para reducir estos problemas, el HE, sus pilares y sus tornillos de retención han sufrido numerosas modificaciones a través del tiempo. Los fabricantes de implantes compensaron este diseño cambiando el tipo de tornillo utilizado para fijar los pilares a los implantes: geometría, altura y superficie; mejorando el mecanizado entre implantes y pilares; y aplicando un torque mayor a los tornillos [20].

Hoy en día, el clínico dispone de más de 90 tipos de implantes para elegir, en una variedad de diámetros, longitudes, superficies, plataformas, interfases y diseños de cuerpo. Prácticamente todas las empresas de implantes fabrican una conexión hexagonal externa, una modificación propia o ambas; implantes de diámetro estrecho o "narrow", estándar y anchos o "wide"; con diferentes superficies: mecanizadas, texturizadas, con hidroxiapatita (HA), y plasma de titanio (TPS), etc., pero a fin de cuentas, los objetivos de cualquier modificación en el diseño del HE original buscan mejorar la estabilidad de la conexión implante-pilar a largo plazo [28] [20].

4.2.2. Sistema de conexión interna hexagonal (HI)

El sistema de conexión interna surge como una alternativa en la búsqueda de soluciones a los problemas derivados de la utilización de la conexión externa. Este tipo de conexión fue inicialmente ideado por Gerald Niznick en 1991, quién lo introdujo en el Sistema de Implantes Screw-Vent. Este primer sistema de conexión interna consistía en un hexágono interno con características de diseño muy similares a las que se utilizan hoy en día.

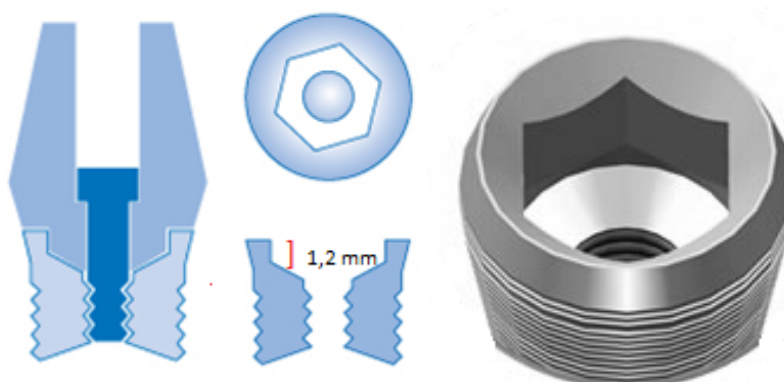


Figura 3. Conexión interna hexagonal [34].

En el diseño de conexión HI, el hexágono y el tornillo pasan por el cuerpo del implante y la longitud del hexágono aumenta a 1,2 mm (Fig. 3). Esto facilita el procedimiento clínico ya que los componentes protésicos son más estables, incluso sin haber puesto el tornillo. La mayor longitud de contacto disminuye la tensión que recae en el tornillo reduciendo la posibilidad de pérdida de este [4].

Una de las primeras conexiones internas implante-pilar fue diseñada con un hexágono interno de 1,7 mm debajo de un bisel de 45° de 0,5 mm de ancho. Este sistema fue diseñado para distribuir las fuerzas masticatorias dentro del implante, lo que protegería el tornillo del pilar de la carga oclusal excesiva. La fuerza generada por los micro movimientos en este tipo de conexión se disipa en las paredes adyacentes al hexágono del implante y en menor grado en el tornillo. Esta conexión

implante-pilar ha demostrado mayor resistencia cuando se compara con las fuerzas de las conexiones de implante-pilar hexagonales externas [20].

4.2.3. Sistema de conexión interna cónica (CIC)

Producto de los estudios permanentes en la búsqueda de mejorar el comportamiento biomecánico de los implantes, surge la conexión interna cónica, la cual ha sido ampliamente estudiada por sus ventajas mecánicas respecto a los otros diseños de conexión.

En este tipo de conexión, la fijación y estabilidad no funcionan en base a un tornillo, sino por medio de la resistencia friccional dada por los conos congruentes que existen en el implante y el aditamento. La resistencia friccional que existe entre el cono del pilar y el cono del implante aumenta progresivamente a medida que se aplica una carga compresiva axial durante el asentamiento del pilar. Esta resistencia friccional además depende de 3 factores principales: la tolerancia del maquinado, al asentamiento y al efecto cuña [18].

- La tolerancia al maquinado, es una característica intrínseca que existe entre los componentes de implantes maquinados, debido a las diferencias dimensionales y rugosidades de superficies. Ya que todos los componentes maquinados pueden variar de la dimensión exacta, la sumatoria de esta tolerancia al maquinado es la que permitirá el desplazamiento axial de los componentes.
- El efecto de sellado (asentamiento) ocurre entre dos superficies de distinta rugosidad superficial, al aplanarse la rugosidad bajo una carga, este desgaste adhesivo lleva a que las superficies se aproximen más íntimamente (soldadura en frío o cold-welding).
- El efecto cuña, el pilar actúa como cuña, concentrando las fuerzas compresivas axiales en la dirección de inserción del pilar, lo que aumenta la presión de contacto y la resistencia friccional. Además, al aumentar el torque de apriete, el efecto cuña del pilar aumenta [18].

4.2.3.1. Conexión cónica “Cono Morse” (CM)

El cono morse fue inventado en 1864 por Stephen A. Morse, un mecánico emprendedor, quien lo desarrolló para unir de manera fiable dos componentes mecánicos rotatorios, y que posteriormente, se expandió a diversas áreas, entre ellas la odontológica [35]. El ángulo para que el sistema se considere CM varía de 6° a 16° (Fig. 4) [36].

Este tipo de conexión implante-pilar es un encaje de precisión entre las superficies del implante y el pilar protésico, para transmisión de la fuerza sin pérdida de fricción. Es así como produce fijación antirotacional estable y una alta resistencia mecánica semejante a un monobloque [37].

En la conexión interna cónica como morse, las paredes internas tienen una inclinación de alrededor de 8° (Fig. 5). Al atornillar el cono en su lugar, las paredes del implante logran un sellado ya que la forma cónica se acopla en su lugar, asegurando la conexión y reducción de tensión sobre el tornillo. Como resultado se requiere aproximadamente un 30% más de fuerza para retirar posteriormente la conexión. Las CIC muestran una superioridad en el sellado, formación de microgap, mantención de torque, y estabilidad del pilar [4] [38].

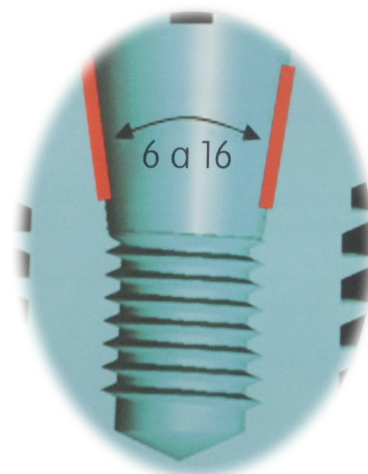


Figura 4. Ángulo para cono morse [36].

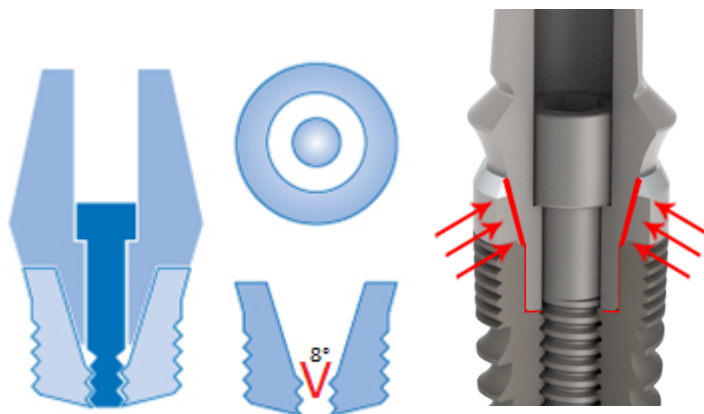


Figura 5. Conexión cónica: Cono Morse [33]

Este íntimo contacto y adaptación entre sus partes, permite que el CM reduzca o esté prácticamente libre de microgap, dando mayor resistencia a los movimientos rotacionales y disminuyendo los puntos de tensión. Así también el CM tiene mayor capacidad de soportar las cargas horizontales.

Un ajuste adecuado de los conos, garantiza que aquella "traba mecánica" sea un sistema seguro y natural para el tornillo que une el pilar protésico al implante.

- Ventajas clínicas:

- Las cargas funcionales extremas son transferidas efectivamente a través del cuerpo del implante al hueso periimplantario.
- Mayor confianza en la prevención del aflojamiento del tornillo y pilar protésico.
- Transferencia de mayores cargas (región posterior).

- Mejor sellado de interfase implante-pilar.
- Fijación antirrotacional.
- Alta estabilidad mecánica.
- Mayor resistencia (monobloque).
- Reducción de GAP (interfase).

En la conexión CM, el tornillo de conexión posee un diámetro de 2,5 mm independiente del diámetro del implante. Esto resulta en un perfil de emergencia del componente protésico 2,5 mm de diámetro, tanto para implantes de 3,5 mm, como para los de 3,75 - 4,0 - 4,3, etc.

Esta característica favorece al profesional debido a la homogenización de los pilares protésicos y cicatrizadores. Esto es independiente del implante, cualquier componente protésico puede ser utilizado (dentro de una misma marca), caracterizando el sistema como un sistema de reducción de plataforma (platform switching) (*Fig. 6*) [5].

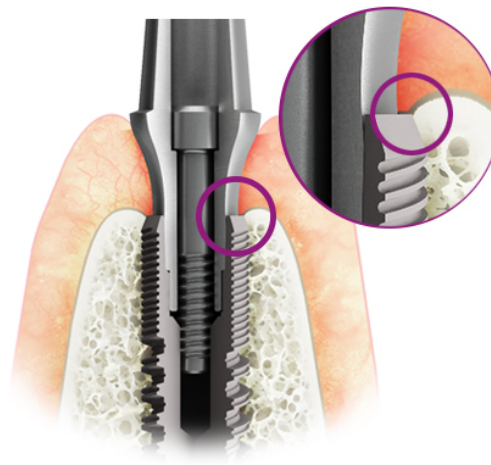


Figura 6. Platform Switching [34].

En las conexiones de HE y HI, se produce una pérdida significativa de la altura de la cresta ósea interdental, fenómeno conocido como craterización, y existe un consenso general en cuanto a que el nivel de cresta ósea, producto de ésta, se termina estabilizando a 1,5 a 2 mm de la unión implante-pilar al año de seguimiento después de la restauración, pudiendo aumentar año a año dependiendo de factores que aún no se entienden completamente.

La etiología de la remodelación ósea fue, desde que se describió, bastante cuestionada. Algunos investigadores apuntan que esta remodelación puede deberse a la transferencia del estrés mecánico del implante a la cresta ósea, sin embargo, otros autores lo atribuyen a la inflamación localizada del tejido blando perimplantar. Un factor que ha sido implicado en la craterización cervical es el microgap que existe entre la prótesis el implante en el sistema clásico de dos piezas. Este microgap, generalmente está asociado con la contaminación bacteriana que determina la

formación de un infiltrado inflamatorio crónico, causando la reabsorción ósea de 2 mm [39].

