

UNIVERSIDAD DE OVIEDO

Programa de doctorado en Ciencias de la Salud



Universidad de Oviedo

TESIS DOCTORAL

Factores biomecánicos dependientes del material de restauración en la interfase hueso-implante: estudio experimental en modelo animal

Markel Diéguez Pereira

Oviedo, 2020

UNIVERSIDAD DE OVIEDO

Programa de doctorado en Ciencias de la Salud



Universidad de Oviedo

TESIS DOCTORAL

Factores biomecánicos dependientes del material de restauración en la interfase hueso-implante: estudio experimental en modelo animal

Markel Diéguez Pereira

Directores:

Ángel Álvarez Arenal

Aritza Brizuela Velasco

Oviedo, 2020



Universidad de Oviedo
Universidá d'Uviéu
University of Oviedo

RESUMEN DEL CONTENIDO DE TESIS DOCTORAL

1.- Título de la Tesis	
Español/Otro Idioma: Factores biomecánicos dependientes del material de restauración en la interfase hueso-implante: estudio experimental en modelo animal	Inglés: Biomechanical factors related to the restorative material at the bone-implant interface: experimental study in animal model

2.- Autor	
Nombre: Markel Diéguez Pereira	DNI/Pasaporte/NIE:
Programa de Doctorado: Ciencias de la Salud	
Órgano responsable: Centro Internacional de Posgrado	

RESUMEN (en español)

El objetivo de este estudio fue evaluar y comparar los efectos de dos materiales restauradores con diferente rigidez sobre el la microdeformación del hueso peri-implantario y el micro-movimiento de los implantes durante la carga oclusal en coronas sobre implantes unitarias y adyacentes ferulizadas.

Para ello, se colocaron dos implantes de 3x10 mm en las tibias de cuatro conejos. Durante el proceso de osteointegración se elaboraron las restauraciones protésicas. Antes de suturar el colgajo se obtuvo la posición y dirección de cada implante atornillando y ferulizando dos pilares de transferencia, que después serían colocados y atornillados sobre los análogos de dichos implantes. Los complejos pilar/análogo fueron vaciados en yeso tipo IV para obtener ocho modelos de trabajo diferentes. Se fabricaron dos coronas unitarias de circonio monolítico y dos de composite de polímero de acrilato con forma de premolar mandibular y 16 coronas adyacentes ferulizadas (ocho de cada material) con el mismo diseño usando tecnología CAD/CAM. Después de 6 semanas de osteointegración de los implantes los animales fueron sacrificados. Se extrajeron las secciones de tibia con los implantes y las restauraciones protésicas (realizadas durante la osteointegración) se atornillaron a los implantes. Se aplicaron cargas estáticas con una fuerza 100 N y una inclinación de 6° sobre la fosa central de los premolares. El micro-movimiento de los implantes se midió utilizando una técnica de análisis de imagen. La microdeformación ósea se cuantificó usando dos galgas extensiométricas colocadas sobre el hueso crestral peri-implantario. El análisis de los datos se realizó mediante análisis de varianza de dos vías.

Los valores promedio de micro-movimiento de los implantes fueron menores para las coronas unitarias y ferulizadas de circonio monolítico ($61.5 \pm 26.3 \mu\text{m}$ y $57.7 \pm 8.8 \mu\text{m}$, respectivamente) comparadas a las unitarias y ferulizadas de composite de polímero de acrilato ($78.9 \pm 37.3 \mu\text{m}$ and $59.61 \pm 11.5 \mu\text{m}$, respectivamente). No se observaron diferencias significativas entre ambos materiales. La microdeformación ósea fue menor en las coronas ferulizadas ($303.7 \pm 281.3 \mu\text{e}$ para el composite de polímero de acrilato; $312.4 \pm 226.8 \mu\text{e}$ para el circonio monolítico) que para las unitarias ($539.7 \pm 8.8 \mu\text{e}$ para el composite de polímero de acrilato; $574.6 \pm 271.9 \mu\text{e}$ para el



Universidad de Oviedo
Universidá d'Uviéu
University of Oviedo

circonio monolítico).

Según los resultados obtenidos, se puede concluir que el uso de materiales restauradores de diferente rigidez no afecta de manera significativa al micro-movimiento de implantes ya osteointegrados que soportan coronas unitarias o ferulizadas. Independientemente del material utilizado, las coronas unitarias provocaron mayor microdeformación ósea que las ferulizadas.

RESUMEN (en Inglés)

The aim of this study was to evaluate and compare the effects of two restorative materials with different stiffness on peri-implant bone microstrain and implant micro-movements during occlusal loading in implant-supported single and adjacent splinted crowns.

For this purpose, two 3×10 mm implants were inserted into the tibia of four rabbits. During the osseointegration process, prosthetic restorations were performed. Before suturing the flap, each implant's position and direction were obtained by fastening two splinted transfer abutments, onto which implant analogs were placed and fastened; the splinted transfer abutments were subsequently unfastened. Splinted transfer abutment/analog complexes were cast using type IV plaster to obtain eight different working models. Two single mandibular premolar crowns of monolithic zirconia and acrylate polymer composite were generated using CAD-CAM technology, and 16 adjacent splinted crowns (eight of each material) with the same design were also generated. After 6 weeks of implant osseointegration, the animals were sacrificed. Tibial sections with the implants were extracted, and prosthetic restorations (performed during implant osseointegration) were fastened to the implants. Static loading tests were performed with 100-N force application and an inclination of 6° over the central fossa of the premolars. Implant micro-movement was measured using an image analysis technique. Bone microstrain was quantified using two strain gauges placed on the crestal bone around the implants. Data were analyzed using two-way analysis of variance.

The mean implant micro-movement values were lower for monolithic zirconia single and splinted crowns (61.5±26.3 µm and 57.7±8.8 µm, respectively) than for acrylate polymer composite-based single and splinted crowns (78.9±37.3 µm and 59.61±11.5 µm, respectively). No significant differences between the materials were noted. Bone microstrain around the implants was lower for splinted crowns (303.7±281.3 µε for acrylate polymer composite; 312.4±226.8 µε for monolithic zirconia) than for single crowns (539.7±8.8 µε for acrylate polymer composite; 574.6±271.9 µε for monolithic zirconia).

According with the results it can be concluded that restorative materials of different stiffness did not significantly affect the micro-movement of already osseointegrated implants supporting single or splinted crowns. Independent of material stiffness, single crowns transfer significantly more microstrain than transferred by splinted crowns.

**SR. PRESIDENTE DE LA COMISIÓN ACADÉMICA DEL PROGRAMA DE DOCTORADO
EN CIENCIAS DE LA SALUD**

A vosotros, el gran logro de mi vida

Agradecimientos

En primer lugar me gustaría mostrar mi más sincero agradecimiento al que considero mi “padre científico”, el Dr. Aritza Brizuela, por impulsarme en esta carrera investigadora y guiarme en este y otros tantos proyectos.

Al Dr. Ángel Álvarez Arenal, co-director de esta Tesis Doctoral, por ayudarme desde el principio hasta el final del proyecto, sin Ud. no hubiera sido posible.

A mi mujer, Elena, gracias por TODO, por tu apoyo, confianza y comprensión, pero sobre todo por tu paciencia en los momentos duros de trabajo.

A mi hijo, Mateo, aún no lo sabes, pero contigo en mi regazo escribí las últimas palabras de esta Tesis Doctoral.

A mi familia, padres y hermano, habéis sido mi guía para poder alcanzar este y otros tantos objetivos, así como el apoyo incondicional para solventar los baches que han aparecido por el camino.

A Jordi Martínez y a la empresa Klockner por apoyar de manera incondicional este proyecto desde su inicio.

A mis compañeros y amigos del grupo de investigación Osteosite por la ayuda prestada en esta Tesis Doctoral y en todos los proyectos pasados y futuros.

ÍNDICE

Página	
	1. Introducción y motivación 17
	2. Antecedentes y estado actual del tema 25
	2.1 Sistema implante-prótesis
	2.2 De las fuerzas oclusales
	2.3 De los elementos que influyen en la transferencia de carga
	2.4 De la ferulización
	2.5 Del micro-movimiento del implante y de la microdeformación del hueso peri-implantario
	2.6 Modelos de ensayo en animales para análisis biomecánicos
	3. Hipótesis y objetivos 81
	4. Material y metodología 87
	4.1 Muestra, modelos de trabajo y técnica quirúrgica
	4.2 Fabricación de las restauraciones protésicas
	4.3 Procedimientos de registro y medida
	4.4 Análisis estadístico
	5. Resultados103
	5.1 De los valores ISQ
	5.2 De los resultados de ANOVA de dos vías para la microdeformación y micro-movimiento
	5.3 De los valores ISQ finales y su relación con el micro-movimiento
	6. Discusión de los resultados 117
	6.1 Del micro-movimiento del implante y valores ISQ
	6.2 De la microdeformación ósea peri-implantaria
	6.3 De la ferulización o no de los implantes
	6.4 Sobre las limitaciones de este proyecto de Tesis Doctoral
	6.5 Implicaciones clínicas y recomendaciones futuras
	7. Conclusiones 141
	8. Bibliografía 145
	9. Anexos 173

1. Introducción y motivación en la elección del tema

Desde sus inicios, la raza humana ha tenido desde siempre problemas asociados a la pérdida dentaria. En tiempos antiguos, la incapacidad para llevar a cabo la masticación efectiva de una alimentación mínimamente procesada era una amenaza para la supervivencia de cada individuo. Con los avances en el procesado de los alimentos, la supervivencia dejó de ser la preocupación principal y la capacidad para poder masticar un amplio rango de alimentos además de los motivos puramente estéticos, pasaron a ser las motivaciones principales para tratar de conservar la dentadura o de reponer los dientes ausentes.

Las primeras nociones que se tienen en la historia de la humanidad para reponer ausencias dentales datan de la época de los etruscos (2900 a.C.), quienes usaban dientes de animales colocados con bandas de oro a los dientes adyacentes a la ausencia. Más tarde, los fenicios y los griegos, mejoraron el sistema dando forma a estas ligaduras de oro mediante sistemas de soldadura, etc. FIGURA 1 (Ring ME, 1989).



FIGURA 1. Puente en oro dento-soportado etrusco del s. IV a.C. Pieza expuesta en el Museo de la Escuela Dental de París.

Sin embargo, no fue hasta el s. XVIII cuando el denominado padre de la odontología moderna, Pierre Fauchard, explica en su libro *Le chirurgien dentiste; ou, traité des dents* (1728) la confección de prótesis completas, unidas entre sí mediante dos varillas que actuarían a modo de “muelle” FIGURA 2a. Para ello en este caso, proponía el uso de dientes humanos, marfil, toro o elefante FIGURA 2b. Este tipo de materiales ocasionaban ciertos problemas de tinciones y malos olores, por lo que, en años posteriores Nicolas Dubois de Chemant introdujo la cerámica como material incorruptible para la elaboración de las prótesis completas (1797) (Ring ME, 1989).