La remodelación ósea al progresar presenta un patrón vertical (para restablecer lo que sería el ancho biológico) y también horizontal. Esta reabsorción horizontal es sobre 1 - 1,5 mm acorde con los estudios conducidos por Tarnow y cols. [40]. Esta, por tanto, sería la razón para mantener una distancia mínima de 3 mm entre dos implantes con el fin de obtener una papila intacta y el hueso perimplantar estable [39].

El concepto de craterización, presentado anteriormente, tiende a quedar obsoleto en el caso de los implantes tipo CM, debido el hecho de que no es la distancia entre los implantes la que se hace necesaria, más sí la distancia entre los pilares protésicos. En el caso de los implantes CM, esa distancia puede ser reducida debido a la emergencia del pilar protésico es menor al diámetro del implante, favoreciendo el crecimiento óseo sobre la plataforma del implante, y consecuentemente, un mejor soporte del tejido papilar, resultando una estética sustentable y duradera (concepto de platform switching) (Fig. 7). Esta característica aumenta las posibilidades rehabilitadoras mediante el uso de implantes dentarios en zonas de alta estética [36].

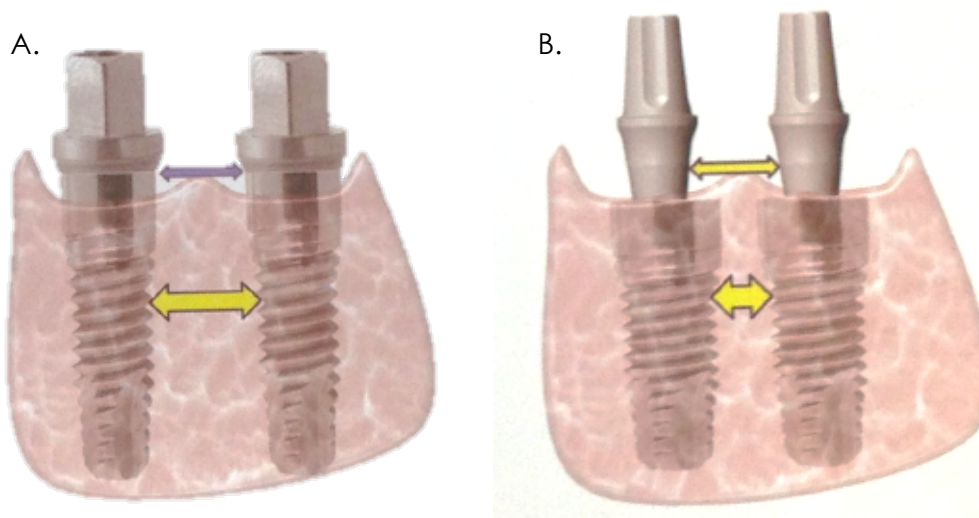


Figura 7. A. Distancia entre implantes hexagonales. B. Distancia entre implantes como morse. [36].

En este sistema de conexión, según los estudios más actuales, también se elimina el estrés hidráulico producido por el intercambio de fluidos a nivel del microgap que se deben a los micromovimientos del pilar sobre el implante durante la aplicación de fuerzas oclusales sobre éste. Al mejorar el asentamiento del pilar sobre el implante y, por añadidura, minimizar el gap a niveles nanométricos, este micromovimiento no es capaz de producir el intercambio de fluidos.

5. Pilares protésicos

Uno de los factores que pueden influir en la estética de la rehabilitación protésica sobre implantes es el material de los pilares protésicos utilizados. Si bien los aditamentos protésicos metálicos han probado durante largo tiempo sus características biológicas y biomecánicas, pueden adolecer de problemas estéticos de difícil solución.

5.1 Pilares metálicos

Es frecuente que el uso de pilares metálicos, sobre todo en el sector anterior, produzca una coloración gris en el margen gingival de las coronas sobre implantes. Esto se debe al escaso grosor de los tejidos blandos en la premaxila, lo que se hace crítico en aquellos casos con un biotipo periodontal (y periimplantar) fino. Existen dos tipos de pilares metálicos que se pueden utilizar en rehabilitación sobre implantes: los pilares maquinados y los pilares colados. Ambos tipos de pilares tienen características que los hacen deseables dependiendo del caso clínico.

5.1.1 Pilares colados

Los pilares colados (genéricamente conocidos como pilares UCLA (Universal Castable Locking Abutment)), tienen una gran versatilidad de uso debido a que se les puede dar una forma individualizada e ideal para la rehabilitación a través del encerado y posterior colado del mismo. Esta forma ideal, incluye la caracterización del perfil de emergencia a través de la encía que muchas veces es crítico en la mantención de la forma del tejido blanco periimplantar.

Los pilares colados tienen la desventaja de poseer un grado de asentamiento a la plataforma del implante menor que los pilares maquinados. Esto está dado por que el colado del pilar incluye la conexión del mismo (en el caso de los pilares plásticos completos), pero lo anterior se puede solucionar con el uso de pilares plásticos colables con base metálica (que viene maquinada de fábrica).

5.1.2 Pilares maquinados

Los pilares maquinados (o prefabricados) sólo permiten manejar el perfil de emergencia en base a medidas estándar dadas por el fabricante (tanto en ancho como en altura) lo que disminuye las posibilidades de mantención de tejido blando desde este punto de vista.

5.1.3 Pilares CAD-CAM

Un tercer tipo de pilar metálico es el fabricado a través de CAD-CAM que permite conseguir pilares personalizados con el mismo nivel de ajuste en la interfase que los pilares prefabricados, pero cuyo costo aumenta enormemente el valor final de la rehabilitación.

En cualquier caso, cualquiera de los tres tipos de pilares metálicos presenta el mismo problema de translucidez metálica a nivel gingival independiente del metal y la técnica con el que estén confeccionados.

Es en este contexto que surgen los pilares estéticos para la solución de los problemas colorimétricos derivados del uso de los pilares metálicos.

5.2 Pilares Estéticos

Dentro de este tipo de pilares, existen dos tipos de materiales para su confección, los pilares de óxido de aluminio (que debido a sus pobres propiedades biomecánicas han ido dejándose de utilizar) y los pilares de zirconia (óxido de zirconio). Estos últimos han demostrado propiedades biomecánicas muy buenas que los hacen una alternativa de elección cuando se intentan solucionar los problemas estéticos planteados anteriormente [42]. [42]

Comparativamente con los pilares metálicos, los pilares de zirconio, tienen una mejor estética, mejores propiedades ópticas y características de transmisión de luz, y bajo potencial de decoloración de la mucosa periimplantar, especialmente en pacientes con biotipo fino, y una menor adhesión bacteriana. Adicionalmente el zirconio tiene una excelente biocompatibilidad, capacidad de oseointegración y favorable interacción tanto con tejidos blandos como duros. Dentro de las propiedades mecánicas del zirconio tenemos una alta fuerza mecánica y flexural, elevada resistencia a la fractura, baja conductividad térmica, y bajo potencial de corrosión [43]. Una de las desventajas de este tipo de pilares, es que al tratarse de pilares metalo-cerámicos, son más frágiles, y no soportan un alto estrés tensional. Es por esto que son difíciles de usar en algunas situaciones clínicas en las que se deben preparar (tallar) de acuerdo a las características específicas del caso, ya que esta preparación puede inducir la propagación de cracks y causar una falla catastrófica a largo plazo. Por lo anterior se recomienda que, si se van a usar pilares de zirconio prefabricados, sean cuidadosamente elegidos y no se preparen, en el caso de que se necesiten pilares anatómicamente específicos para el caso clínico, se debe recurrir a la confección de pilares maquinados individualizados por CAD-CAM, que permiten incluso optimizar el perfil a dimensiones anatómicas [41].

Sin embargo, los pilares de zirconio tienen la desventaja del alto costo comparativo con los pilares metálicos, por lo que su uso no es tan masivo como el de los primeros.

6. Corona protésica e interfase corona- pilar

Cuando se va a realizar una corona sobre implantes de tipo cementada, existe un nuevo componente que influye en la biomecánica de la rehabilitación: la interfase corona-pilar. Entre los factores que influyen en el comportamiento de esta interfase está por un lado el ajuste entre la superficie interna del casquete y el pilar, y por otro lado el cemento que se usará para cementar la corona protésica.

Al evaluar el ajuste marginal de casquetes de distintos materiales (siendo los pilares metálicos, colados a partir de cilindros plásticos preformados; y los pilares de alúmina, premaquinados) se observa que los cilindros preformados de alúmina son los que presentan una mayor discrepancia horizontal, y dentro de los casquetes metálicos, es el oro el que presenta una mayor discrepancia. Por otro lado, al evaluar el ajuste interno, se observa que tanto las aleaciones de CrCo, NiCrMoTi y alúmina presentan el mejor ajuste en la zona cervical, en la zona oclusal son los casquetes de alúmina los que tienen un mejor ajuste interno [46].

7. Éxito y fallas

El mayor desafío en el desarrollo de conexiones implante-pilar está en reducir o eliminar la incidencia de fallas mecánicas y mejorar la respuesta del hueso y tejidos blandos [47].

El éxito de la terapia con implantes dentales debe ser evaluado desde una perspectiva biológica, estética y mecánica, considerando que la estética y biomecánica son afectados por el logro y mantención de la oseointegración, y por características de diseño del implante como su macro geometría y tipo de conexión, las que están en constante desarrollo [47].

Diversos autores han propuesto criterios para determinar el éxito de los implantes oseointegrados. Los criterios propuestos por Albrektsson para implantes de conexión externa, se utilizan ampliamente hoy en día. De acuerdo a este autor los criterios de éxito de un implante son los siguientes [48]:

Criterios de Albrektsson:

1. El implante esta inmóvil cuando se evalúa clínicamente.
2. No existe evidencia de radiolucidez periimplantaria evaluada en una radiografía sin distorsión.
3. El promedio de pérdida ósea vertical es menor de 0,2 mm por año después del primer año de uso con carga protésica del implante.
4. No existe dolor, incomodidad o infección atribuible al implante.
5. El diseño del implante permite la colocación de una corona o prótesis con una apariencia satisfactoria tanto para el paciente como para el odontólogo.
6. Mediante la aplicación de estos criterios se espera un porcentaje de éxito de un 85% a los 5 años de observación y de un 80% a los 10 años de observación para clasificar al implante dentro de los niveles mínimos de éxito.

Aunque los criterios de Albrektsson son aún válidos hoy en día, debemos recordar que fueron concebidos para implantes de conexión externa, por lo que su pertinencia en los casos de los implantes de conexión interna (y especialmente los de CM) es algo que aún no se ha determinado.

A pesar de las altas tasas de éxito de los implantes dentales, aún ocurren fallas y errores en función de problemas mecánicos o biológicos, como consecuencia de la falta de planificación, la no observación de correctos principios en la secuencia de las etapas quirúrgica y protética o aún falta de mantenimiento de los tratamientos realizados.

7.1. Complicaciones biológicas

Las fallas biológicas podrían ser consideradas todas las veces en que hubiera insuficiencia del huésped en establecer o mantener la oseointegración, que puede ser considerada como una falla precoz, por no poder mantenerse este fenómeno, cuando el implante es sometido a cargas funcionales, se considera como fallo tardío [49].