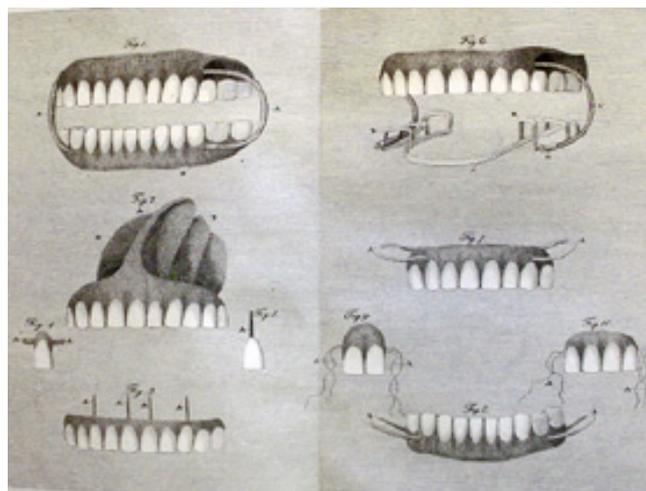
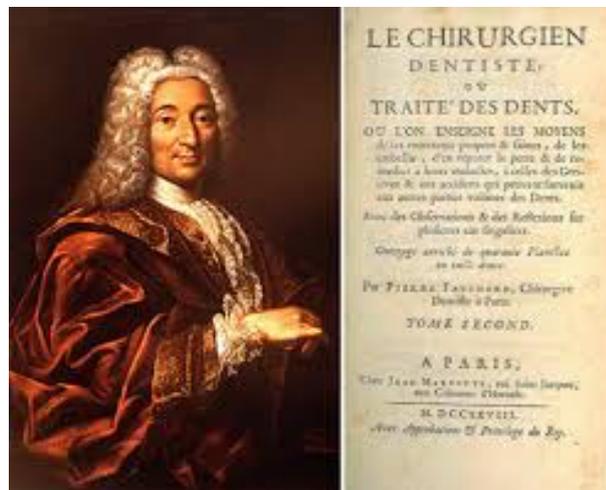


FIGURA 2a. Pierre Fauchard y portada de su libro *Le chirurgien dentiste; ou, traité des dents*; **FIGURA. 2b.** Dibujos explicativos de la confección de prótesis completas de Pierre Fauchard. Tomado de *Le chirurgien dentiste; ou, traité des dents*, de Pierre Fauchard, 1728.

En el s. XIX aparecen los primeros articuladores para imitar el movimiento de los maxilares y partir del s. XX el desarrollo tanto de los materiales de impresión (hidrocoloides, siliconas) como de fabricación de las prótesis hace que se empiecen a desarrollar las prótesis fijas y removibles tal y como las conocemos hoy en día. No obstante, tanto las prótesis parciales fijas dentosoportadas como las prótesis removibles parciales o completas clásicas presentan ciertas limitaciones. Para subsanarlas y mejorar las condiciones funcionales y de confort de los pacientes que podían portar este tipo de prótesis, aparecen a finales del siglo XX los implantes dentales aportando suficiente retención y estabilidad para conseguirlo. Sin embargo, los intentos del uso de implantes para reponer dientes perdidos han sido una constante en la historia de la odontología desde mucho antes de la era cristiana. Datos del uso de rudimentarios implantes dentales se han encontrado en el antiguo Egipto y las civilizaciones sudamericanas. Se colocaban tanto en personas vivas como en personas fallecidas. En general, consistían en dientes de animales o marfil tallado. Se desconoce la longevidad y funcionamiento de estos primitivos implantes. En el año 600 d.C., los mayas desarrollaron una forma de reemplazo de sus dientes con conchas a las que les daban forma como tales. Mas recientemente, en el siglo XVII se empezó a llevar a cabo en el continente europeo el reemplazo de dientes perdidos usando gran variedad de materiales, los cuales no tuvieron éxito debido al rechazo (Block MS, 2018).

En Europa, la primera referencia sobre un implante en la literatura moderna se registra en un trabajo francés publicado en 1809 (Maggiolo J, 2018). A partir de este momento, surgen varios intentos con diferentes técnicas y materiales para sustituir los dientes perdidos. Greenfield desarrolló en 1913 un implante endoóseo a modo de cesta compuesto de iridio con soldadura de oro y cargado con una corona (Block MS, 2018).

Adams, patentó en 1938 un implante cilíndrico roscado con una parte gingival lisa y un pilar de cicatrización. La finalidad protésica de

este implante era servir de anclaje para una sobredentadura con un atache tipo bola con resiliencia (FIGURA 3).

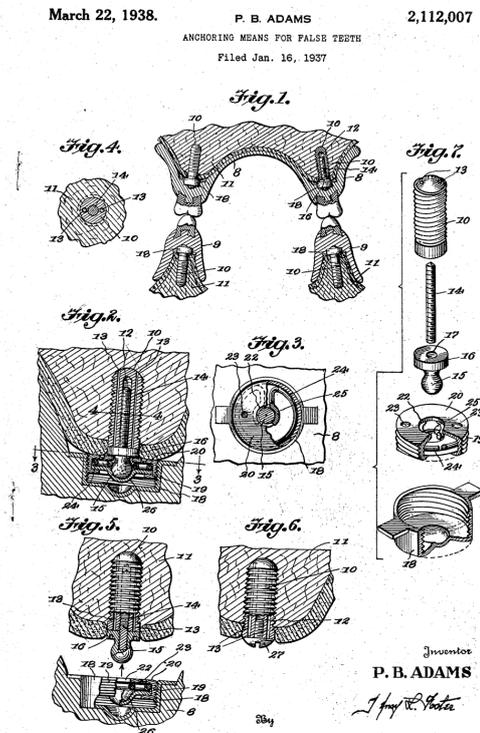


FIGURA 3. Imagen del diseño de implante cilíndrico roscado de Adams (1938). Tomado de la Oficina de Patentes de Estados Unidos.

Se piensa que los hermanos Strock fueron los primeros en conseguir colocar de forma exitosa el primer implante endoóseo, también en 1938. Éste se componía de una aleación de cromo-cobalto con un diseño roscado. Lo colocaron en un alvéolo post-extracción cubriéndolos de hueso autólogo (Abraham CM, 2014) (FIGURA 4).



FIGURA. 4. Imagen radiológica del primer implante dental colocado con éxito por los hermanos Strock en 1938. Tomado de Block MS, 2018.

En los años 40 se empezaron a mejorar los diseños de los implantes en distintos materiales como acero inoxidable, aleaciones de cromo-cobalto o aluminio. En la década de los 60 se empezaron a desarrollar implantes de diferentes diseños, siendo la mayoría de estos mono-bloque (Abraham CM, 2014). En los años 70, el Dr. Branemark (Branemark et al, 1985) desarrolló implantes roscados con forma radicular a los que denominó fijaciones. Estos implantes cumplían las siguientes características:

- Estaban fabricados de titanio comercialmente puro.
- Tenía una superficie rugosa (rugosidad irregular)
- Eran colocados con el mínimo trauma óseo posible, con fresas de menor a mayor diámetro y un macho de terraja. Poseía un hexágono externo a través del cual se conectaba el transportador. Tras 6 meses de osteointegración, se atornillaba la superestructura con tornillos de oro. Estos implantes fueron diseñados inicialmente para pacientes edéntulos.
- Se colocaban rehabilitaciones completas con 5 implantes mandibulares y 6 en el maxilar superior con una buena tasa de supervivencia de los implantes y de la prótesis (Block MS, 2018).

Por otro lado, el grupo suizo, de la mano de Schroeder, desarrolló un implante con diferentes formas, con una superficie rugosa tratada con spray de plasma y monobloque, con un protocolo de cicatrización transmucoso. A partir de mediados de los 80, ante la demanda de rehabilitación por parte de pacientes parcialmente edéntulos, se empezaron a desarrollar distintos diseños de implantes, con diferentes pilares, que aumentaron la versatilidad de la prótesis (Buser et al, 2017).

En la actualidad, un implante dental se considera un dispositivo protésico fabricado de material/es aloplástico/s, implantado en los tejidos orales bajo la mucosa, el periostio y/o el hueso, para proporcionar retención y soporte a una prótesis fija o removible (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2017).

El aumento de la esperanza de vida, entre otras cosas por la mejora de las condiciones ambientales y socio-culturales, ha hecho que la rehabilitación protésica sea cada vez más importante y numerosa. A pesar de toda la evolución de la implantología, a día de hoy siguen surgiendo muchas dudas acerca de su uso en las rehabilitaciones protésicas. Entre otras cosas, aun no sabemos con exactitud el material óptimo para la rehabilitación protésica, ni de su repercusión en el estrés transferido al complejo implante-hueso en función de algunos factores biomecánicos, así como si, en el caso de implantes adyacentes, estos deben ser ferulizados o no. Esta es la motivación y la justificación de este proyecto para aclarar dicha cuestión mediante la realización de un estudio *in vitro* sobre implantes osteointegrados y la influencia del material de restauración protésico mediante un modelo de experimentación animal.

2. Antecedentes y estado actual del tema

2.1 SISTEMA IMPLANTE-PRÓTESIS

2.1.1 De los implantes dentales

Un implante dental es un dispositivo aloplástico biocompatible (comúnmente una aleación de titanio) implantado en los tejidos orales bajo la mucosa y el periostio de manera intra-ósea, para proporcionar retención y soporte a una prótesis dental fija o removible. Aquellas que reemplazan a un solo diente se denominan restauraciones implanto-soportadas unitarias, y si reemplazan a más de un diente (2, 3 o más), se denominan prótesis parciales fijas o bien, prótesis de arco completo si sustituyen todos los dientes de una o de ambas arcadas. Aunque todas las prótesis implanto-soportadas pueden ser removibles, se reserva este concepto para las sobredentaduras. Diferentes y distintos materiales pueden utilizarse, así como proponer distintos diseños.

La primera condición a exigir a un implante dental es que sea fabricado en un material biocompatible capaz de mantenerse en contacto con los tejidos de soporte sin provocar alteraciones patológicas locales o generales. Superada esta condición, uno de los objetivos principales de cualquier restauración implanto-soportada será asegurar el no fracaso de los implantes que la soportan o la retienen a medio-largo plazo. Aunque son muchos los factores implicados dependientes además de estructuras diferentes (calidad y disponibilidad ósea, morfología de la arcada, factores de fuerza, diseño de la prótesis, etc.) uno de ellos, y no el menos importante, es su comportamiento biomecánico, entendido como la manera en la que se integra de forma armónica desde el punto de vista mecánico con el entorno biológico receptor, cuando se ve sometido a cargas que provienen del desempeño de las funciones del aparato estomatognático en función o parafunción.

El macrodiseño del implante, planeado para conseguir implantes que se puedan insertar en el lecho óseo de la manera más sencilla y conseguir osteointegrarse en el menor tiempo posible (Steigenga et al,

2003), está íntimamente relacionado con el comportamiento biomecánico. En esta línea, influye directamente sobre la estabilidad primaria alcanzada, entendida esta como el conjunto de factores que contribuyen a la estabilización mecánica de un implante dental durante su fase de osteointegración (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2017). Pero además, el macrodiseño también influye en la capacidad del implante para soportar la carga durante o tras la osteointegración y de la transferencia de tensión, de forma adecuada, al terreno de soporte (Abuhussein et al, 2010). La forma del cuerpo, el tipo de espira, y el tipo de conexión del implante son características del diseño que necesitan de mayor explicación. En cuanto a la forma del cuerpo, podemos clasificar los implantes en dos categorías: de paredes paralelas y cónicos. La diferencia básica entre ellos, es que con los cónicos conseguimos mayores valores de estabilidad primaria, tanto en valores de torque como en valores ISQ (Implant Stability Quotient). Además, los implantes cónicos parecen presentar una mejor distribución de las cargas que los implantes de paredes paralelas (Bahat and Sullivan, 2010; Lozano et al, 2016; Wilson et al, 2016).