Dentro de las complicaciones biológicas, encontramos comúnmente sensibilidad, dolor, inflamación periimplantar y pérdida del hueso marginal, y como consecuencia de ello puede haber falla de la oseointegración e incluso pérdida del implante. La principal causa asociada es la infección de los tejidos circundantes o periimplantitis [8] [50]. La presencia de microgap entre implante y pilar, actúa como reservorio para iniciar y perpetuar una respuesta inflamatoria, con el potencial de gatillar la periimplantitis y jugar un rol importante en el proceso multifactorial de pérdida de hueso periimplantar. Considerando el ajuste marginal de las coronas implanto soportadas, se relata que un desajuste entre 10 y 150 μm en la interfase implante-pilar puede ser clínicamente aceptable, ya que no se han encontrado consecuencias negativas con ese nivel de ajuste [8].

Por otro lado, se ha descrito que los micro movimientos del implante y/o aditamento y las alteraciones vasculares periimplantares pueden contribuir en la contaminación del ancho biológico con el tiempo.

7.1.1. Periimplantitis

Una de las complicaciones más comunes en implantología es la periimplantitis inducida por bacterias que provocan la reabsorción del hueso periimplantar. La periimplantitis se define como un proceso inflamatorio que afecta a los tejidos que rodean a un implante osteointegrado en función, provocando la pérdida de soporte óseo, mientras que se define la mucositis periimplantaria como un proceso inflamatorio en ausencia de la pérdida de hueso. La mucositis periimplantaria sería un proceso reversible similar a la gingivitis, y se presenta como inflamación, con eritema, tumefacción y sangrado al sondaje alrededor del implante y sus componentes. Si esta no es tratada puede progresar a periimplantitis y llevar a la falla del implante [12].

El consenso del Séptimo Workshop Europeo en Periodontología concluyó que mientras la mucositis y la gingivitis no son fundamentalmente diferentes, la periimplantitis presenta significativas diferencias con la periodontitis. Se considera que la periimplantitis tiene una progresión mayor a la periodontitis debido a la ausencia del efecto protector de la cápsula conectiva que constituye el ligamento periodontal. La acumulación de placa es favorecida por la rugosidad de la superficie del implante. Sin embargo, no existe evidencia que tales diferencias influyan el desarrollo de la periimplantitis [51].

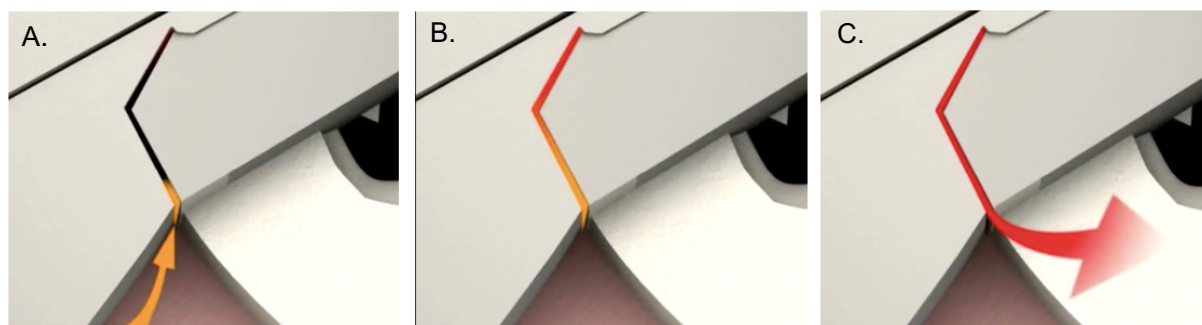


Figura 8. A. Ingreso de fluido a microgap (interfase implante-pilar). B Fluído en microgap. C. Expulsión de fluido del microgap hacia tejidos periimplantarios por carga del pilar. [95]

Durante la función masticatoria, el microflujo bacteriano del microgap a la encía adherida cercana y hueso crestal (por el mecanismo de bombeo hidráulico) (Fig 8) puede inducir a la formación de tejido inflamatorio alrededor del cuello del implante causando mucositis y subsecuentemente periimplantitis. El colágeno tipo IV es más frecuentemente encontrado en los tejidos blandos con periimplantitis que en una

mucosa sana, éste colágeno tipo IV provee de una barrera más lábil frente a la penetración bacteriana, haciendo a este tipo de mucosa más susceptible a la penetración bacteriana [2].

La mucosa masticatoria alrededor de los implantes y la encía alrededor de los dientes responden de forma similar a la formación de nueva placa con el desarrollo de una lesión inflamatoria. Podemos encontrar un infiltrado de células inflamatorias en el tejido conectivo adyacente al epitelio de unión largo, esto es similar en los dientes y en la mucosa periimplantaria. Es más, la magnitud y composición de las lesiones en ambos tejidos tienen características comunes, ya que la mucosa periimplantaria y la encía alrededor de los dientes tienen parecido potencial, para responder a la formación de placa temprana. Sin embargo, a partir de las 3 semanas, los dos infiltrados en el tejido conectivo que tenían las mismas características, se diferencian en que la extensión apical es más pronunciada en la mucosa periimplantaria que en la encía. Por este motivo los resultados de la destrucción ósea son más pronunciados en los implantes que en los dientes, el tamaño de la lesión de los tejidos blandos es más grande en los implantes que en los dientes y la lesión en los implantes se extiende más frecuentemente hasta el hueso medular [52].

7.1.2. Pérdida de hueso

El nivel de la cresta ósea radiográfica en relación a la plataforma del implante es considerado un determinante de éxito importante, la pérdida de hueso periimplantar afecta dramáticamente el anclaje biomecánico de la restauración protésica y puede comprometer el tratamiento final. Esta pérdida ósea está atribuida a diversos factores como fuerzas oclusales excesivas, trauma durante la cirugía, inflamación, infección, exposición del implante durante la cicatrización de tejidos blandos, presencia de microgap (que existe en la mayoría de los implantes comercialmente disponibles) y carga temprana en un hueso no competente biomecánicamente [10].

Según Albrektsonn, una pérdida vertical ósea menor a 0,2 mm durante el primer año y de 0,1 en los años posteriores es considerado como uno de los criterios de éxito más importantes. Se debe recordar, sin embargo, que estos criterios se formularon para implantes de conexión externa y pueden no ser muy aplicables a los implantes de conexión interna (en los que esta reabsorción crestal puede llegar a ser nula). La detección de pequeños cambios o de alteraciones en la densidad ósea requieren la realización de radiografías estandarizadas y muy periódicas, siempre con la misma angulación e idénticas características de realización [52].

Para el diagnóstico de periimplantitis deben estar asociados varios signos clínicos. Debe existir evidencia radiológica de destrucción vertical de la cresta ósea. Esta pérdida ósea comienza produciéndose en la parte coronal del implante, mientras que la parte más apical del implante sigue estando rodeada de hueso, siendo suficiente

para mantener la inmovilidad del mismo. Esta destrucción puede progresar sin signos de movilidad hasta que la destrucción ósea consigue comprometer la osteointegración conllevando a la pérdida del implante. Esta destrucción ósea vertical se asocia con la formación de bolsas periimplantarias [52].

Existe también sangrado después del sondaje suave, pudiendo existir supuración de la bolsa. Los tejidos blandos marginales pueden estar inflamados, tumefactos y enrojecidos, aunque su presencia no es imprescindible para el diagnóstico. La hiperplasia es frecuente en áreas de implantes rodeados de mucosa que no es queratinizada, o en casos en los que la supraestructura protésica es una sobredentadura. La presencia de dolor no es un signo frecuente de periimplantitis, cursando gran parte de ellas en ausencia del mismo.

Por otro lado, implantes con periimplantitis pueden permanecer estables durante mucho tiempo, hasta que se pierda por completo la osteointegración, con independencia de la cantidad y severidad de la inflamación, y del sangrado y profundidad del sondaje. De esta forma no debemos considerar que la aparición de periimplantitis sea sinónimo de implante fracasado, aunque si esta situación inflamatoria no se controla podemos llegar a la pérdida del mismo.

La pérdida de hueso asociada a la periimplantitis suele ser circunferencial o en forma de embudo, a diferencia de la pérdida ósea de causa periodontal que se localiza en un lado (defectos angulares). Además, la morfología de los defectos óseos parece estar influenciada por la forma macroscópica de los implantes y tener características diferentes en función del diseño del implante, así como de la estructura de superficie de los mismos.

Como un factor adicional, se debe señalar que cuando el grado de pérdida ósea vertical coincide con el nivel de la cámara interna para la fijación del tornillo en su límite apical, existe un mayor riesgo de fractura de implante. [10]

7.2. Complicaciones mecánicas

En relación con las complicaciones mecánicas, diversos factores han sido sugeridos como posibles causas para las fallas en implantes dentales, como, por ejemplo:

- Factores dependientes del paciente: Fuerza oclusal, actividad parafuncional, características del hueso (densidad y cantidad).
- Factores dependientes del sistema implante-prótesis: Largo y ancho del implante, diseño, características de superficie, forma y dimensión de la conexión, materiales, características y extensión de la prótesis [53].

Las complicaciones mecánicas son definidas como complicaciones de los componentes prefabricados (pérdida del tornillo o aditamento, o fractura del tornillo,

aditamento o implante), mientras que las complicaciones técnicas son definidas como las complicaciones de la supra estructura fabricadas por el laboratorio o de sus materiales (pérdida de retención, fractura de la cerámica o glaseado, entre otras) [3] [50].

Un desajuste significativo entre el pilar y el implante afectara la transmisión de cargas axiales a éste último, causando la pérdida del tornillo y/o fractura del aditamento [8].

La pérdida del tornillo del aditamento parece ser el problema más frecuente, particularmente en la restitución de dientes unitarios de la región posterior, por una mayor carga mecánica. La pérdida del tonillo puede no causar falla del implante, pero se transforma en causal de mantención y reparación, y requiere de una cantidad de tiempo sillón que debe ser aceptada por el paciente y el dentista [3].

7.2.1. Pérdida o fractura del tornillo

Las características biomecánicas de una conexión implante-pilar cónica, van a estar dadas por el tipo de unión, pudiendo estar dada por un tornillo que una ambas estructuras, por un ajuste de conos o ambos (conexión cónica atornillada). Sabemos que la interfase implante-pilar puede ser cónica o recta. En el caso de la CIC la retención está dada principalmente por resistencia friccional entre las superficies cónicas coincidentes del aditamento y del implante. En las conexiones rectas por otro lado, la retención está dada principalmente por el tornillo. Se ha reportado mucho acerca de ambos tipos de conexiones, en cuanto a test de resistencia estrés en el hueso, integridad de la conexión, cantidad de precarga y su relación con la pérdida del tornillo y la colonización bacteriana a través del microgap [54].

El proceso de pérdida del tornillo ocurre en dos etapas. Una primera etapa donde la tensión inicial del tornillo se ve reducida sucesivamente por fuerzas externas. Y una segunda etapa donde ocurren micro movimientos en la interfase implante-pilar que fuerzan al tornillo a moverse [55]. Hay dos factores primarios implicados en la mantención de la unión del tornillo: fuerzas máximas de sujeción y fuerzas de separación mínimas [20]. La unión del tornillo fallará (el tornillo se aflojará) si las fuerzas externas son mayores que la capacidad del tornillo para mantener las unidades apretadas, es decir las fuerzas externas (de separación) superan a las fuerzas de sujeción.

En los sistemas de implantes atornillados, la conexión incluye el tope, el tornillo y el implante. A medida que el tornillo se aprieta se genera una fuerza de sujeción entre el pilar y el implante. A su vez, se genera una fuerza de tracción, opuesta, entre el tornillo y el tope. Esta fuerza se conoce como precarga de la unión, o simplemente precarga (Sakaguchi y Sun, 1994).