En general, las espiras de los implantes sirven para maximizar el contacto hueso-implante inicial, mejorar la estabilidad primaria, aumentar la superficie del implante y favorecer la disipación de tensión en la interfase hueso-implante (Steigenga et al, 2003). En particular, el paso de rosca (definido como la distancia entre el centro de una espira hasta el centro de la siguiente, medida de forma paralela al eje longitudinal del implante) es un elemento muy importante por su efecto sobre la superficie total del implante; cuando el paso de rosca es menor, la superficie aumenta, lo que provoca una mejor distribución de las cargas. Otras características como la profundidad de rosca (definida como la distancia entre el punto más externo de la espira hasta el cuerpo del implante), el ancho de rosca (definido como la distancia entre la parte más coronal y la parte más apical de la espira medida en el mismo plano axial), el grosor y su angulación y distancia también influyen en el comportamiento biomecánico. Así hay roscas en forma de V,

cuadrangular, en contrafuerte y en contrafuerte inverso, FIGURA 5 (Steigenga et al, 2003; Abuhussein et al, 2010). A destacar que, biomecánicamente, las espiras del cuello del implante o aquellas que primero están en contacto con el hueso peri-implantario, son las que reciben el mayor porcentaje de tensión, la cual va decreciendo a medida que avanza hacia el ápice del implante (Lima de Andrade et al, 2017). Luego el diseño de las espiras deberá ir encaminado hacia una distribución de cargas que minimice la tensión transferida a la interfase hueso-implante, bien provocando un equilibrio entre las fuerzas de tensión-compresión, minimizando las fuerzas de cizalla (Wilson et al, 2016), o también posibilitando un cambio de dirección de la carga desde la restauración protésica hacia una dirección diferente al hueso. De todas ellas, las espiras en “V”, calificadas como fijaciones en ingeniería, transmiten una tensión 10 veces mayor al hueso peri-implantario ante las fuerzas laterales que las espiras cuadrangulares. No obstante, las espiras cuadrangulares, denominadas de potencia en ingeniería, presentan una superficie óptima para la transmisión de fuerzas axiales o de compresión, reduciendo la transmisión de tensión al hueso, ya que según la fórmula $P=F/S$ (P: presión, tensión, estrés; F: fuerza; S: superficie, área de disipación), al presentar este tipo de espiras una superficie de contacto con el hueso mayor, reducen la tensión que le llega al mismo ante una aplicación de carga. Asimismo, estas espiras, a semejanza de las en “V”, reducen las fuerzas laterales provocando una resultante hacia el hueso con un componente más axial respecto al eje del implante, que, como es bien conocido, son mejor toleradas por el hueso peri-implantario. Así, los implantes con espiras en diente de sierra son los que mejor toleran las fuerzas de tracción. Sin embargo, los implantes con espiras cuadrangulares presentan tasas de éxito similares en mandíbula y maxilar, y se han reportado menores índices de éxito para los diseños de implante con espiras en forma de “V” y para implantes lisos, sin espiras (Steigenga et al, 2003). En los últimos años, se han introducido diseños de implantes con doble o incluso triple espira, con la finalidad de conseguir un roscado más rápido en el lecho óseo,

aumentar la estabilidad primaria y conseguir mayor superficie de contacto (Steigenga et al, 2003).

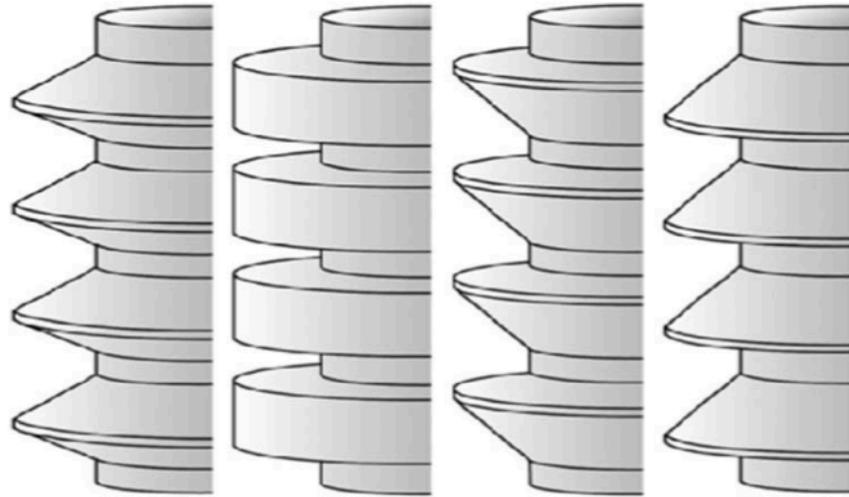


FIGURA 5. Tipos de espira de los implantes dentales; de izquierda a derecha: en "V", cuadrangular, en contrafuerte, en contrafuerte inverso. Tomado de Abuhusseini et al, 2010.

Por otro lado, otra parte importante en el diseño de un implante es el cuello o el módulo de la cresta, entendido como la región del cuerpo del implante diseñada para recibir los componentes protésicos de un sistema de implantes. En este área existe una plataforma de conexión, donde encaja el pilar protésico, que debe ofrecer resistencia ante las fuerzas oclusales. También suele existir un componente anti-rotatorio, el cual puede extenderse hacia el interior del cuerpo del implante, en los casos de implantes de conexión interna. Los estudios mediante análisis de elementos finitos (Pérez-Pevida et al, 2016), coinciden en mostrar que la zona de la cresta es en la que se produce, en mayor medida, la transferencia de tensión al hueso marginal peri-implantario. Asimismo, el cuello del implante puede tener diferentes formas: paredes paralelas, divergentes o convergentes. En teoría, cuellos de paredes paralelas favorecen la transmisión de fuerzas de cizalla, mientras que módulos crestales con inclinaciones por encima de 20°, con tratamientos de superficie que favorezcan la osteointegración, pueden disipar mejor la transmisión de fuerzas de tensión y compresión al hueso circundante,

disminuyendo el riesgo de pérdida ósea (Misch and Bidez, 1999). Los estudios clínicos indican una menor pérdida de hueso crestal alrededor de los implantes con un cuello de paredes convergentes, en concordancia con el concepto de estrechamiento de plataforma, donde el diámetro del pilar protésico es menor que la plataforma del implante (Carinci et al, 2009). Estudios de análisis de elementos finitos también confirman una menor transferencia de carga al hueso circundante con los diseños de cuellos de implantes con paredes convergentes hacia coronal (Aparna et al, 2012).

Además, también se comercializan diseños de implantes con micro-espigas en su parte más coronal. Este diseño fue concebido para disipar de manera óptima las cargas a este nivel. Una revisión sistemática sobre este diseño de implantes concluyó que la presencia de micro-espigas en el área del módulo de la cresta del implante contribuye de manera positiva al contacto hueso-implante en las primeras fases de osteointegración y además se consigue preservar en mayor medida el hueso crestal peri-implantario en comparación con implantes sin micro-espigas (Al-Thobity et al, 2017).

Albrektsson (Albrektsson et al, 1981) explicaba la importancia del tratamiento superficial de los implantes para conseguir y mantener la osteointegración. Hoy en día, fabricantes y clínicos citan numerosos estudios en los que diferentes tratamientos de superficie aceleran el proceso de osteointegración (Karabuda et al, 2011; Zöllner et al, 2008; Esposito et al, 2005). En esta línea, los implantes han evolucionado desde las antiguas superficies mecanizadas hasta las superficies rugosas osteoconductoras que son las más comúnmente usadas en la actualidad. En general, la rugosidad superficial se puede dividir en: macro-, micro- y nano-rugosidad. La macro-rugosidad es la que supera los 10 μm , las micro-rugosidades están en un rango entre 1-10 μm . Se han usado numerosas técnicas para conseguir este tipo de micro-rugosidad superficial: spray de plasma de titanio, arenado con partículas cerámicas, grabado ácido, anodizado, etc. Sin embargo, las nano-rugosidades que oscilan entre 1-100 nm (Wilson et al, 2016) se consiguen mediante

procesos de adición o sustracción. Los procesos de adición incluyen (Novaes et al, 2010):

- Superficies tratadas con spray de plasma de titanio: consiste en inyectar polvo de titanio en un plasma a alta temperatura. Estas partículas de titanio se proyectan sobre la superficie del implante y se fusionan. Estas superficies poseen una micro-rugosidad media de 7 μm .
- Adición de hidroxiapatita: los resultados a largo plazo de este tipo de superficies han sido poco satisfactorios.
- Otros: recubrimientos de fosfatos cálcicos, deposición de iones y oxidación.

Las técnicas de sustracción incluyen:

- Electro-pulido: la superficie del implante es tratada electroquímicamente por inmersión en un baño electrolítico a través del cual pasa una corriente eléctrica.
- Arenado/chorreado: se lleva a cabo mediante la propulsión de partículas de sílica, alúmina, óxido de titanio o fosfato cálcico por ejemplo.
- Pasivado ácido: los agentes más comúnmente usados son el ácido nítrico, fluorhídrico, sulfúrico y combinaciones entre ellos.
- Tratamiento mediante láser: se realizan "ralladuras" en el implante mediante láser.

Por otro lado, los implantes con superficie rugosa comparado a no rugosa han demostrado una osteointegración más rápida, mayor % de contacto hueso-implante, mayor resistencia a las fuerzas de cizalla y valores más altos de resistencia al torque de desinserción (Aljateeli and Wang, 2013). Además, las superficies con micro-rugosidades son capaces de estimular la diferenciación osteoblástica (Aljateeli and Wang,

2013). Recientemente se han introducido nuevas modificaciones de superficie mediante la adición de biomoléculas, como por ejemplo proteínas morfogenéticas óseas, dando lugar a las nuevas superficies biomiméticas (Novaes et al, 2010; Aljateeli and Wang, 2013).

En cuanto al material de los implantes, el titanio es el material más estudiado y de elección, debido a su biocompatibilidad, dureza, ductilidad y resistencia a la corrosión (Albrektsson et al, 1981; Bahat et al, 2010; Esposito et al, 2005). El titanio puro sufre una transformación alotrópica a 883°C de temperatura, pasando de una estructura hexagonal compacta (fase α) a una estructura cúbica centrada en el cuerpo más dúctil (fase β). Esta temperatura de transformación se ve influida por los elementos adicionales con los que el titanio forme aleación, dando lugar de este modo a una gran variedad de transformaciones de fase y microestructuras con el fin de mejorar sus propiedades mecánicas (Kaur and Singh, 2019). En esta línea, en los últimos años se han introducido aleaciones de titanio con propiedades mecánicas mejoradas. Titanio-6Aluminio-4Vanadio (Ti6Al4V) y Titanio-Circonio (Ti-Zr) son las más comunes (Bosshardt et al, 2017). Aunque el circonio es un material de uso frecuente por los profesionales, las propiedades mecánicas de los implantes con aleación de Ti-Zr tienen un módulo de Young entre 102-104.7 GPa y un coeficiente de Poisson de 0.33 similares a los implantes de aleación Ti6Al4V. Sin embargo a pesar de esta similitud, en estudios animales se ha observado un mayor contacto hueso-implante a las 6 semanas para los implantes de aleación de Ti-Zr comparado a otras aleaciones (Brizuela et al, 2017), lo que no es confirmado en otros estudios al no encontrar diferencias significativas (Bosshardt et al, 2017).

El óxido de circonio estabilizado con itrio es el material más recientemente introducido. Su ventaja principal respecto al titanio y sus aleaciones es su color blanco (Bosshardt et al, 2017). Supone una alternativa prometedora al titanio, con una mejor respuesta de los tejidos blandos peri-implantarios, mayor biocompatibilidad y una osteointegración similar. Sin embargo, son necesarios más estudios

clínicos a largo plazo para validar este material como alternativa fiable al titanio (Sivaraman et al, 2018).