8. Precarga

El tornillo provee de una fuerza de unión estable entre implante y pilar, que es generada por el torque rotacional, y elonga el tornillo dentro de los límites de desdoblamiento del material (del tornillo) dentro del implante [55]. Esto quiere decir, que, al apretar el tornillo, este es estirado dentro del hilo del implante generando una tensión que es crítica en la fuerza de sujeción y en la integridad de la unión. La fuerza tensional acumulada en el tornillo como resultado de su apriete recibe el nombre de *precarga* [56]. La relación entre el torque de inserción y la precarga no es lineal y depende de la fricción [9]. Solo el 10% de la fuerza rotacional de torque inicial es transferido a la precarga y el 90% es usado para superar la fricción de unión entre los dos componentes (roce entre los dos metales) [55].

La precarga depende de la terminación de la interfase, determina la cantidad de torque de cada sistema [7], de la fricción entre los componentes, geometría y propiedades del material del tornillo y la tensión inicial que se le da a este tornillo. Un calce exacto y el diseño de la interfase implante-pilar son esenciales para la estabilidad de todo el sistema.

Volviendo a la pérdida del tornillo, una precarga más alta del tornillo provee de una unión más estable, que en teoría disminuiría la pérdida del tornillo, cuya función primaria es conectar el pilar al implante. La pérdida de este tornillo se debe a la pérdida de la precarga por fuerzas externas en una primera etapa y luego por los micromovimientos generados en la interfase implante-pilar [55]. Otro factor que puede favorecer la pérdida de precarga son los ciclos de desensamblaje y reensamblaje del sistema implante-pilar debidos a los procedimientos restauradores o de mantención que pueden acarrear cambios tridimensionales que impidan conseguir una precarga adecuada [56].

La pérdida de la precarga es la responsable de la primera etapa en el proceso de pérdida del tornillo. La estabilidad del ensamblaje implante-pilar es uno de los factores más importantes que afecta el éxito de la rehabilitación protésica y la mantención de niveles de hueso y tejido blando. Una vez perdida la estabilidad dada por la precarga, ocurren micro movimientos del pilar que producen la segunda etapa de pérdida del tornillo y la subsecuente complicación protésica, así como la pérdida de retención o fractura estructural [56].

Algunos fabricantes recomiendan un torque de 30 N, pero puede aplicarse una mayor precarga para establecer una conexión implante-pilar más estable, sin embargo, esto puede inducir una rotación excesiva y una fuerza de cizalla al sistema, particularmente cuando el implante se encuentra en hueso de calidad blanda y cuando el proceso de oseointegración aún no está maduro [55].

En el caso de la CIC, el desplazamiento axial del aditamento bajo cargas funcionales puede tener un gran efecto en la estabilidad del tornillo de sujeción. Cuando se usa

un pilar con tope vertical, el desplazamiento axial de este puede ocurrir bajo cargas funcionales en la cavidad oral. Esto implica que la fuerza tensional del tornillo disminuye, lo que indica una pérdida de la precarga, y si esta pérdida de precarga llega a un punto crítico puede perderse el tornillo [18].

Las CIC muestran un mejor desempeño que las conexiones rectas con tornillo. El ajuste friccional de las CIC provee de ventajas considerables en cuanto a la estabilidad del pilar, sin embargo, una desventaja es la necesidad de aplicar fuerza o torque en caso de necesitar separar el pilar del implante. Algunos sistemas de implantes incorporan un índice que limite el grado de libertad rotacional del pilar, otorgando habilidad antirrotacional a la conexión implante-pilar. En esos casos aplicar torque para remover el pilar no es una opción, por lo que se limitarían los micromovimientos que actúan en la segunda etapa de pérdida del tornillo. Existen 3 factores que afectan la fuerza de remoción en el sistema de CIC, y son, la precarga de conexión, el ángulo de la conicidad y el coeficiente friccional [54].

El ajuste cónico friccional del cono morse, crea un efecto de cuña que mejora la estabilidad de la unión implante-pilar contra las fuerzas laterales y ayuda a transferir las fuerzas de carga a lo largo de la superficie cónica para distribuir el estrés en el implante y finalmente reducir las complicaciones biológicas y biomecánicas. Así el estrés no es concentrado solo en el tornillo, la conexión cónica interna ayudara al tornillo del pilar a mantener una mayor precarga luego de repetidas cargas [55].

Teóricamente el tornillo es la parte más pequeña y más débil de los componentes del sistema de implantes. Sin embargo, la pérdida del tornillo puede representar una futura falla de otro componente y causar la fractura del tornillo de retención, pilar y/o implante, sobrecargando los implantes adyacentes causando complicaciones biológicas [9].

9. Interfase (microgap) e infiltración bacteriana

Todos los sistemas de implante de dos componentes deben en algún momento fijar el pilar al implante por medio de una plataforma (con o sin tornillo), ya sea interna o externa. Independiente del tipo de plataforma, se genera una interfase entre el implante y el pilar (microgap), que se localiza bajo el margen gingival, por lo que uno de los mayores desafíos en la construcción de implantes de dos piezas es la prevención de microinfiltración a las partes internas del implante a través de un sello hermético entre ellas [2] [26] [27]. El microgap entre implante-pilar varía en los distintos sistemas de implantes, pero se reportan tamaños de 20 a 50 μm , en algunos reportes se habla de 5 μm y hasta 1,7 μm [12].

La microinfiltración corresponde a la penetración de fluidos y macromoléculas derivados del fluido crevicular y la saliva, que contienen ácidos, enzimas, bacterias y

sus productos metabólicos; y que es responsable de las complicaciones biológicas [4] [57].

El interior de la conexión implante-pilar es un ambiente con baja concentración de oxígeno y apartado de la respuesta inflamatoria defensiva de los tejidos periimplantares, formando un ambiente perfecto para el desarrollo de bacterias anaerobias relacionadas con la patología y pérdida de hueso periimplantar [38] [58] [2]. El análisis bacteriano de implantes fallidos demuestra especies similares a las identificadas en sitios sanos, pero con una mayor presencia de bacterias Gram negativas anaerobias [12]. Los microorganismos pueden crecer en este espacio y desarrollar un reservorio bacteriano que resulta en sangrado, aumento de volumen y mal olor, desencadenando la inflamación y su subsecuente pérdida de hueso junto a la zona de unión del pilar, incluso en pacientes con buena higiene [4] [57].

Se han identificado 3 factores principales como posibles causas de aumento del microgap: la carga oclusal durante la función fisiológica, la tolerancia a la manufactura y los micro movimientos entre la conexión implante-pilar [2]. El aumento de tamaño del microgap aumenta el número de microorganismos y subproductos al interior del implante, creando un efecto de bombeo de bacterias y endotoxinas al hueso periimplantar contiguo, desencadenando un estímulo quimiotáctico, que inicia y soporta el reclutamiento de células inflamatorias en la interfase hueso implante resultando en la continua pérdida de hueso alveolar [58] [59] [26].

El grado de penetración bacteriana es específico para cada sistema de implantes y depende de múltiples factores como la presencia y características de la interfase, grado de movimiento entre los componentes y torque usado para conectarlos [58] [12] [57] [27] [38]. Una ubicación más apical del microgap tiene una mayor influencia en los tejidos blandos y duros, resultando en un mayor nivel de pérdida ósea, posiblemente ya que el microgap representa un sitio de infección y el huésped reacciona con una respuesta inflamatoria. [58]

Una adaptación óptima, mínimos micro movimientos y una correcta planificación protésica y oclusal pueden prevenir o disminuir este infiltrado [58] [57]. La estabilidad de la conexión y de las propiedades de superficie del pilar son factores cruciales en la mantención de la funcionalidad de la interfase implante-pilar a largo plazo [1] [30]. Se plantea que los diseños cónicos resolverían este problema ya que se minimiza el tamaño del microgap producido en la interfase implante-pilar [38]. Aumentar los niveles de torque también disminuiría esta carga bacteriana al reducir el microgap [27]. La eficiencia de sellado depende de las fuerzas compresivas, grado de conicidad y rigidez de las partes de la conexión. El sellado ocurre por fricción de los componentes. Esta conexión funciona bien especialmente bajo cargas axiales y laterales que son un factor importante en la mantención de la cresta alveolar y para reducir el infiltrado bacteriano [59].

10. Distribución de estrés

La condición de carga de las prótesis soportadas por implantes es un factor importante en el mantenimiento de la oseointegración a largo plazo, y puede predecir el éxito y la longevidad del tratamiento protésico [60].

A diferencia de los dientes naturales, los implantes dentales carecen de un ligamento periodontal que amortigüe las cargas oclusales y entregue la propiocepción. Cuando el ligamento periodontal está ausente, los implantes están rígidamente conectados al tejido óseo con una movilidad axial (3-5 μm) y lateral (10-50 μm) muy bajas, proporcionando mecanismos de retroalimentación propioceptiva limitados mediante los tejidos periimplantarios y músculos elevadores de la mandíbula [60].

Debido al contacto directo de los implantes oseointegrados con el hueso, las fuerzas aplicadas al implante son transmitidas directamente al hueso que lo rodea. Las cargas axiales o no axiales excesivas o patológicas sobre la zona crestal, podrían producir una fractura por fatiga de la interfase hueso-implante y del hueso adyacente. Esto llevaría a un aumento del remodelado con una mayor fase reabsortiva, al igual que ocurre con la ventana en "desuso" propuesta por Frost [61].

Es debido a esto que los diseños de los implantes buscan que las fuerzas producidas durante la carga masticatoria sean transmitidas sin acumulación de estrés en el hueso adyacente, en forma de presión fisiológica. Un diseño de implantes funcional puede controlar la distribución y disipación de cargas biomecánicas a la interfase hueso-implante [14].

En el sistema de CIC cuando se realiza una fuerza apical (de inserción) delicada, se activa el sistema, el margen cervical de la contraparte es ligeramente deformado por el efecto cuña, causando estrés elástico dentro del implante y del pilar [62].

El diseño de la conexión, por lo tanto, juega un rol crucial en la transmisión uniforme de estrés al hueso periimplantar, eliminando el potencial microgap debido a cargas irregulares. Los ángulos agudos y vértices en la conexión del pilar producen gran estrés, causando desgaste y pudiendo causar la formación de un microgap. Los micro movimientos y estrés se cree que juegan un rol pivotante en la formación de microgap e infiltración bacteriana [2]. Los micro movimientos del pilar han sido asociados con la pérdida significativa de hueso, producida por la transmisión de estrés y tensión de la rehabilitación protésica a la parte más cervical del implante y de la cresta ósea [56], por ello, la configuración de la interfase pilar-implante es una condición esencial para una mejor distribución de fuerzas, disminuyendo la carga del hueso adyacente [7].

Objetivos

Objetivos general:

- Establecer ventajas biológicas y mecánicas del sistema cono-morse.

Objetivos Específicos:

- Identificar características biológicas del sistema cono morse.
- Identificar características biomecánicas del sistema cono morse.
- Identificar los efectos de la conexión cono morse sobre los tejidos periimplantarios.
- Comparar grado de infiltración bacteriana del sistema cono morse con otros sistemas de conexión.
- Comparar distribución de estrés del sistema cono morse con otros sistemas de conexión, y el comportamiento del sistema frente a una restauración cementada o atornillada.
- Establecer ventajas y desventajas de cono morse indexado frente a uno no indexado
- Comparar susceptibilidad a fallas del sistema cono morse con otros sistemas de conexión.