Por último, en la búsqueda de un material con propiedades elásticas más similares al hueso ha surgido la polieter-eter-cetona, también conocida como PEEK, para su uso como biomaterial en la fabricación de implantes. Desde su aparición en 1998 como material para implantes a largo plazo ha mostrado también un buen comportamiento. Si se refuerza con fibra de carbono, su módulo elástico puede variar desde 3.6 GPa hasta 18 GPa, similar al hueso cortical (Schwitalla and Muller, 2013).

2.1.2 De la oseointegración

La oseointegración fue definida por primera vez por Branemark en 1985 (Branemark et al, 1985) como “la conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo y la superficie de un implante de titanio sometido a carga”. Posteriormente, es definida en 1993 por *The Academy of Prosthodontics* en su glosario de términos prostodónticos como “la unión aparentemente directa del tejido óseo con un material aloplástico inerte sin la intervención del tejido conectivo”. Actualmente, se considera a la osteointegración el fenómeno de aposición directa de hueso sobre una superficie implantaria, la cual es sometida a una adaptación estructural en respuesta a una carga mecánica (Schenk et al, 2006).

La osteointegración, al igual que la curación de cualquier herida, tiene 4 fases: hemostasia, fase inflamatoria, fase proliferativa, y fase de remodelación.

- Hemostasia: comienza con el trauma provocado por el fresado óseo previo a la colocación del implante. La duración de esta fase va desde minutos hasta horas. Las proteínas de la matriz, y los factores de crecimiento y de diferenciación almacenados en la matriz ósea se

convierten solubles y se activan. Inmediatamente después de la colocación del implante, su superficie interactúa con las moléculas de agua y los iones, lo que puede provocar el cambio de potencial de la superficie del implante y los iones bivalentes como el calcio pueden unirse a las superficies con carga negativa. En este momento se empiezan a depositar proteínas sobre la superficie del implante. Una vez se han depositado estas proteínas sobre la superficie implantaria, las células ya se pueden unir a ella y de hecho estas proteínas cumplirán un papel importante en la fijación de osteoblastos en la fase proliferativa. Finalmente, la degranulación plaquetaria dará lugar al inicio de la fase inflamatoria (Terheyden et al, 2012).

- Fase inflamatoria: comienza aproximadamente a los 10 minutos tras la cirugía y se mantiene durante los primeros días. Esta fase tiene lugar cuando empieza la degranulación plaquetaria. Estas liberan factores de crecimiento, bradiquinina (que aumenta la permeabilidad vascular) e histamina (que disminuye la velocidad del flujo sanguíneo e induce hiperemia). En esta fase se produce una vasodilatación clínicamente detectable, tumefacción y aumento de la temperatura en la zona de la herida. En el momento inicial de esta fase se activa la respuesta inmune innata (leucocitos polimorfonucleares y el sistema del complemento). Esta fase inflamatoria inicial que se da en las 3 primeras horas es crucial para el destino de la herida. Cuando se consigue la eliminación bacteriana y de los restos de tejido, los macrófagos secretan factores de crecimiento fibrogénicos y angiogénicos y se produce una activación de los fibroblastos, que mediante una serie de mecanismos, son capaces de llegar al área de la herida y dan lugar al comienzo de la fase proliferativa (Terheyden et al, 2012).

- Fase proliferativa: esta fase se caracteriza por la formación de nueva matriz extracelular y angiogénesis. Se forma tejido de granulación. Esta fase durará entre días y pocas semanas. Estimulados por los factores de crecimiento de fibroblastos secretados por los macrófagos, los fibroblastos de los tejidos sanos circundantes migran al interior del coágulo sanguíneo. Estos fibroblastos crean túneles a través de la

matriz extracelular provisional de la fibrina del coágulo mediante la secreción de metaloproteinasas de la matriz y van reemplazando esta matriz provisional. De forma paralela, se estimula la angiogénesis mediante hipoxia, que atrae a los macrófagos, los cuales expresan factores de crecimiento endotelial, que estimulan la producción de precursores de células endoteliales. Por otro lado, los pericitos eliminan la lámina basal de los vasos. Se van creando tubos mediante la organización de las células endoteliales y finalmente estos se conectan a vasos ya existentes creándose una nueva anastomosis vascular a través de la cual puede empezar a discurrir el flujo sanguíneo. La angiogénesis es condición *sine qua non* para que se dé la osteogénesis. Sólo se formará nuevo hueso en contacto directo con los vasos sanguíneos. Las células de hueso maduro no son capaces de sobrevivir a más de 200 μm de un vaso sanguíneo. Además la neoformación ósea necesita de un ambiente mecánicamente estable. Las células osteoprogenitoras, las cuales se hallan en casi todas las superficies libres de los huesos (endostio, capa interna del periostio, trabéculas de cartílago calcificado), se adhieren a la superficie de los implantes a través de integrinas. Las integrinas se unen a su vez a proteínas de la matriz extracelular como la fibronectina; de modo que las células óseas no se unen de forma directa a la superficie del implante, sino que lo hacen a las proteínas que se adhieren a ésta. Tras la unión firme a la superficie implantaria, las células osteoprogenitoras pasan a su forma activa convirtiéndose en osteoblastos, los cuales comienzan a expresar fosfatasa alcalina y osteocalcina. Es importante una íntima unión entre implante y hueso, con un mínimo micro-movimiento entre las partes. Uno de los requisitos principales para conseguir la osteointegración de los implantes es la consecución de una estabilidad primaria suficiente para que el implante no sufra micro-movimientos mayores a 100-150 μm , los cuales podrían conducir a la fractura de los capilares neoformados, (Szmukler-Moncler et al, 1998; Brunski JB, 1993), produciendo una encapsulación fibrosa del mismo. Este micro-movimiento es dependiente en esta primera fase de osteointegración del anclaje mecánico que consigue el implante con el

hueso en el momento de su colocación. En la primera semana tras la colocación del implante comienza la neoformación ósea. El hueso que se forma tras la creación de la herida es tejido óseo inmaduro reticular, el cual se caracteriza histológicamente por la disposición disparalela de sus fibras colágenas, orientadas de manera aleatoria. Éste tejido óseo crece a lo largo de las superficies óseas ya existentes y de las superficies de los implantes hacia los valles de las espiras. La neoformación ósea comienza por la secreción de matriz colágena por parte de los osteoblastos. En un inicio se secreta colágeno tipo III (debido a que en los alveolos maxilares se produce un proceso de osificación intramembranoso). Finalmente, esta matriz se mineralizará por la hidroxapatita (Terheyden et al, 2012).

- Fase de remodelación: durante esta fase el tejido óseo inmaduro reticulado inicial, es eliminado por los osteoclastos y ,reemplazado por hueso lamelar, cuyas fibras colágenas en este caso, se orientan de forma paralela a la parte más externa de las espiras del implante. Los osteoclastos aparecen en la herida a los pocos días. Esta fase puede durar años, produciéndose de forma constante una neoformación ósea orientada a la carga. El hueso lamelar, se fija a las crestas de las espiras del implante. Este nuevo hueso trabecular formado se dispondrá de manera aleatoria en los casos en los que no sufra carga, y en el momento en el que el implante empiece a recibir fuerzas funcionales las trabéculas se orientarán en función de las mismas con una forma similar a los arcos de una catedral gótica. Los osteoclastos y osteoblastos interactúan de manera dependiente. El llamado balance óseo es necesario, ya que sino, el esqueleto se volvería más poroso (osteopénico) o demasiado denso (osteopetroso). Inicialmente, la acción de los osteoclastos depende del osteoblasto, que controla la osteoclastogénesis mediante el balance entre el ligando del receptor activador del factor nuclear Kappa-b (RANKL) y osteoprotegerina, ambos producidos por el osteoblasto. Estos secretan RANKL, ligando de RANK, receptor que activa la osteoclastogénesis. RANKL puede ser anulado por osteoprotegerina soluble, también sintetizada por los

osteoblastos. De este modo, la osteoprotegerina inhibe la osteoclastogénesis. La unidad principal del hueso es la osteona, formada por capas concéntricas de hueso camelar neoformado con un conducto central, que contiene un vaso sanguíneo principal, llamado conducto de Havers. De este modo, el hueso neoformado se orienta en función de la carga. Los estímulos mecánicos se traducen en una señal mediada por citoquinas que controlan la acción del osteoblasto. Este fenómeno, denominado mecano-transducción, es mediada por el osteocito. Éste, posee estrechas prolongaciones citoplasmáticas conocidas como canaliculos, a través de los cuales discurre líquido intersticial. Las cargas que se trasladan al hueso provocan cambios de gradiente en este fluido estimulando los cilios primarios de la membrana celular induciendo señales intra-celulares. Estas señales se propagan a los osteocitos vecinos mediante sus conexiones celulares. Además, los osteocitos también pueden inhibir a los osteoblastos a través de la esclerostina (Terheyden et al, 2012; Insua et al, 2017).

Por otro lado, en el complejo mecanismo de la oseointegración existen varios factores que pueden afectarla negativamente. En 1981, Albrektsson (Albrektsson et al, 1981) identificó 6 factores de influencia: el estado del lecho implantario, las condiciones de carga, la técnica quirúrgica, el macro-diseño del implante, el tipo de superficie y el material del implante. Para asegurar la correcta osteointegración de un implante, es necesario contar con un lecho óseo implantario sano y con un buen aporte sanguíneo, el cual nos asegurará a su vez el aporte celular y de proteínas necesarias que desencadenarán el fenómeno de la osteointegración descrito en el apartado anterior. Además, éste está condicionado por el estado de salud del paciente, hábitos tabáquicos y medicaciones previas y actuales (Bahat and Sullivan, 2010). En esta línea, el área ósea receptora ha sido motivo de especial atención durante los últimos años, ya que es necesario contar con un hueso con suficiente densidad, que nos asegure una buena estabilidad implantaria, y con una buena calidad, que permita un correcto aporte sanguíneo y recambio

celular para orientar las trabéculas óseas en función de la carga (Davies JE, 2003).

Las diferencias en la macro-arquitectura ósea han dado lugar a diferentes clasificaciones de los tipos de hueso en implantología en función de la proporción de hueso cortical y trabecular, donde el hueso tipo I es un hueso altamente cortical, como en el área mandibular anterior; el hueso tipo II es predominantemente cortical, pero con cierta presencia medular; el hueso tipo III, predominantemente trabecular pero con algo de hueso cortical y por último, el hueso tipo IV, básicamente trabecular con escasa presencia de hueso cortical, como el que podemos encontrar en el maxilar posterior (Leckholm and Zarb 1985; Misch CE, 1989). Esta clasificación, además de otras, se puede utilizar para establecer criterios de calidad ósea mecánica, ya que en huesos con mayor proporción cortical conseguiremos una mayor estabilidad inicial de nuestros implantes, sin embargo, los huesos tipo IV, poseen una mayor vascularización, recambio celular e índice de remodelación ósea, características que hacen de este tipo de hueso, un tejido biológicamente más activo. Así pues, en hueso tipo III, un estudio de experimentación animal en modelo murino concluyó que se conseguía una osteointegración más eficiente comparando con huesos tipo I. Encontraron una mayor proliferación celular, mayor índice de remodelación, mayor número de células osteoprogenitoras y mayor señalización Wnt, indicadores de una rápida curación de la osteotomía y una rápida osteointegración en comparación con los huesos tipo I (Li et al, 2017).

El hueso trabecular o esponjoso posee un área superficial mayor comparado al hueso cortical. Además de células osteoprogenitoras mesenquimales, las cuales pueden dar lugar a osteoblastos, la médula ósea también posee una rica vascularización capaz de suministrar tanto precursores de osteoclastos (necesarios para la remodelación), como la población endotelial necesaria para la angiogénesis. Por lo tanto, no nos debería sorprender que el hueso trabecular pueda ser remodelado de una manera mucho más rápida que el hueso cortical. Desde esta

perspectiva, por lo tanto, el hueso trabecular representa un tejido biológicamente superior, idealmente desarrollado para una curación ósea rápida (peri-implantaria), en comparación con el patrón de curación de remodelación lenta típico del hueso cortical, y definitivamente no debería considerarse como un hueso de “baja calidad” (Davies JE, 2003). La osteointegración en áreas de hueso tipo III y IV en tiempos convencionales (2 meses o menos) ha sido documentada mediante análisis histológicos en los que se cuantificaba el contacto hueso-implante en series de casos en humanos (Iezzi et al, 2005).

Albrektsson y cols determinaron que someter un implante a carga antes de los 3-4 meses de su colocación podría comprometer su osteointegración (Albrektsson et al, 1981). Hoy en día, se considera que la carga inmediata y temprana de los implantes no impide su correcta osteointegración (Esposito et al, 2007; Esposito et al, 2013). Esto es así siempre que no se sobrepase el umbral de micro-movimiento estimado entre 100-150 μm aproximadamente (Szmukler-Moncler et al, 1998; Brunski JB, 1993), el cual es directamente dependiente de la estabilidad primaria que alcance ese implante durante su inserción. En un estudio *in vitro* en costillas de vaca, Brizuela y cols comprobaron que para superar los 150 μm de micro-movimiento el torque de inserción alcanzado debía de ser menor a 11.57 N y el valor ISQ inferior a 57 (Brizuela et al, 2015).

Por otro lado, las revisiones sistemáticas de Esposito y cols indican que para poder llevar a cabo un protocolo de carga inmediata deberíamos alcanzar, al menos, un torque de inserción de 35 N/cm^2 (Esposito et al, 2013); para conseguir una alta estabilidad primaria, se puede utilizar, por ejemplo, un protocolo de infra-fresado. En cuanto al contacto oclusal en las prótesis provisionales con carga inmediata no se encontraron diferencias entre dejar estas restauraciones con contacto oclusal o sin él. Es bien sabido, sin embargo, que aunque se dejen estas restauraciones sin contacto oclusal, durante la función masticatoria también entrarán en contacto.

Es necesario realizar una técnica quirúrgica lo menos invasiva posible con un manejo correcto de tejidos duros y blandos. Se debe mantener el campo aséptico, refrigerar las fresas durante la preparación del lecho para evitar la necrosis ósea y mantener el aporte sanguíneo (Bahat and Sullivan, 2010). Un exceso de calor durante el fresado provocaría daños en el recambio óseo causando hiperemia, necrosis, fibrosis, degeneración osteocítica y aumentando la actividad osteoclástica. Temperaturas entre 56°-70° C son perjudiciales para el hueso, debido a que se provoca la desnaturalización de la fosfatasa alcalina. Además, si se mantiene una temperatura de entre 44-47°C se provocará también daño en el tejido óseo. Se considera que el límite para evitar la necrosis ósea son 47°C (Tehemar SH, 1999). Para sobrepasarlo hay que tener en consideración aquellos factores que puedan provocar el aumento de temperatura del hueso durante el fresado del lecho tales como: - respecto al operador (la presión ejercida, el estado de las fresas, los movimientos durante el fresado y la velocidad y el tiempo de fresado); -respecto al fabricante (el diseño y el filo de las fresas, el sistema de implantes, y el sistema de irrigación); respecto al hueso donde va a ser colocado el implante (el grosor de la cortical y la densidad ósea, así como la profundidad de fresado).

Para conseguir una óptima estabilidad primaria en áreas de poca densidad ósea se ha indicado un protocolo de infra-fresado. Consiste en usar como fresa final una de un diámetro menor que la que se recomienda para ese sistema. De esta manera se puede conseguir una reducción del micro-movimiento implantario, ya que en el momento de la colocación del implante, éste compacta el hueso contra las paredes incrementando así su densidad, sin embargo una revisión sistemática de Shadid y cols concluyó que no hay evidencia probada para determinar este hecho (Shadid et al, 2014). Por otro lado, cuando se utilizan implantes cónicos, el uso de fresas cónicas para la preparación del lecho provoca una mayor estabilidad primaria que cuando se usan fresas de paredes paralelas. La ventaja principal de esta técnica es una preparación del lecho más rápida, con un aumento de temperatura

mínimo. Su desventaja más importante radica en la imposibilidad de corregir la dirección del lecho del implante una vez fresado (Wilson et al, 2016). Tampoco se han encontrado diferencias a nivel de pérdida ósea marginal en los casos en los que se usa un protocolo de fresado consistente en múltiples pasos de fresa con aumentos de diámetro progresivos, o el uso de una única fresa (Wilson et al, 2016). También se ha indicado en estos casos el uso de osteotomos para la preparación del lecho implantario. En esta misma revisión se indica que existe una correlación positiva entre el uso de osteotomos y la estabilidad primaria conseguida. Esto puede ser debido a cambios producidos en la micro-morfología del hueso trabecular peri-implantario causados por la condensación apico-lateral ocasionada por los osteotomos. Por lo tanto, en estos casos, se consigue un aumento de la estabilidad primaria del implante debido a un incremento en la densidad del lecho óseo peri-implantario. Por otro lado, no se encontraron diferencias entre el fresado convencional y el uso de osteotomos respecto a la estabilidad secundaria, ni a los 3 ni a los 6 meses tras la cirugía. Sólo un estudio de los revisados (Markovic et al, 2013) encontró diferencias significativas en los valores de estabilidad secundaria para las preparaciones realizadas mediante osteotomos tras 3 meses de observación. Esto se podría explicar porque si se realizan presiones excesivas por encima de 20 MPa podrían desplazar los espacios medulares óseos, alterando el aporte sanguíneo y, por lo tanto, el hueso necesitaría un tiempo mayor para la angiogénesis y para la reparación de este hueso dañado (Shadid et al, 2014). La preparación ultrasónica del lecho peri-implantario mediante bisturí piezo-eléctrico tampoco demostró tener incidencia en la estabilidad primaria alcanzada, comparando con el fresado convencional (Shadid et al, 2014).

En los últimos años también se ha postulado la posibilidad de llevar a cabo cirugías implantológicas sin necesidad de levantamiento de colgajo. Este tipo de abordaje ahorra tiempo de intervención, de cicatrización y mejora el post-operatorio del paciente. Se encontró una correlación positiva entre esta técnica y la estabilidad primaria y

secundaria obtenidas a los 3 meses de la cirugía. Esto se podría explicar porque el hecho de levantar un colgajo podría tener cierto impacto en la remodelación ósea peri-implantaria. Cuando no se levanta un colgajo, el periostio permanece intacto recubriendo el hueso y esto incrementa el aporte vascular a la mucosa peri-implantaria, que además presenta menores signos de inflamación (Shadid et al, 2014).

2.1.3 De las prótesis implanto-soportadas

Actualmente, cualquier paciente con cualquier tipo de edentulismo, sea unitario, parcial o total, puede ser tratado mediante prótesis implanto-soportadas, bien con un número de implantes menor al número total de dientes ausentes, o bien mediante la reposición de cada diente perdido con un implante. En cualquier caso, son prótesis parciales fijas, generalmente ferulizando todos los implantes a excepción de las ausencias de un solo diente, las cuales se rehabilitan mediante una prótesis fija unitaria cementada o atornillada, al igual que las prótesis citadas anteriormente. En los casos de edentulismo total, rehabilitar pacientes supone la indicación de prótesis fijas de arco completo en metal-porcelana o en metal-resina (prótesis híbridas) o bien removibles (sobredentaduras soportadas por dos o más implantes y con un sistema de retención a base de ataches axiales o en barra) (Misch CE, 2005).

El material restaurador por excelencia, tanto en prótesis fija convencional como en prótesis implanto-soportada ha sido la metal-cerámica (Tan et al, 2004). Los intentos por mejorar las propiedades estéticas de los materiales hicieron que se desarrollarán sistemas completamente cerámicos, bien con una combinación de núcleo y recubrimiento o bien en un único bloque (monolítico) (Pjetursson et al, 2015). Inicialmente se introdujeron cerámicas feldespáticas, que cuentan en su estructura con una alta proporción de fase vítrea, por lo que presentan unas altas propiedades estéticas pero sus propiedades mecánicas son insuficientes para ciertos casos, ya que su resistencia a

la flexión no supera los 90 MPa (Pjetursson et al, 2015; Powers and Wataha, 2016). Posteriormente, comenzaron a implementarse las propiedades de resistencia a la fractura de los sistemas cerámicos introduciendo en su composición una mayor proporción de fase cristalina, desde las cerámicas de disilicato de litio hasta el dióxido de circonio, el cual puede usarse como núcleo con recubrimiento de cerámica feldespática o de forma monolítica.

El circonio (Zr), como elemento, se sitúa en el grupo de los metales en la tabla periódica, por lo que posee unas características comunes a este grupo en cuanto a resistencia, comportamiento óptico y químico. En la naturaleza se encuentra formando parte de minerales como el circón o silicato de circonio ($ZrSiO_4$), o la badeleyita. Esta última es de donde se extrae el dióxido de circonio (ZrO_2), que es el que se utiliza en odontología. Presenta tres formas polimórficas, en función de la temperatura. La monoclinica, estable a temperatura ambiente, tetragonal cuando alcanza los $1170^{\circ}C$ y cúbica a partir de los $2370^{\circ}C$, antes de alcanzar la temperatura de fusión ($2680^{\circ}C$). Estas formas están directamente relacionadas con la principal propiedad del circonio, llamado “refuerzo de transformación”. Descubierta por Garvie en 1975, explica cómo ante una zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta sufre una transformación de fase cristalina, pasando de forma tetragonal a monoclinica, adquiriendo un mayor volumen. Conforme aumenta el volumen (3-5%), las fuerzas internas de compresión se superponen en el punto crucial de la fractura, proporcionando resistencia y preservando la integridad marginal. Al aumentarse localmente la resistencia del material se evita la propagación de la grieta (Agustín-Panadero R, 2012).

A día de hoy el uso de las restauraciones con núcleo de zircona y recubrimiento cerámico se ha popularizado con buenos resultados clínicos. Para coronas unitarias implanto-soportadas, este material presenta un ratio de supervivencia del 97.6% a los 5 años y del 83.8% de éxito durante el mismo tiempo observacional, sin diferencias significativas respecto a las restauraciones unitarias metal-cerámicas,

con un 98.3% de supervivencia y un 87.7% de éxito, esto es, sin ningún tipo de complicación técnica durante su uso en boca. Una de las complicaciones más frecuentes es el desprendimiento de la cerámica de recubrimiento, también conocido como “chipping”. Respecto a este fenómeno tampoco se hallaron diferencias significativas entre ambos materiales, con un 2.9% y un 2.8% a los 5 años para las coronas de metal-cerámica y de circonio-cerámica respectivamente (Pjetursson et al, 2018). En los casos de prótesis parcial fija implanto-soportada metal-cerámica la supervivencia a 5 años es del 98.7% y del 93% para las de circonio-cerámica, alcanzando en este caso diferencias significativas entre ambos materiales. Respecto al porcentaje de éxito, las prótesis parciales fijas metal-cerámicas alcanzaron un 84.9%, sin embargo, en la literatura consultada no se encontraron referencias a los porcentajes de éxito de las prótesis parciales fijas de circona-cerámica. En este caso, de nuevo la complicación técnica más observada fue el chipping, dándose en mayor porcentaje en las restauraciones de circonio-cerámica. Las fracturas catastróficas de las estructuras se dieron en menor medida, siendo la circona-cerámica de nuevo el material más afectado (Sailer et al, 2018).