Material y Método

Se realizó búsqueda en la base de datos de Pubmed en un marco de tiempo de los últimos “5 años” (2012-2016) y “Full text” bajo los términos clave: “Morse Taper” y “Conical connection”. Dicha búsqueda arrojó un resultado de 114 artículos, de los cuales se seleccionaron 65 según los criterios determinados, y descartando aquellos que no contribuían al objetivo propuesto.

Los criterios de inclusión de elegibilidad utilizados para la búsqueda de artículos fueron: Meta-análisis; ensayos controlados aleatorios; estudios prospectivos de cohortes; así como artículos y comentarios escritos en idiomas español, inglés y portugués. La selección de la literatura acepta las siguientes pruebas: ensayos microbiológicos; caracterización física y mecánica; biomecánica por pruebas de elementos finitos analíticos; y los ensayos clínicos realizados en animales o humanos en evaluación radiográfica y microbiológica.

Discusión

Los resultados obtenidos correlacionan y comparan el comportamiento que presentan los implantes de conexión cónica como morse respecto a niveles de microinfiltración, niveles de pérdida ósea, distribución de estrés y tasa de fallas; en comparación con aquellos de conexión hexagonal externa e interna.

Interfase e infiltrado bacteriano

La revisión de la evidencia existente pone de manifiesto que el diseño de la conexión (interfase entre el implante y el pilar) tiene un impacto directo en la cantidad de penetración bacteriana a las zonas internas del implante [12] [26]. Al evaluar la carga bacteriana de distintos implantes se observa que existe una diferencia significativa según su tipo de conexión, ya sea externa, interna o cónica y además se demuestra que esto varía según los ciclos masticatorios a los que estos sean sometidos.

Estudios en que se compara conexiones de HE, HI y CM en presencia o ausencia de carga mediante test de fatiga, han demostrado que la conexión tipo cono morse genera menores tamaños de gap y por lo tanto una mínima infiltración bacteriana a través del microgap [26] [63] [27] [64] [4] [37] [65]., inclusive, algunos estudios in vitro hablan de nulo infiltrado bacteriano [30] [65].

Un estudio realizado por Gehrke el 2016 concluyó que al aumentar el torque de inserción aumenta el área de contacto entre el pilar y el implante, mejorando el asentamiento entre ellos, lo que provoca una disminución gradual de la interfase entre pilar e implante. Para una conexión CM de 11° de conicidad se observa un mejor desempeño (menor presencia de interfase) a los 35 Ncm [66]. La presencia de interfase existe de cualquier manera, y aumenta su tamaño luego de ser sometido a cargas [67].

Pérdida ósea

La pérdida ósea periimplantaria es clave para determinar el éxito o fracaso del implante a través del tiempo; por lo que el diseño del implante, diseño de la conexión implante-pilar, los protocolos quirúrgicos y los pasos a seguir en la etapa rehabilitadora; son claves para evitar o disminuir al mínimo los riesgos de producir este fenómeno.

El nivel de hueso crestal periimplantar no cambia significativamente durante la fase de cicatrización en los 3 tipos de conexiones (HE, HI, CM), el nivel cambia después de ser sometidos a la carga oclusal [68].

Los estudios han revelado que la pérdida de hueso comienza en la interfase implante-pilar [69], por lo que la posición de ésta en relación a la cresta ósea al momento de la colocación, jugaría un papel clave. Algunos estudios revelaron menor grado de periimplantitis al ser colocados supracrestalmente [5], mientras la mayoría de ellos indicaron lo contrario, recomendando dejar la plataforma del implante entre 1 y 2 mm subcrestal con el propósito de favorecer el crecimiento óseo sobre la plataforma del mismo. De igual manera, otros estudios han demostrado que implantes ubicados a 1 o 2 mm bajo la cresta ósea presentan menos reabsorción que uno localizado a nivel crestal [70] [71]. Incluso algunos estudios han demostrado que un implante localizado a 3 mm bajo la cresta ósea presenta menor reabsorción ósea que uno a 1,5 mm o paracrestal [69]

Otros estudios han demostrado que la combinación de conexión CM con platform switching presenta un mejor comportamiento biológico y menor reabsorción ósea que el resto de los diseños de conexiones implante-pilar [70] [71], produciendo una pérdida ósea mínima a los 36 meses de seguimiento [72], como se muestra en la figura 9.

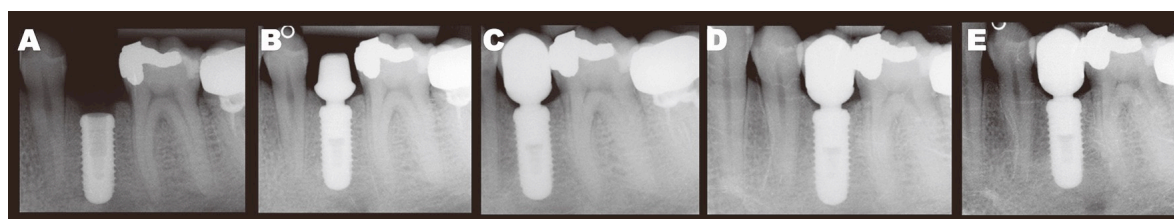


Figura 9. Nivel del margen óseo, A) al momento de la inserción, B) 2 meses, C) 12 meses, D) 24 meses y E) 36 meses. Radiografías periapicales estandarizadas [72].

Estabilidad y distribución de estrés

Varios estudios mediante el uso de análisis por elementos finitos han mostrado una mejor estabilidad y una menor concentración de estrés en el pilar atornillado en conexiones CM en comparación con el HE y HI. En la conexión CM las fuerzas oclusales actúan como activadores de la fuerza retentiva, siendo por lo tanto activada constantemente a través de la masticación [62].

Si bien la distribución de estrés bajo cargas axiales es similar en los distintos tipos de conexiones [60] [73] [74] [75] (Fig. 10), el CM presenta mejores características biomecánicas en situaciones de cargas oblicuas de distinta intensidad [76] [77] [73] [78] [75] incluyendo las parafuncionales [60] (como se muestra en la figura 10),

tanto para implantes unitarios como para rehabilitaciones plurales, y menor magnitud de fuerzas de cizalla [79] favoreciendo la distribución de estrés a través de todo el implante, sobre el hueso periimplantario y minimizando la tensión en el tornillo protésico (en los diseños que lo poseen) [76] [80]. En este tipo de análisis se ha demostrado que las fuerzas oblicuas son las que producen mayor estrés, el que se proyecta hasta el décimo hilo en vestibular y al quinto en la cara lingual [81] [75].

Existen casos en que la cantidad de hueso remanente y las características anatómicas de cada paciente en particular no nos permitirán elegir un implante de características ideales en cuanto a ancho y largo. En estos casos es posible que tengamos que elegir implantes cortos (8 mm) o ultracortos (menos de 7 mm), y bajo estas características el CM ha demostrado tener un mejor comportamiento [82] [73]. En un estudio de Borie y cols. se probó el comportamiento de implantes con diferentes tipos de conexión, largo y diámetro en hueso maxilar de la región anterior con elementos finitos, en dicho estudio se concluyó que los implantes de conexión tipo CM de 8,5 mm de largo provocan una menor concentración de estrés en el hueso periimplantar [83]. Aun así, se debe tener en consideración que el diámetro y largo del implante influyen en la tensión de la zona interna y externa de la región cervical en los implantes de conexión CM, y que los implantes con un diámetro de 5 mm tienen menor acumulación de tensión que aquellos con un diámetro menor [84].

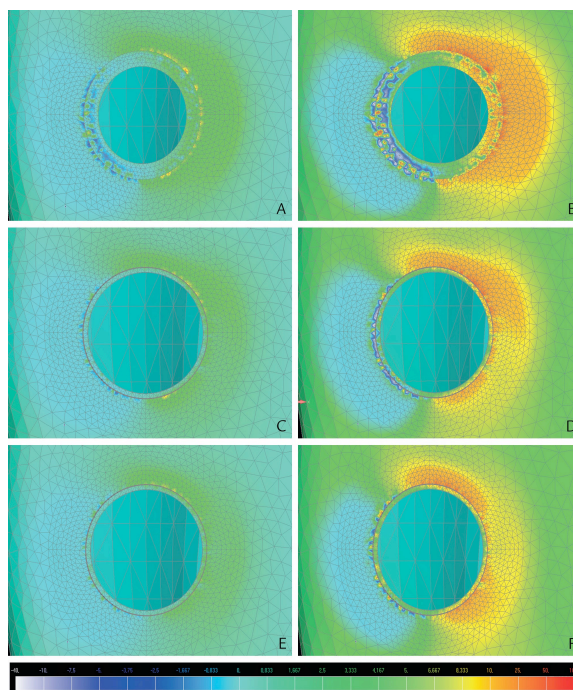


Figura 10. Máximo estrés en hueso cortical bajo cargas oblicuas.

- A) Fuerza oclusal Normal, Hexágono Externo.
- B) Fuerzas parafuncionales, Hexágono Externo.
- C) Fuerza oclusal Normal, Hexágono Interno.
- D) Fuerzas parafuncionales, Hexágono Interno.
- E) Fuerza oclusal Normal, Cono Morse.
- F) Fuerzas parafuncionales, Cono Morse [94].

Los implantes CM cortos asociados a rehabilitaciones extensas sobre implantes sufren de un mayor estrés en la zona cervical, y cuando es en el sector posterior, el estrés se acentúa en la superficie externa del implante [81] [85].

Al comparar en un estudio experimental y computacional los pilares cementados o no-cementados (atornillados directamente al implante) en la conexión CM, se observó que en las prótesis sobre implantes no-cementadas el grado de retención está en directa relación con la carga de inserción del pilar (precarga) a medida que ésta aumenta, aumentan también los valores de retención del pilar. Aumentando la

precarga, se obtuvieron mayores valores de fuerza de retención, llegando a cifras sobre los 150 N; superiores a los valores encontrados en sistemas cementados [62].

En condiciones clínicas, las fuerzas oclusales proporcionan una fuerza de inserción activadora. Durante la función, se desarrolla una fuerza oclusiva entre la maxila y la mandíbula, cuyos valores pueden depender de una variedad de factores, como el sexo del paciente, los músculos masticatorios, sector de la boca, el estado de la dentición o el método de registro [62]. Un estudio piloto de Gehrke y cols. en que se sometieron cuatro implantes a ciclos mecánicos, indicó que la masticación podría mejorar la retención del pilar mediante el aumento de la fricción entre las paredes de estos componentes, lo que reduciría posibilidad de micromovimientos entre piezas y por lo tanto la posibilidad de aflojamiento del pilar [14].

El sistema de unión CM utilizado como conexión fija entre el implante y la prótesis sin el uso de cemento puede proporcionar ventajas biológicas ya que la ausencia de excesos del agente cementante evitará el riesgo de comprometer los tejidos blandos periimplantarios. Por otra parte, la facilidad de recuperabilidad en comparación con pilares cementados, permite un control óptimo de la placa y controles frecuentes de los tejidos blandos periimplantarios [62].

Según el estudio de Moris *et al* el 2016, tanto las rehabilitaciones cementadas como atornilladas en un sistema de conexión CM presentan cierto desajuste que disminuye al ser sometido a carga. Sin embargo, el desajuste que se observa en las rehabilitaciones cementadas es mayor que el desajuste observado en las rehabilitaciones atornilladas, pero debe tenerse en cuenta que las fallas que se producen en una rehabilitación cementada son reparables, mientras que las fallas producidas en rehabilitaciones atornilladas pueden o no ser reparables [8].