Por otro lado, también hay que tener en cuenta los distintos tipos de materiales existentes para la elaboración de restauraciones provisionales implanto-soportadas. Tradicionalmente se han usado materiales acrílicos o resinas de composite, incluso, en algunos casos estructuras metálicas con recubrimientos de resinas o acrílicos; sin embargo, y debido al auge de la tecnología CAD-CAM, en los últimos años se han introducido materiales basados en polímeros de alta densidad como el poli-metil metacrilato (PMMA) o polímeros basados en composite como el composite de polímero de acrilato (CPA), el cual empleamos en este estudio (resistencia a la flexión: 80 MPa; módulo elástico: 2800 MPa) . Estos materiales ofrecen en comparación con los tradicionalmente usados, una mayor resistencia, ajuste, biocompatibilidad y durabilidad (Siadat et al, 2017). Este material es el que tiene la menor resistencia a la flexión y el menor módulo elástico de

los materiales acrílicos o de composite de fabricación CAD-CAM (Abdullah et al, 2018), incluso con menor resistencia a la flexión que los materiales bis-acrílicos autopolimerizables utilizados comúnmente en la elaboración de provisionales de manera directa en clínica (Yao et al, 2014). No obstante, este material presenta un buen comportamiento clínico cuando se usa en prótesis parciales fijas provisionales dento-soportadas de 3-4 unidades hasta un año de uso, siendo la complicación más habitual el descementado de las mismas. No se recomienda su uso en dientes con compromiso biológico, tramos largos o voladizos, por la alta prevalencia de fracasos tempranos (Huettig et al, 2016).

2.2 DE LAS FUERZAS OCLUSALES

La principal función de un implante una vez osteointegrado es retener y soportar una prótesis dental del tipo que sea, sin pérdida ósea peri-implantaria que conduzca a su fracaso. Factores biomecánicos (fuerzas de sobrecarga oclusal), infecciosos/inflamatorios (peri-implantitis) o una combinación de ambos, son los responsables de la pérdida ósea alrededor de los implantes. En el aspecto etiológico biomecánico, toda prótesis implanto-soportada está sometida a una actividad funcional (masticación y deglución) y parafuncional (bruxismo y otros malos hábitos orales) con fuerzas de diferente intensidad, tipo (compresión, tracción y cizallamiento) y características (dinamicidad, dirección, etc.) que se transmiten al complejo implante-hueso peri-implantario en forma de estrés/tensión provocando una determinada respuesta, que es, en cualquier caso diferente a la que ocurre en el caso de dientes naturales por la existencia de un ligamento periodontal. Los implantes no poseen un ligamento periodontal que les permita disipar tensión y sólo cuentan con el comportamiento elástico del propio hueso. Debido a esta característica de “inmovilidad”, ante la aplicación de una fuerza, y a las diferentes propiedades elásticas de los dos materiales en contacto (implante y hueso), el estrés generado comienza en el primer punto en contacto entre los dos elementos en cuestión, en este caso el

hueso crestral peri-implantario/implante, disipándose hacia apical. Esto es denominado en ingeniería como el fenómeno de análisis de haz complejo. La importancia biomecánica de las características oclusales necesita una mayor aclaración.

Así, en cuanto a la dinámica de las fuerzas, estas pueden ser estáticas o dinámicas. Una carga estática se aplica con lentitud, para evitar efectos vibratorios o dinámicos en la estructura. La carga aumenta de forma gradual desde cero hasta su valor máximo y después se mantiene constante, sin ser retirada ni repetida un número excesivo de veces y por tanto carece de efectos dinámicos o de inercia debidos al movimiento (Martin and Severns, 2004). Una carga dinámica hace referencia a una aplicación repentina de la carga, donde el tiempo es prácticamente cero y es por definición aquella que se aplica cuando se produce un movimiento o efecto de inercia (Vega JM, 1996). Una carga dinámica puede tener muchas formas; las cargas de impacto se aplican y retiran de manera repentina y las cargas fluctuantes se mantienen más tiempo y su intensidad varía continuamente (Duyck et al, 2001). En cuanto al tipo de fuerza y estrés transmitido, estas pueden ser de tracción, compresión o cizalla. Cuando una fuerza externa actúa sobre un cuerpo, se producirá una tensión/estrés en dicho cuerpo, igual a la fuerza aplicada dividida por el área sobre la que actúa y se representa mediante la fórmula $\sigma = F/S$. Las fuerzas de tracción son aquellas que tienden a estirar un cuerpo y, por lo tanto, siempre tiene como resultado una deformación del mismo por tracción del cuerpo sobre el que actúa. Las fuerzas de compresión son aquellas provocadas por una carga que tiende a acortar o comprimir un cuerpo y que va acompañada de una deformación por compresión. Las fuerzas de cizalla son aquellas que ocasionan el desplazamiento de un cuerpo sobre otro. Por otro lado, la distribución de la fuerza entre los componentes que constituyen un sistema dependerá, como se explica anteriormente, de la relativa rigidez/elasticidad de cada componente (Weinnberg LA, 1993). Asimismo, una fuerza aplicada sobre un cuerpo puede dar lugar a un desplazamiento lineal/rotacional, estrés/deformación o ambos.

Estrés/deformación son un binomio inseparable, representada su relación para una mejor comprensión en la gráfica de la curva estrés/deformación, FIGURA 6. De este modo, un cuerpo se comportará de manera elástica cuando la deformación que sufra ante la aplicación de una carga sea dentro de su límite elástico, es decir, si al retirar las fuerzas aplicadas recupera su forma y dimensión. Por el contrario un cuerpo puede sufrir una deformación plástica si ésta es permanente y no se recupera tras retirar la fuerza que la ha provocado. Ambos, presión/estrés/tensión (σ) y deformación (ϵ) se relacionan entre sí mediante la llamada Ley de Hooke, donde $\sigma=E \cdot \epsilon$ y E es el módulo de elasticidad o módulo de Young del cuerpo al que se le aplica la fuerza. Esta constante es característica de cada cuerpo y cuanto mayor sea su valor menor será la deformación del cuerpo para una tensión determinada. Por lo tanto, la cantidad de deformación que puede experimentar un cuerpo bajo una fuerza determinada depende de su rigidez/módulo de elasticidad, de tal forma que aquellos menos rígidos o menos resistentes sufrirán mayor deformación y viceversa. Así, un módulo de Young corresponderá a materiales rígidos, que necesitarán de fuerzas mayores para ser deformados (Powers and Wataha, 2016).

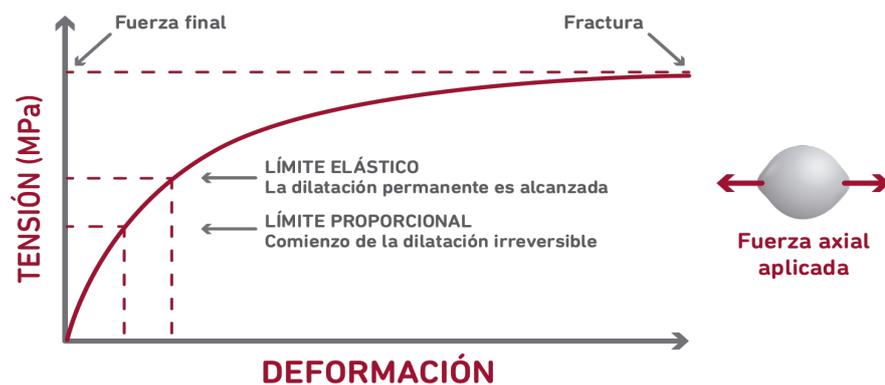


FIGURA 6. Curva tensión/deformación para un determinado material.

Además, trasladando estos principios mecánicos al aparato estomatognático, la fuerza/carga oclusal que se aplica a una

restauración implanto-soportada podría representarse gráficamente (como toda fuerza) como un vector (dirección y longitud) que se puede descomponer en dos componentes: uno axial paralelo al eje mayor del diente o implante, y otro horizontal u oblicuo respecto al citado eje. Biológicamente, la menor capacidad lesiva de estas fuerzas viene determinada por el llamado momento de rotación ($M=F \times d$), cuya representación gráfica es un rectángulo, siendo uno de sus lados el vector fuerza (F) y el otro la distancia vertical (d) al eje mayor del diente/implante; luego a mayor momento de rotación, mayor capacidad lesiva. No obstante, las diferentes características entre dientes e implantes como elementos de retención/suporte de las prótesis, pueden marcar alguna diferencia en el comportamiento biomecánico y en la transferencia de estrés en complejo prótesis/implante/hueso. Este momento de rotación aumentará cuando (Eraslan et al, 2005; Baggi et al, 2008; Ahlberg et al, 2003):

- Cuanto mayor sea la distancia desde el punto de aplicación de la carga hasta el centro de rotación.
- Cuanto mayor sea la magnitud de la carga aplicada.
- Cuando aumente el ángulo formado por la dirección de la fuerza con el eje longitudinal del implante.
- Cuanto más se aleje de 90° el ángulo formado por la fuerza y la superficie de aplicación.
- Cuando aumente en horizontal el punto de aplicación de la fuerza y el centro del implante.

Los implantes tienen una unión funcional al hueso sin espacio ni ligamento periodontal, con la consecuencia de la pérdida de su función de amortiguación de impactos además de la movilidad y la disminución de propioceptores o mecano-receptores en cantidad y calidad. Esto hace que ante una carga, el sistema implante-hueso se comporte como una estructura rígida dando lugar a un efecto de palanca además del

momento de rotación. No obstante, los implantes osteointegrados no son inmóviles al 100%. Si los valores medios de desplazamiento axial de un diente oscilan entre 25-100 μm , el de los implantes es de 3-5 μm (Sekine et al, 1986; Schulte W, 1995). Además, este micro-movimiento es dependiente del comportamiento elástico del hueso. La diferencia de propiocepción entre dientes e implantes va a hacer que los primeros sean capaces de percibir interferencias de 20 μm , mientras que los implantes lo harán con 48 μm (Jacobs and Steenberghe, 1991). Hammerle y cols (Hammerle et al, 1995) obtuvieron resultados similares en la percepción táctil de implantes (100.6 g) y dientes (11.5 g). De los tipos de fuerza que pueden actuar sobre prótesis/implantes, las fuerzas de compresión son bien toleradas por dientes e implantes debido a su componente principalmente axial. Las fuerzas de tracción son mal soportadas tanto por el implante como por el hueso peri-implantario. Las fuerzas que peor soportan tanto dientes como implantes son las fuerzas de cizallamiento, cuyo componente horizontal producen momentos de rotación que transfieren altos valores de tensión al sistema (Eraslan et al, 2010). El hueso es más resistente a las fuerzas de compresión, un 30% más débil frente a las cargas de tracción y un 65% aún más débil ante las fuerzas de cizallamiento (Gibbs et al, 1986).