Bajo la misma línea de investigación, Sadi *et al* indicó en el 2013 que la resistencia mecánica de las rehabilitaciones cementadas es menor que la de las rehabilitaciones atornilladas, ya que resisten una menor cantidad de ciclos mecánicos hasta producirse falla por fatiga, lo que puede resultar en complicaciones clínicas más frecuentes [86]. En cuanto a la distribución de estrés, las rehabilitaciones cementadas muestran una mejor distribución y menor intensidad de la concentración de estrés [87].

Indexación

Para ayudar la instalación del pilar del implante en las CIC y CM, algunos fabricantes han incorporado un indexador interno tanto en la superficie externa de la conexión del pilar, como en la superficie interna del implante, facilitando la correcta ubicación de los componentes protésicos durante todo el proceso de rehabilitación. Los pilares no indexados pueden utilizarse igualmente en implantes indexados, pero en estas situaciones quedara un mayor espacio vacío entre el implante y el pilar, que puede

facilitar la microinfiltración y la colonización bacteriana [57]. Resultados de un estudio de Koutouzis *et al*, demostraron, con diferencias estadísticamente significativas, que implantes con componentes cónicos indexados proveen un mejor sellado (previenen el infiltrado bacteriano) que aquellos implantes cónicos no indexados [70].

Fallas

La gran mayoría de estudios muestra una tasa de éxitos satisfactorio en relación a prótesis implantosoportadas. Sin embargo, en estudios clínicos longitudinales, se han reportado complicaciones biológicas y mecánicas, que pueden llevar a la pérdida de los pilares, o poner en riesgo el implante y los tejidos periimplantarios [14]. Diversos factores han sido sugeridos como posibles causas para las fallas en implantes dentales, como, por ejemplo: inadecuada adaptación de la estructura protésica, bruxismo, desajustes oclusales, diseño de las estructuras protéticas, localización de los implantes, diámetro de los implantes, etc.

Frente a fallas asociadas al diseño de conexión, el CM muestra ciertas ventajas y un mejor comportamiento al ser comparado con conexiones de HE y HI.

Desde una perspectiva clínica, en un estudio realizado por Machado *et al* el 2013, indicó que los sistemas conectados internamente (HI y CM) resultaron ser un mejor escenario al considerar el sistema restaurador; es decir, los implantes no se fracturaron y la reparación se limitó a componentes protésicos. El fallo del CM fue dictado principalmente por la acumulación de daños más que por la fatiga per se. Además, se necesitaban cargas de fatiga significativamente mayores para el fracaso de CM en comparación con los grupos EH e IH [47].

Otro estudio planteó la hipótesis de que el proceso inflamatorio comienza con el posicionamiento del pilar de cicatrización (healing), postulando que el espacio entre el implante y el pilar definitivo también existe entre el implante y el pilar de cicatrización. En este caso también sería probable la infiltración y colonización bacteriana hacia la parte interna de los implantes, pudiendo causar reacciones inflamatorias en los tejidos periimplantarios. En el estudio se comparó el grado de sellado bacteriano que se obtiene entre el implante y el tornillo de cicatrización, obteniendo como resultado que el tornillo de cicatrización del CM es mucho más resistente a penetración bacteriana comparado con HI [88].

En cuanto a la carga inmediata, es una opción que reduce el número de procedimientos quirúrgicos y acorta el tiempo total de tratamiento, sumando además los resultados psicológicos de beneficio al paciente. Estudios que realizaron la técnica con implantes de conexión CM en zona anterior de la maxila, demostraron que a los 2 años no se perdió ningún implante; el resultado y éxito de relación

implante-corona fue de un 100%, con ausencia de dolor o supuración, y la reabsorción ósea fue <1,5 mm el primer año [25] [89].

Mangano *et al*, realizaron un estudio prospectivo de 6 años (2003-2008) en que se insertaron 2549 implantes, sobre los cuales se colocaron prótesis parciales (462 unidades); prótesis fijas de arco completo (60 unidades); coronas unitarias (531 unidades); y sobredentaduras (93 unidades). La evaluación de la supervivencia del implante y el éxito de implante-corona se realizó de acuerdo a parámetros clínicos, radiográficos y protéticos estándar. Al final del estudio, 2.506 implantes estaban aún en funcionamiento; 2.318 implantes (92,49%) fueron clasificados en el grupo éxito implante-corona, mientras que 178 implantes (7,10%) fueron clasificados en el grupo de supervivencia satisfactoria y sólo 10 implantes (0,39%) se clasificaron en el grupo de supervivencia comprometida, después de 6 años de carga funcional. La alta estabilidad mecánica de los implantes de conexión CM reduce significativamente las complicaciones protésicas (con un porcentaje de aflojamiento del pilar de 0,37%, con sólo dos pilares aflojados durante todo el estudio) [90].

Los distintos estudios indican que el uso de implantes de conexión CM representa un procedimiento exitoso para la rehabilitación de arcos parcial y completamente desdentados, con una tasa de supervivencia acumulada de 98,23% [90].

Conclusiones

En base a todo lo expuesto anteriormente podemos concluir que el sistema de conexión implante-pilar CM presenta varias ventajas biológicas y mecánicas con respecto a las conexiones de HE y HI.

Los beneficios son apreciables en diversos aspectos del implante:

- Disminución de la interfase: esta existe, pero en menor tamaño en comparación con los otros sistemas de conexión.
- Buena distribución de cargas, axiales y oblicuas.
- Menos micromovimientos, evitándose el efecto de bombeo hidráulico.
- Disminución de la pérdida ósea.

El sistema CM al presentar una mayor área de fricción genera un menor tamaño de GAP disminuyendo la infiltración bacteriana, que suele aumentar al someter el sistema implante pilar a cargas. Con el correcto asentamiento del sistema CM se disminuyen los micromovimientos, evitando que ocurra el efecto de bombeo hidráulico. Esto sumado a una menor cantidad de infiltrado bacteriano provoca una menor respuesta inflamatoria en los tejidos periimplantarios, que al usar pilares con conexión platform switching mejora el comportamiento biológico de estos tejidos periimplantarios. Todas estas cualidades junto a una correcta distribución de cargas tanto axiales como oblicuas, favorecen la distribución de estrés a lo largo del implante al hueso periimplantar disminuyendo la reabsorción ósea.

Sugerencias

- Se sugiere realizar más estudios clínicos en pacientes, ya que la mayor parte de los que están disponibles son estudios in vitro o en animales, por lo que los resultados carecen de la respuesta biológica del huésped en cada caso.
- La creación de estándares de medición, que permitieran correlacionar resultados entre diferentes estudios.
- Es importante tener en cuenta que, a la hora de escoger un implante de conexión CM, el equipo protésico con el que contamos para aplicar las distintas técnicas protésicas (prótesis de distinta extensión, diferente n° de implantes, selladas con diversos materiales, diversas angulaciones, diferentes posibilidades / prótesis atornilladas), ya que según sea la marca, dispondremos de diferentes aditamentos en el mercado, que no siempre responderán a las necesidades del caso y por lo tanto un implante como morse no siempre será el ideal. Es, por lo tanto, responsabilidad del profesional determinar las necesidades del paciente, y según las posibilidades determinar el tipo de conexión ideal para cada caso en particular.

Resumen

Los implantes dentales han sido ampliamente aceptados como una herramienta predecible y fiable para mejorar no solo la estética sino también la función en pacientes desdentados. Pese a los avances tanto en las técnicas quirúrgicas y en el diseño de implantes aún se reportan fallas mecánicas y complicaciones biológicas. El diseño de las conexiones implante-pilar tiene gran influencia tanto en las propiedades mecánicas como en las características biológicas de los implantes. Existen dos tipos principales de conexiones implante-pilar; la externa y la interna. La conexión cono morse es un tipo de conexión interna y su forma cónica genera una íntima unión por fricción entre implante y pilar mediante un área de contacto más amplia a través de del paralelismo entre las dos estructuras. Estudios han mostrado que la conexión cono morse tiene una buena tasa de supervivencia, mayor estabilidad, óptimo sellado bacteriano y menor pérdida de hueso marginal. Esta revisión tiene como objetivo establecer las ventajas biológicas y mecánicas de la conexión cono morse.

Referencias bibliográficas

- [1] A. Balik, M. Ozdemir y H. Keskin, «effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implnats: a 3-dimensional finite element analysis,» *Journal of Orla Implantology*, vol. 38, nº 1, 2012.
- [2] S. Saidin, M. Kadir, E. Sulaiman y N. Kasim, «effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation,» *Journal of dentistry*, vol. 40, pp. 467-474, 2012.
- [3] C. Mangano, F. Iaculli, A. Piatelli y F. Mangano, «Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: a retrospective clinical study with 10-20 years of follow up,» *Clinical Oral Implant Research*, nº 26, pp. 1229-1236, 2015.
- [4] C. Larrucea, G. Jaramillo, A. Acevedo y C. Larrucea, «Microleakage of the prosthetic abutmnt/implant interface with internal and external connection: In vitro study,» *Clinical oral implants research*, vol. 25, pp. 1078-1083, 2014.
- [5] J. P. Macedo, J. Pereira, B. Vahey, B. Henriques, C. A. M. Benfatti, R. Magini, J. López-López y J. Sousa, «Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology,» *European Journal of Dentistry*, vol. 10, pp. 148-154, 2016.
- [6] I. Moris, A. Lapria, M. Chiarello de Mattos, R. Faria y C. Silveira, «Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments,» *J Adv Prosthodont*, vol. 4, pp. 158-161, 2012.
- [7] A. Teixeira, A. Shimano, A. Macedo y M. d. R. A. Valente, «Influence of torsional strength on different types of dental implant platforms,» *Implant Dentistry*, vol. 24, nº 3, pp. 281-286, 2015.
- [8] I. Moris, A. Lapria, R. Faria y R. Silveira, «Abutments with reduced diameter for both cement and screw retentions: analysis of failure modes and misfit of abutment-crown-connections after cyclic loading,» *Clinical Oral Implant Research*, vol. 0, pp. 1-5, 2016.
- [9] M. Ferreira, J. Delben, V. Barão, L. Faverani, P. Dos Santos y W. Assunção, «Evaluation of torque maintenance of abutment and cylinder screws with Morse taper implants,» *Journal of Craneofacial Surgery*, vol. 23, nº 6, pp. 631-634, 2012.
- [10] S. Gehrke, M. Souza dos Santos y B. Dedavid, «Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strenght of different connection disigns: an in vitro study,» *Clin Oral Invest*, vol. 18, pp. 715-720, 2014.
- [11] S. Gehrke, «Importance of crown height ratios in dental implants on the fracture strenght of different connection designs: an in vitro study,» *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 17, nº 4, p. 2015, 790-797.
- [12] J. Mawhinney, E. Connolly, N. Claffey, G. Moran y I. Polyzois, «An in vivo comprison of internal bacterial colonization in two dental implant systems: Identification of a pathogenic reservoir,» *Acta odontologica scandinavica*, vol. 73, pp. 188-194, 2015.