La magnitud de la fuerza es un factor primordial en la transferencia de estrés al sistema prótesis/implante/hueso, sean tanto cargas estáticas como dinámicas. Un ejemplo de fuerza estática es la sobrecarga que genera un paciente bruxista durante el apretamiento, ya que producirá una fuerza de una intensidad más o menos constante y sostenida en el tiempo (Cano et al, 2007). Por otro lado, un ejemplo de carga oclusal dinámica sería la que generamos durante la masticación, ya que se producen cargas sucesivas en un corto período de tiempo (Cano et al, 2007). Por otro lado, la magnitud de la fuerza oclusal es un factor variable dentro de la población. En estudios poblacionales es frecuente determinar la fuerza máxima de oclusión, debido a su repetibilidad (Mericske-Stern et al, 2000). Sin embargo, una fuerza estática no es exactamente equiparable a las cargas masticatorias funcionales, pero si

es orientativa para cuantificar la máxima fuerza que el sistema puede recibir. Algunos estudios han cuantificado la fuerza máxima de oclusión con una media en varones de 545.7 N y de 383.6 N en mujeres, con máximos de 888 N y 576 N respectivamente (Raadsheer et al, 1999). Sin embargo, un estudio clínico observacional más reciente de Watanabe (Watanabe et al, 2005) ha recogido en una muestra de pacientes dentados adultos sanos una media mucho mayor, de hasta 1024 N. En cualquier caso, la fuerza aplicada durante la masticación presenta valores considerablemente menores que los de la fuerza máxima de oclusión (Peck CC, 2016). Por otro lado, se relató que en una oclusión normal se produce una distribución simétrica bilateral de las cargas oclusales y una fuerza de mordida mayor en los dientes posteriores que en los anteriores (Peck CC, 2016), debido, entre otros factores, a que la articulación temporo-mandibular (ATM) funciona como una palanca de clase III, en la que el fulcro está en las ATMs, la potencia en los musculatura masticatoria y la resistencia en los dientes. Los resultados del mismo trabajo de Watanabe del 2005 (Watanabe et al, 2005) avalaron esta distribución y encontraron que el segundo molar soporta una media del 25% del total de la fuerza aplicada en la arcada y el primer molar un 15%. Van Eijden en 1991 (Van Eijden TM, 1991), corroboró de nuevo en otro estudio una mayor distribución de las cargas en los sectores posteriores comparado con los anteriores.

Entre la variabilidad de factores que pueden influir en la magnitud de la carga oclusal, se encuentra la naturaleza de la arcada antagonista. Así referido sólo a pacientes portadores de prótesis implanto-soportadas se han obtenido datos similares e incluso mayores que en la dentición normal, sobre todo en pacientes totalmente edéntulos con rehabilitaciones completas implanto-soportadas (Clelland et al, 1991; Curtis et al, 2000). Otros estudios concluyeron que las fuerzas sobre este tipo de restauraciones son hasta 3 veces superiores a las que se producen con dentición natural (Helkimo et al, 1977). Algunos autores explican este hecho por la ausencia de mecano-percepción fina en los pacientes portadores de implantes, en los cuales la ausencia de

ligamento periodontal y sus mecano-receptores debe de ser sustituida por una oseopercepción en la que otros receptores se encargan de la recogida de la información aferente (hueso, ATM, músculos, etc.) con la subsiguiente adaptación del sistema nervioso central para modular la respuesta, basado en un fenómeno de neuroplasticidad (Klineberg et al, 2012; Haroldson and Zarb, 1988; Falk et al, 1990). Esto puede explicar que los pacientes rehabilitados con prótesis sobre implantes tienen una deficiente adaptación a la dureza del alimento, masticando con la misma fuerza uno blando que uno duro (Grigoriadis et al, 2011; Svensson and Trulsson, 2011). En resumen, la rehabilitación de un paciente con una prótesis de arco completo implanto-soportada va a suponer que su fuerza de masticación sea similar o incluso mayor a la ejercida a la dentición natural, al contrario de lo que ocurre en pacientes portadores de prótesis completas convencionales, que muestran menor fuerza de masticación que los pacientes dentados (Williams et al, 1985).

La dirección de la fuerza aplicada sobre una restauración implanto-soportada va a repercutir también sobre el estrés/deformación total transferido al sistema prótesis/implante/hueso, ya que, si esta no es totalmente axial provocará un aumento en el momento de rotación. El análisis tridimensional de las tensiones explica que casi todas se producen en la mitad coronal de la interfase entre implante/hueso. Se producen menos tensiones con las cargas verticales que con las cargas anguladas sobre los implantes. Las fuerzas laterales pueden provocar un aumento del 50 al 200% de la compresión en el hueso peri-implantario respecto a las cargas verticales y, las tensiones producidas por tracción pueden producir aumentos de hasta diez veces. El componente de cizalla de una fuerza no existe en una carga axial, pero aumenta de forma drástica a medida que aumenta la angulación de la fuerza. La pérdida inicial de hueso crestal peri-implantario se produce de manera similar ante estos patrones de tensión. Además, las cargas anguladas aumentan la incidencia de complicaciones mecánico-técnicas como aflojamiento de tornillos protésicos, descementado de restauraciones o fractura de la porcelana de recubrimiento. Por estos motivos, la dirección

de las fuerzas debe de ser uno de los factores a tener en cuenta durante la planificación para la colocación de implantes. Normalmente, los implantes del sector antero-superior no pueden ser colocados siguiendo la dirección de las fuerzas oclusales. En la dentición natural, la angulación de la carga se sitúa aproximadamente a 12° en relación con la raíz del diente. Tras la pérdida de dicho diente, el hueso se reabsorbe primero por vestibular, por lo que se producen, a menudo, defectos de volumen óseo en estas áreas y, por ello, el ápice del implante se suele angular hacia la zona palatina. Sin embargo, en la zona de premolares inferiores sí se pueden orientar los implantes de manera correcta para recibir una carga axial. En el área de molares inferiores, se suelen colocar los implantes con una inclinación hacia lingual con el fin de evitar una perforación en la fosa submandibular. Todas estas configuraciones anatómicas van a influir sobre la angulación de los implantes y el plan de tratamiento. Por lo tanto, si las fuerzas de oclusión no son axiales al cuerpo del implante, el odontólogo debe de tener en cuenta la colocación de más implantes o de mayor diámetro (Misch CE, 2005) .

Además de la la magnitud, dirección y dinamicidad de las cargas, la duración de las mismas también influye en la transferencia de estrés al complejo implante/hueso. Como sobre este complejo pueden actuar tanto cargas estáticas como dinámicas de duración variable, es necesaria una aclaración: una carga estática en cualquier sistema de prótesis implanto-soportada es la precarga producida por el apretamiento de los tornillos protésicos que unen la restauración al implante (Rangert et al, 1989). Cuando se produce una falta de pasividad entre la restauración implanto-soportada y el implante o el punto de contacto con dientes o restauraciones adyacentes es demasiado fuerte, se está provocando, de nuevo, una carga estática en el sistema (Miyamoto et al, 2008). Además, en en casos de parafunción, concretamente en el bruxismo de vigilia, caracterizado por un fuerte y prolongado apretamiento en máxima intercuspidad, se producen de nuevo cargas estáticas. En cambio, durante la función masticatoria normal, se suceden cargas dinámicas con sucesivos impactos de corta duración. Respecto

al tiempo real en el que se aplican las fuerzas masticatorias sobre los dientes o prótesis, Graf (Graf and Geering, 1977) considera que no supone más de 9 minutos al día mientras que otros autores consideran una duración mayor de entre 20-30 minutos (Choy and Kidd, 1988). Si a esto se suma la fuerza que proviene de la musculatura perioral y de la lengua durante los movimientos de deglución, unos 480 diarios, el total de las fuerzas naturales que inciden sobre los dientes no suelen superar los 30 minutos para las funciones de masticación y deglución.

Además de lo anteriormente mencionado, las características y condiciones individuales de cada persona influirán en las cargas oclusales sea en magnitud, dirección o duración. Uno de los factores individuales que pueden modificar las condiciones de carga que se producen en dientes y restauraciones es el hábito parafuncional (bruxismo), bien de vigilia o despierto, caracterizado principalmente por un apretamiento prolongado en máxima intercuspidación, o bien del sueño, caracterizado por un movimiento de “rechinamiento”, más desfavorable para las restauraciones, ya que se introducen fuerzas laterales o de cizalla (Bidez and Misch, 1992), pudiendo comprometer la viabilidad de las rehabilitaciones implanto-soportadas (Kim et al, 2005).

Otro factor que creó controversia tiempo atrás fue el uso de restauraciones implanto-soportadas con una proporción corona-implante desfavorable; esto es, con coronas de una mayor longitud en relación a la longitud del implante colocado. Estos casos son típicos sobre todo en sectores posteriores por las limitaciones anatómicas del seno maxilar en la arcada superior, y del nervio dentario a nivel mandibular. Teniendo en cuenta principios biomecánicos, en estos casos se crea un voladizo vertical que provoca además de un efecto de palanca, un mayor momento de rotación (Bidez and Misch, 1992). No obstante, en la actualidad, una proporción corona-implante desfavorable no se considera un factor de riesgo de pérdida ósea peri-implantaria (Garaicoa et al, 2014).

Puesto que el resultado final de la aplicación de una carga oclusal son el efecto de palanca y el momento de rotación, con la subsiguiente transferencia de estrés, el odontólogo puede controlar o minimizar este efecto con las siguientes actuaciones:

- Se deben realizar cúspides con una inclinación menor de la habitual para disminuir el brazo de palanca y los momentos de fuerza (Kim et al, 2005; Steigenga et al, 2003). Además se recomienda realizar una anatomía oclusal menos marcada, con surcos y fosas amplios (Kim et al, 2005).

- Evitar grandes voladizos distales (<15mm en mandíbula y de <12mm en maxilar superior) (Kim et al, 2005, Steigenga et al, 2003).

- Realizar tablas oclusales un 30-40% más estrechas en zonas molares para evitar voladizos laterales que podrían aumentar la tensión transferida y provocando una transferencia de carga lo axial posible al implante (Kim et al 2005, Steigenga et al, 2003).

- En los casos en los que por motivos de reabsorción ósea horizontal, en especial en las zonas posteriores de la maxilla, sea necesario colocar el implante en una posición más palatinizada de lo habitual, se recomienda el diseño de una mordida cruzada en la restauración para evitar un voladizo hacia vestibular (Kim et al, 2005).

En general, el fin último de un implante aparte de soportar/retener una prótesis, es su integración en el lecho óseo receptor y que esta unión estructural se mantenga durante el tiempo cuando es sometido a carga. A pesar de haber conseguido la osteointegración de un implante, ésta puede verse afectada por una transmisión de carga excesiva al hueso de soporte (Isidor F, 1996). Por lo tanto, además de otros factores (control de placa, tabaco, etc.) se debe conseguir un buen control oclusal de la restauración implanto-soportada para que el estrés transmitido al hueso peri-implantario sea el adecuado sin sobrepasar los límites de adaptación fisiológica.

La causa más común de pérdida de osteointegración durante el primer año de la carga es la sobrecarga oclusal como resultado de una parafunción. Estos hábitos parafuncionales (bruxismo de vigilia o del sueño) pueden transmitir fuerzas excesivas al hueso de soporte que podrían dar lugar a una sobrecarga por encima del límite elástico del hueso. Estas fuerzas, como ya se ha mencionado, son variables en función de la magnitud, frecuencia y duración, dependiendo, entre otras cosas, del grado de parafunción del paciente (Steigenga et al, 2003).