- [13] P. Streckbein, R. Streckbein, J. Wilbrand, C. Malik, H. Schaaf, H. Howaldt y M. Flach, «Non-linear 3D evaluation of different oral implant-abutment connections,» *Journal of Dental Research*, vol. 91, nº 12, pp. 1184-1189, 2012.
- [14] S. Gehrke y F. de Araújo, «Changes in the abutment-implant interface in morse taper implant connections after mechanical cycling: a pilot study,» *The international Journal of Oral and maxillofacial implants*, vol. 29, nº 4, pp. 791-797, 2014.
- [15] M. Fetner, A. Fetner, T. Koutouzis, E. Clozza, N. Tovar, A. Sarendranath, P. G. Coelho, K. Neiva, J. Malvin y R. Neiva, «The effects of subcrestal implant placement on crestal bone levels and bone-to-abutment contact: A microcomputed tomographic and histologic study in dogs.,» *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, vol. 30, nº 5, pp. 1068-1075, 2015.
- [16] M. I. Lin, Y. Shen, H. L. Huang, J. Hsu y L. Fuh, «A Retrospective Study of Implant–Abutment Connections on Crestal Bone Level,» *JDR Clinical Research Supplement*, vol. 92, nº 2, pp. 202-207, 2013.
- [17] C.-B. Tang, S.-Y. Liu, G.-X. Zhou, J.-H. Yu, G.-D. Zhang, Y.-D. Bao y Q.-J. Wang, «Nonlinear finite element analysis of three implant–abutment interface designs,» *International Journal of Oral Science*, vol. 4, pp. 101-108, 2012.
- [18] J.-H. Lee, D.-G. Kim, C.-J. Park y L.-R. Cho, «Axial displacement in external and internal implant abutment connection,» *Clinical Oral Implant Research*, vol. 25, pp. c83-c89, 2014.
- [19] R. Rodas Rivera, «Historia de la implantología y la oseointegración, antes y después de Branemark.,» *Rev. Estomatol Herediana.*, vol. 23, nº 1, pp. 39-43, 2013.
- [20] C. Drago, *Implant Restorations: A Step-by-Step Guide*, 2da ed., LaCrosse, Wisconsin: Blackwell Munksgaa, 2008, p. 235.
- [21] F. Gil y J. Planell, «Aplicaciones biomédicas del titanio y sus aleaciones,» *BIOMECANICA-ORIGINALES* , pp. 34-42, 1993.
- [22] D. Docio De Lera, «Biomateriales: el Titanio en Odontología,» *CT*, vol. 5, pp. 233-258, 2013.
- [23] R. J. Lazzara, «El diseño de un sistema de implante dental y su posible influencia para lograr y mantener resultados estéticos a largo plazo,» *Journal of implant and reconstructive dentistry*, nº 1, pp. 1-7, 2012.
- [24] M. Fernandez Roldán Galán, A. Armijo Salto, A. Cervantes Haro, A. Aresti Allende y J. Aragonese Lama, «Influencia en la estabilidad primaria del diseño cervical del implante: ¿presencia o ausencia de microespiras? Estudio in vitro,» *AVANCES EN PERIODONCIA*, vol. 24, nº 3, pp. 127-131, 2012.
- [25] F. Mangano, C. Mangano, M. Ricci, R. L. Sammons, J. Awad Shibli y A. Piattelli, «Single-tooth Morse taper connection implants placed in fresh extraction sockets of the anterior maxilla: an aesthetic evaluation,» *Clinical Oral Implants Research*, vol. 23, p. 1302–1307, 2012.

- [26] T. Koutouzis, H. Gallarda, Z. Kettler, A. Elbarasi y J. Nonhoff, «The role of Chlorhexidine on endotoxin penetration to the implant-abutment interface,» *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 17, nº 3, pp. 476-482, 2015.
- [27] S. D'Ercole, D. Tripodi, L. Ravera, V. Perotti, A. Piattelli y G. Iezzi, «Bacterial leakage in Morse cone internal connection implants using different torque values: an in vitro study,» *Implant Dentistry*, vol. 23, nº 2, pp. 175-179, 2014.
- [28] P. P. Binon, «Implants and Components: Entering the New Millennium,» *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 15, nº 1, pp. 76-95, 2000.
- [29] C. T. A. 1. Odontología, «ISO 14801 – Odontología – Implantes – Ensayo de fatiga dinámica para implantes endoóseos,» *AENOR - Asociación Española de normalización y certificación.*, 2008.
- [30] D. C. Costa Alves, P. S. Perri de Carvalho y E. Ferreira Martínez, «In Vitro Microbiological Analysis of Bacterial Seal at the Implant-Abutment Interface Using Two Morse Taper Implant Models,» *Brazilian Dental Journal*, vol. 25, nº 1, pp. 48-53, 2014.
- [31] S. D'Ercole, A. Scarano, V. Perrotti, J. Mulatinho, A. Piattelli, G. Iezzi y D. Tripodi, «Implants With Internal Hexagon and Conical Implant-Abutment Connections: An In Vitro Study of the Bacterial Contamination,» *Journal of Oral Implantology*, vol. XL, nº 1, pp. 31-36, 2014.
- [32] Assenza, B; Moggiano, J. C.; Rodríguez, E., «Análisis de la conexión implante-prótesis consistente en el cementado del pilar implantario,» *Gaceta Dental*, 2009.
- [33] Neodent, «ND Implants,» Estação Comunica, 2014. [En línea]. Available: <http://ndimplants.com.do/producto-info.asp?p=12&Tiramax%20EX%20TI%20-%20HE>. [Último acceso: 17 Enero 2017].
- [34] C.-T. D. Implants, «C-Tech Implant,» Studio Grafico Ricreativi, 2016. [En línea]. Available: <http://www.c-tech-implant.com/es/para-profesionales/producir/implantes-dentales-caracteristicas/platform-switching-implant/>. [Último acceso: 17 Enero 2017].
- [35] P. Hernigou, S. Queinnec y C. H. Flouzat Lachaniette, «One hundred and fifty years of history of the Morse taper: from Stephen A. Morse in 1864 to complications related to modularity in hip arthroplasty.,» *International Orthopaedics (SICOT)*, vol. 37, p. 2081–2088, 2013.
- [36] L. F. Martins André, Atlas prótesis sobre implantes Cono Morse, 1 ed., Santos, 2009, p. 186.
- [37] W. M. Peruzetto, E. F. Martinez, D. C. Peruzzo, J. C. Joly y M. H. Napimoga, «Microbiological Seal of Two Types of Tapered Implant Connections,» *Brazilian Dental Journal*, vol. 27, nº 3, pp. 273-277, 2016.
- [38] L. Canullo, D. Penarrocha-Oltra, C. Soldini, F. Mazzocco, M. Penarrocha y U. Covani, «Microbiological assessment of the implant-abutment interface in different connections; cross-sectional study after 5 years of functional loading,» *Clinical oral implant research*, vol. 26, pp. 426-434, 2015.

- [39] N. Fernández Formoso, «Comportamiento de los tejidos óseo y mucoso perimplantarios con la utilización de un sistema de implantes dentales de plataforma estrecha. Un año de seguimiento.,» Departamento de Estomatología. Facultad de Medicina y Odontología. Universidad de Santiago de Compostella, Santiago de Compostella, 2011.
- [40] D. Tarnow, S. Cho y S. Wallace, «The effect of the Inter-implant distance on the height on the Inter-implant bone crest.,» *Journal of Periodontology*, vol. 71, nº 4, pp. 546-549, 2000.
- [41] G. Galvao, J. Grossi, J. Zielak, A. Giovanini, A. Furuse y C. Gonzaga, «Influence of metal and ceramic abutment on stress distribution around narrow implants: a Photoelastic stress analysis,» *Implant Dentistry*, vol. 25, nº 3, pp. 1-5, 2016.
- [42] X. Sui, H. Wei, D. H. Y. Wang, J. Deng, Y. Wang, J. Wang y J. Yang, «Experimental research on the relationship between fit and fracture resistance of zirconia abutments,» *Journal of Dentistry*, vol. 42, pp. 1353-1359, 2014.
- [43] J. Delben, V. Barao, M. Ferreira, N. da Silva, V. Thompson y W. Assuncao, «Influence of abutment-to-fixture design on reliability and failure mode of all-ceramic crown systems,» *Dental Materials*, vol. 30, pp. 408-416, 2014.
- [44] H. Peixoto, D. Bordin, A. Del Bel Cury, W. J. da Silva y F. Foat, «The role of prosthetic abutment material on stress distribution in a maxillary single implant-supported fixed prosthesis,» *Materials Science and Engineering C*, vol. 65, pp. 90-96, 2016.
- [45] R. Lillo, C. Parra, R. Fuentes, E. Borie, W. Engelke y V. Beltrán, «Compressive resistance of abutments with different diameters and transmucosal heights in Morse-Taper implants,» *Brazilian Dental Journal*, vol. 26, nº 2, pp. 156-159, 2015.
- [46] F. Foat, D. Suzuki, P. Senna, d. SilvaWJ y I. de Mattias Sartori, «Discrepancies in marginal and internal fits for different metal and alumina infrastructures cemented on implant abutments,» *European Journal of Oral Sciences*, vol. 123, pp. 215-219, 205.
- [47] L. Machado, E. Bonfante, R. Anchieta, S. Yamaguchi y P. Coelho, «Implant-abutment connections designs for anterior crowns: reliability and failure modes,» *Implant Dentistry*, vol. 5, nº 22, pp. 540-545, 2013.
- [48] J. I. Herrera Prado, «“Evaluación del éxito y fracaso de tratamientos de implantes en la facultad de Odontología de la Universidad Andrés Bello, entre los años 2010 y 2013, mediante encuesta de satisfacción.”,» Universidad Andres Bello, 2014.
- [49] Lemus, Leticia M. Cruz; Urrutia, Zoraya E. Almagro; Carriera, Rolando Saez; Diaz, Milay Justo; Silot, Clara Sanchez, «Fallas mecánicas y biológicas en las prótesis sobre implantes,» *Revista Habanera de Ciencias Médicas*, vol. 11, nº 4, pp. 563-572, 2012.
- [50] a. Freitas-Junior, E. Almeida, E. Bonfante, N. Silva y P. Coelho, «Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections,» *Clinical Oral Implants Research*, nº 24, pp. 197-202, 2013.
- [51] F. Bravo, Y. Castro y S. Grados, «Factores de riesgo y periimplantitis en la terapia implantológica. Revisión narrativa.,» *Journal of Oral Research*, vol. 2, nº 3, pp. 139-144,

2013.

- [52] M. García Calderón, J. Cabezas Talavero, D. Gallego Romero y D. Torres Lagares, «Diagnóstico y tratamiento de las periimplantitis. Actualización en el diagnóstico clínico y en el tratamiento de la periimplantitis.,» *Avances en periodoncia*, vol. 16, nº 1, pp. 9-18, 2004.
- [53] M. Hanaoka, S. A. Gehrke, F. Mardegan, C. R. Gennari, S. Taschieri, M. Del Fabbro y S. Corbella, «Influence of Implant/Abutment Connection on Stress Distribution to Implant-Surrounding Bone: A Finite Element Analysis,» *Journal of Prosthodontics*, vol. 23, p. 565–571, 2014.
- [54] J. Aguirrebeitia, S. Müftü, M. Abasolo y J. Vallejo, «Experimental study of the removal force in tapered implant-abutment interfaces: A pilo study,» *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 3, nº 4, pp. 293-300, 2014.
- [55] G. V. Arnetzl, M. Payer, F. Falkensammer y G. Arnetzl, «Effect of double conical abutment screw on implant preload,» *Clinical Oral Implant Research*, nº 27, pp. 553-557, 2016.
- [56] A. Messias, S. Rocha, M. Neto, P. Nicolau y F. Guerra, «Effect of an intentional abutment disconnection on the micro-movements of the implant-abutment assembly: a 3D digital image correlation analysis,» *Clinical Oral Implants Research*, vol. 0, pp. 1-8, 2015.
- [57] C. Resende, C. Castro, L. Pereira, M. Z. K. Prudente, L. Resende, M. Amante y F. Domingues, «Influence of the prosthetic index into morse taper implants on bacterial microleakage,» *Implant Dentistry*, vol. 24, nº 5, pp. 547-551, 2015.
- [58] D. Tripodi, G. Vantaggiato, A. Scarano, V. Perotti, A. Piattelli, G. Iezzi y S. D'Ercole, «An in vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and morse taper implant-abutment connections,» *Implant Dentistry*, vol. 21, nº 4, pp. 335-339, 2012.
- [59] D. Costa, P. de Carvalho, C. Elias, E. Vedovatto y E. Ferreira, «in vitro analysis of the microbiological sealing of tapered implants after mechanical cycling,» *Clinical Oral Investigation*, 2016.
- [60] L. Bueno Torcato, E. Piza Pellizzer, F. Ramos Verri, R. M. Falcón-Antenucci y J. F. Santiago Júnior, «Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis,» *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY*, vol. 114, nº 5, pp. 644-651, 2015.
- [61] J. MARTÍNEZ-GONZÁLEZ , J. CANO SÁNCHEZ, J. CAMPO TRAPERO, M. MARTÍNEZ-GONZÁLEZ y F. GARCÍA-SABÁN, «Diseño de los implantes dentales: Estado actual,» *AVANCES EN PERIODONCIA*/, vol. 14, nº 3, pp. 129-136, 2002.
- [62] E. Bressan, D. Lops, C. Tomasi, S. Ricci, M. Stocchero y E. L. Carniel, «Experimental and computational investigation of Morse taper conometric system reliability for the definition of fixed connections between dental implants and prostheses.,» *Journal of Engineering in Medicine*, pp. 1-8, 2014.

- [63] J. Pereira, C. Morsch, B. Henriques, R. Nascimento, C. Benfatti, F. Silva, J. López-López y J. Souza, «Removal Torque and biofilm accumulation at two dental implant-abutment joints after fatigue,» *The international Journal of oral and maxillofacial implants*, vol. 31, nº 4, pp. 813-819, 2016.
- [64] M. Jaworski, A. C. Moreira, C. Telles y I. de Mattias, «Analysis of the bacterial seal at the implant-abutment interface in external-hexagon and morse taper-connection implants: An in vitro study using a new methodology,» *The international Journal of oral and maxillofacial implants*, vol. 27, nº 5, pp. 1091-1095, 2012.
- [65] H. Khorshidi, S. Raoofi, A. Moattari, A. Bagheri y H. Kalantari, «In Vitro Evaluation of bacterial leakage at Implant-Abutment Connection: An 11-degree Morse Taper compared to a butt join connection,» *International Journal of Biomaterials*, vol. 2016, nº 2016, Article ID 8527849, p. 5, 2016.
- [66] S. Gehrke, J. Shibli, J. Aramburu Junior, J. E. Val, J. L. Calvo-Giraldo y B. Dedavid, «Effects of different torque levels on the implant-abutment interface in a conical internal connection,» *Braz Oral Res*, vol. 30(1), nº 40, 2016.
- [67] K. Blum, W. Wiest, C. Fella, A. Balles, J. Dittmann, A. Rack, D. Maier, R. Thomann, B. Spies, R. Kohal, S. Zabler y K. Nelson, «Fatigue induced changes in conical implant-abutment connections,» *Dental Materials*, vol. 31, pp. 1415-1426, 2015.
- [68] M. Lin, Y. Shen, H. Huang, J. Hsu y L. Fuh, «A retrospective Study of implant-abutment connections on crestal bone level,» *JDR Clinical Research Supplement*, vol. 92, nº 2, pp. 202-207, 2013.
- [69] M. Fetner, A. Fetner, T. Koutouzis, E. Clozza, N. Tovar, A. Serendranath, P. Cohelo, K. Neiva, M. Janal y R. Neiva, «The effects of subcrestal implant placement on crestal bone levels and bone-to-abutment contact: A microcomputed tomographic and histologic study in dogs,» *The international journal of oral and maxillofacial implants*, vol. 30, nº 5, pp. 1068-1075, 2015.
- [70] T. Koutouzis, R. Neiva, J. Nonhoff y T. Lundgren, «Pacement of implants with platform-switched morse taper connectons with the implant-abutment interface at different levels in relation to the alveolar crest: A short-term (1 year) randomized prospective controlled clinical trial,» *The international Journal of Oral and maxillofacial implants*, vol. 28, nº 6, pp. 1553-1563, 2013.
- [71] T. Koutouzis, R. Neiva, M. Nair, J. Nonhoff y T. Lundgren, «Cone beam Computed tomographic evaluation of implants with platform-switched morse taper connection with the implant-abutment interface at different levels in relation to the alveolar crest,» *The international journal of Oral and Maxillofacial implants*, vol. 29, nº 5, pp. 1157-1163, 2014.
- [72] M. Cassetta, A. Di Mambro, M. Giansanti, G. Brandetti y S. Calasso, «A 36 month follow up prospective cohort study on periimplant bone loss of morse taper connection implants with platform switching,» *Journal of oral science*, vol. 58, nº 1, pp. 49-57, 2016.
- [73] J. Ferreira, A. Costa, R. Xediek, M. Arruda, G. Passanha y M. Ferraz, «Stress evaluation of implant-abutment connections under different loading conditions: A 3D finite element

- study,» *Journal of Oral Implantology*, vol. 41, nº 2, pp. 133-137, 2015.
- [74] M. Hanaoka, S. Alexandre, F. Mardegan, C. Roberto, S. Taschieri, M. Del Fabbro y S. Corbella, «Influence of implant-abutment connection on stress distribution to implant-surrounding bone: A finite element analysis,» *Journal of prosthodontics*, vol. 23, pp. 565-571, 2014.
- [75] J. Ferreira, F. Ramos, D. Augusto, V. de Souza, C. Araujo y E. Piza, «Finite element analysis on influence of implants,» *Materials Science and engineering C*, vol. 63, pp. 292-300, 2016.
- [76] M. Cohelo, A. Alves, R. M. Falcón, D. Micheline, M. Filié, L. Bannwart y A. Moreno, «Stress distribution in implant prosthesis with external and internal implant-abutment connections,» *Acta Odontológica Scandinávica*, vol. 71, nº 2, pp. 283-288, 2012.
- [77] P. Pinheiro, A. P. Barbosa, L. Silva, W. Cunha y A. Claro, «Stability of external and internal implant connections after a fatigue test.,» *European Journal of Dentistry*, vol. 7, nº 3, pp. 267-271, 2013.
- [78] E. Piza, R. Imai, R. M. Falcón, F. Ramos, M. Cohelo y R. Luiz, «Photoelastic analysis of stress distribution with different implant Systems,» *Journal of oral implantology*, vol. 40, nº 2, pp. 117-122, 2014.
- [79] C. de Sndrade, M. Carvalho, A. Del Bel Cury y S.-M. BS, «Biomechanical effect of prosthetic connection and implant body shape in low-quality bone of maxillary posterior single implant-supported restorations,» *International Journal of Maxillofacial implants*, vol. 31, nº 4, pp. 92-97, 2016.
- [80] R. Sousa, P. Simamoto, A. Fernandes, J. Vander, S. Jaecques y R. Pessoa, «Influence of connection types and implant Number on the biomechanical behavior of mandibular full arch rehabilitation,» *The international journal of oral and maxillofacial implants*, vol. 31, nº 4, pp. 750-760, 2016.
- [81] M. Bighetti, A. P. Macedo, R. Silveira, R. Faria y M. Chiarello, «Three-Dimensional Finite element analysis of stress distribution on different bony ridges with different lengths of morse taper implants and prosthetic dimension.,» *The Journal of craneofacial surgery*, vol. 23, nº 6, pp. 1888-1892, 2012.
- [82] B. Salles, P. Mendes, J. da Silva, M. de Arruda y A. Del Bel, «Influence of crown-to-implant ratio on stress around single short-wide implants: a photoelastic stress analysis,» *Journal of prosthodontics*, vol. 24, pp. 52-56, 2015.
- [83] E. Borie, I. Orsi, P. Noritomi y D. Kemmoku, «Three-Dimensional finite element analysis of the Biomechanical behaviors of implants with different connections, lengths, and diameters placed in the maxillary anterior region,» *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 31, nº 1, pp. 101-110, 2016.
- [84] C. Castro, K. Zancopé, C. Veríssimo, C. Soares y F. Neves, «Strain analysis of different diameter morse taper implants under overloading compressive conditions.,» *Brazilian Oral Research*, vol. 29, nº 1, pp. 1-6, 2015.

- [85] A. Costa, N. Yoshito, J. Ferreira, R. Xediek , M. Ferraz y M. Bertolini, «Biomechanical Analysis of implant-supported prostheses with different implant-abutment connections,» *The internal Journal of prosthodontics*, vol. 28, nº 6, pp. 621-623, 2015.
- [86] C. Uqurel, M. Steiner, G. Isik-Ozkol, O. Kutay y M. Kern, «Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections,» *Clin Oral Implants Res*, vol. 26, nº 2, pp. 137-142, 2015.
- [87] B. Tonella, E. Pellizzer, R. Ferraco, R. Falcón-Antenucci, P. Carvalho y M. Goiato, «Photoelastic analysis of cemented or screw implant-supported prostheses with different prosthetic connections,» *J Oral Implantol.*, vol. 37, nº 4, pp. 401-410, 2011.
- [88] A. Scarano, C. Lorusso, C. Di Giulio y A. Mazzatenta, «Evaluation of sealing capability of the implant healing srew by using real time volatile organic compounds (VOCs) analysis: Internal Hexagon vs Cono Morse,» *Journal of periodontology*, pp. 1-6, 2016.
- [89] F. G. Mangano, C. Mangano, M. Ricci, R. Sammons, J. Shibli y A. Piattelli, «Esthetic Evaluation of single-tooth morse taper connection implants placed in fresh extraction sockets or healed sites.,» *Journal of Oral Implantology*, vol. 39, nº 2, pp. 172-181, 2013.
- [90] Mangano, Carlo; Mangano, Francesco; Shibli, Jamil; Tettamanti, Lucia ; Figliuzzi, Michele; d'Avila, Susana; Sammons, Rachel; Piattelli, Adriano;, «Prospective Evaluation of 2,549 Morse Taper Connection Implants: 1 to 6 year data.,» *Journal of Periodontology*, vol. 82, nº 1, pp. 52-61, 2011.
- [91] FDI, «Implantes dentales. DECLARACIÓN DE PRINCIPIOS DE LA FDI,» pp. 1-3, 2015.
- [92] P. Feitosa, A. de Lima, L. Silva-Concílio, W. Brandt y A. Claro Neves, «Stability of external and internal implant connections after a fatigue test.,» *European Journal of Dentistry*, vol. 7, nº 3, pp. 267-71, 2013.
- [93] C. Sadi, M. Steiner, G. Isik-Ozkol, O. Kutay y M. Kern, «Mechanical resistance of screwless morse taper and srew-retained implant-abutment connections,» *Clinical Oral Implants Research*, vol. 26, pp. 137-142, 2013.
- [94] Torcato et al, «Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis,» *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY*, vol. 114, nº 5, pp. 644-651, 2015.
- [95] *Video esquemático Efecto de bombeo microespacio.* [Película]. 2012.