No obstante, y puesto que el resultado final es la transmisión de estrés/deformación al hueso peri-implantario, es necesaria mayor aclaración acerca del tejido óseo, de sus componentes y de los mecanismos que inician y regulan su respuesta ante el estrés. En el tejido óseo, además de la matriz extra-celular existen células de diferentes categorías:

1. El osteoblasto. Los osteoblastos son las células responsables de la formación de hueso. Sintetizan los componentes de la matriz orgánica y controlan su mineralización (Lang et al, 2008). Son células grandes (20-30 μm), de forma poliédrica, con citoplasma basófilo y con un aparato de Golgi y un retículo endoplasmático rugoso de tamaño importante (Canfield et al, 2000). Emiten procesos citoplasmáticos hacia la matriz, las cuales comunican con la red de osteocitos y con osteoblastos vecinos. Los osteoblastos y osteocitos se comunican entre sí mediante proteínas transmembrana o integrinas, que actúan como enlace entre células o entre una célula y la matriz extracelular, permitiendo el paso de mensajeros como el calcio, citoquinas o prostaglandinas. Los osteoblastos sintetizan la matriz orgánica o sustancia osteoide a un ritmo de 2-3 μm por día y expresan una enzima característica, la fosfatasa alcalina que permite la mineralización a un ritmo de 1-2 μm por día. Actualmente se sabe que sintetizan las proteínas colágenas y no colágenas de la matriz orgánica del hueso; dirigen la disposición de las fibrillas de la matriz extracelular; contribuyen a la mineralización de la sustancia osteoide, gracias a la fosfatasa alcalina median en la reabsorción llevada a cabo por los osteoclastos a través de la síntesis de

citoquinas específicas y sintetizan factores de crecimiento (Fernández-Tresguerres et al, 2006).

La vida media de los osteoblastos humanos es de 1-10 semanas, al término de las cuales pueden desaparecer por mecanismos de apoptosis, transformarse en células de revestimiento (*bone lining cells*), las cuales se alinean sobre la superficie del hueso regulando el paso de calcio hacia dentro y fuera del tejido óseo y respondiendo ante hormonas que activan los osteoclastos, o en osteocitos (15%). Ambos tipos celulares representan estadios más avanzados de maduración (Fernández-Tresguerres et al, 2006).

2. El osteocito. Una vez mineralizada la matriz, algunos osteoblastos quedan atrapados en su interior, transformándose en osteocitos. Los osteoblastos, osteoclastos y células de revestimiento se hallan en la superficie ósea, mientras que los osteocitos se encuentran en su interior. Los osteocitos son las células más abundantes del hueso (10 veces más que los osteoblastos). Poseen una forma estrellada y su cuerpo se sitúa en el interior de lagunas u osteoplasmas y los procesos citoplasmáticos se comunican entre sí a través de canalículos (conductos calcóforos), los cuales están llenos de fluido óseo extracelular. De esta forma, los osteocitos se organizan formando un entramado de células inter-conectadas que representa una única estructura, con la ventaja de que existe una gran superficie de contacto en el interior y hacia la superficie ósea, para asegurarse oxígeno y nutrientes (Fernández-Tresguerres et al, 2006). Los osteocitos también participan en la síntesis y mineralización de la matriz osteoide, pero se cree que su función principal es la de controlar el remodelado óseo, detectando las variaciones mecánicas de las cargas, fenómeno conocido como mecanotransducción (Lanyon et al, 1993). Los osteocitos constituyen el estadio final desde la línea osteoblástica y son incapaces de renovarse. Poseen los mismos marcadores que los osteoblastos, pero tiene como marcador específico el CD44, receptor de membrana que se expresa fuertemente

en los osteocitos y es negativo en los osteoblastos y células de revestimiento.

3. El osteoclasto. Las células encargadas de la reabsorción ósea son los osteoclastos. Son células grandes (100 μm), multinucleadas y ricas en mitocondrias y vacuolas que proceden de células madre hematopoyéticas medulares denominadas “unidades formadoras de colonias de granulocitos y macrófagos”, precursoras de estas células (Mundy GR, 1993). Los osteoclastos tienen dos especializaciones en la membrana: un borde en cepillo, que es donde tiene lugar la reabsorción y una zona clara, rica en microfilamentos, con integrinas que sirven de anclaje a la matriz. Para ello, los osteoclastos se movilizan hacia la zona a reabsorber y, posteriormente, se adhieren a la superficie ósea mineralizada por el ribete en cepillo sellando los bordes del área mediante dichas integrinas. La integrina del osteoclasto, particularmente $\alpha\text{v}\beta3$, reconoce la secuencia Arg-Gly-Asp existente en el colágeno y otras proteínas de la matriz osteoide. A este nivel el pH es ácido, ya que secretan ácidos (H^+) generados por la anhidrasa carbónica II y enzimas proteolíticas como colagenasas, metaloproteasas, catépsina K, glucuronidasa, etc. que van a originar la reabsorción del hueso mediante la solubilización de la matriz orgánica primero y de la mineral después (Mundy GR, 1993). Cuando se aplican fuerzas masticatorias al hueso, se produce una neo-formación ósea debido a la estimulación de la red canalicular osteocítica, que se traducirá en señales intra-celulares dentro del propio osteocito, gracias a receptores de membrana como las integrinas. Este fenómeno también se da durante los movimientos ortodónticos y en implantes sometidos a carga (Cano et al, 2008; Romanos GE, 2016). En este momento, el osteocito envía señales externas mediante distintos mediadores como la prostaglandina E2, que activan el proceso inflamatorio (Klein-Nulend et al, 2005; Sterck et al, 1998), induciendo a su vez una respuesta catabólica mediante la formación de osteoclastos a través del sistema RANKL y la inhibición del crecimiento de osteoblastos (Suzawa et al, 2000; Raisz and Fall, 1990). El RANKL es considerado primordial para la diferenciación de

osteoclastos, ya que se ha relacionado también con la producción de osteopontina dentro de estas células. Por su parte, el receptor RANKL en los pre-osteoclastos puede ser bloqueado por la presencia de osteoprotegerina, que a su vez puede ser liberada por los propios osteoblastos (Kaku et al, 2005). Por otro lado, el osteocito puede responder a un determinado umbral de carga mediante la liberación de óxido nítrico, produciendo una disminución de su apoptosis e inhibiendo la diferenciación osteoclástica. Se ha demostrado que el óxido nítrico reduce la expresión de RANKL y aumenta la de osteoprotegerina inhibiendo entonces la formación de osteoclastos (Fan et al, 2004). La osteopontina juega un papel determinante en la transducción de las señales mecánicas y por tanto en el estímulo del remodelado óseo. Esta proteína es expresada por fibroblastos, osteoblastos u osteoclastos, aunque, los mayores productores de osteopontina son los osteocitos, como desempeño de su papel regulador de la mecano-transducción. La osteopontina se une a integrinas de los pre-osteoclastos, siendo importante en su diferenciación y reclutamiento en zonas donde se ejerce carga ósea. Se ha observado mayor expresión de osteopontina también en zonas de producción de hueso inmaduro por parte de los osteoblastos, por lo tanto, parece ser que la osteopontina tiene influencia tanto en la reabsorción, como en la formación ósea inducida por la carga (Terai et al, 1999). Por lo tanto, la mecano-transducción es un proceso a través del cual los estímulos mecánicos (como las fuerzas oclusales) se transforman en señales eléctricas o bioquímicas para las células del tejido óseo. Así, podríamos resumir de la siguiente manera la mecano-transducción ósea: al aplicar una carga en el hueso, se produce una deformación de la matriz extracelular, que, a través de la variación del flujo del fluido canalicular activa los osteocitos, que, al ser las células mecano-sensoras, producen mensajeros químicos, como la prostaglandina E2, RANKL y osteopontina las cuales producen a su vez una respuesta metabólica en osteoblastos y osteoclastos (Romanos et al, 2016).

Respecto a la cantidad de fuerza que el hueso de soporte es capaz de soportar tenemos que hacer alusión sin ninguna duda a la teoría del

mecanostato de Frost (Frost HM, 1987; 1994), teoría postulada en 1987 y revisada en 1994 que sostiene la influencia de la microdeformación en los fenómenos de remodelado y modelado óseo y de aposición o reabsorción ósea:

- Si el hueso es sometido a una carga que provoca una microdeformación inferior a unos 2000 $\mu\epsilon$, las unidades básicas multicelulares de remodelación ósea serán capaces de reparar las micro-lesiones producidas en el tejido óseo.
- Sin embargo, entre los 2000-4000 $\mu\epsilon$, se pueden producir micro-lesiones que superen la capacidad de los mecanismos de reparación óseos, provocando una acumulación de estas micro-lesiones que podrían provocar fracturas trabeculares o del hueso en su conjunto. En este rango de 2000-4000 $\mu\epsilon$, simplemente doblando la cantidad de micro-deformaciones se pueden incrementar las micro-lesiones producidas en múltiplos de 100. Esto, trasladado al campo de la implantología, podría traducirse en la pérdida de los implantes ya osteointegrados.
- Por otro lado, en las áreas de hueso sometidas a deformaciones por debajo de los 50 $\mu\epsilon$, se iniciará un proceso de remodelación ósea en el que predominará la reabsorción frente a la aposición ósea.

Mientras que las micro-deformaciones se pueden medir *in vitro* o *in vivo* en modelos animales, el estrés transmitido no se puede medir de forma directa, aunque tienen una relación directa. Esta medición de micro-deformaciones nos proporciona un índice de cargas mecánicas y de niveles de estrés provocados en el hueso. Por ejemplo, una fractura ósea estándar se produce sobre unos 25000 $\mu\epsilon$, que corresponde aproximadamente a una presión de 130 MPa. Por lo tanto, un individuo normal no debería transmitir fuerzas longitudinales al hueso que sobrepasaran los 3000 $\mu\epsilon$ (12% de la fuerza necesaria para provocar una fractura ósea) durante la fase de crecimiento y por encima de los 1500 $\mu\epsilon$ (6% de la fuerza necesaria para provocar una fractura ósea) en

adultos. Hay que recordar que estos valores son aproximados. Además, un déficit de función, también provocaría una reabsorción del tejido óseo en cuestión. Se ha afirmado que la sobrecarga de un implante puede provocar pérdida de hueso marginal peri-implantario o la pérdida completa de la osteointegración. Esta sobrecarga (alguna ya explicitada), puede estar causada por múltiples factores, diseño y tamaño del implante deficiente, insuficiente número de implantes para soportar la rehabilitación protésica, no ferulización de los componentes, violación de las limitaciones protésicas convencionales para la dentición natural, voladizos extensos, ferulización a dientes naturales, implantes mal posicionados, restauración protésica inadecuada, pérdida de hueso de soporte, fuerzas de parafunción excesivas y/o no mantenimiento de los componentes (Steigenga et al, 2003). También es importante la dirección de las fuerzas que van a transmitirse al hueso peri-implantario, ya que mientras que éste tolera bien las fuerzas de compresión, es un 30% más débil a las fuerzas de tracción y un 65% más débil a las fuerzas laterales o de cizalla, como hemos explicado en el apartado anterior (Steigenga et al, 2003). Muchas veces, el aflojamiento de los tornillos protésicos y la pérdida de hueso crestral peri-implantario pueden ser los primeros signos detectables de sobrecarga.

2.3 DE LOS ELEMENTOS QUE INFLUYEN EN LA TRANSFERENCIA DE CARGA

Cualquier tipo de fuerza ejercida sobre una restauración implanto-soportada (masticación, empuje lingual, hábitos parafuncionales, etc.), es transmitida en mayor o menor intensidad en forma de estrés/deformación al implante y de la misma forma se trasladará al hueso peri-implantario. La intensidad total del estrés/deformación trasladado al hueso independientemente de factores personales, también depende de numerosos factores asociados a los diferentes elementos del sistema prótesis/implante/hueso que necesitan de mayor información.

En cuanto a la transferencia de estrés al hueso peri-implantario en función del material de restauración existen diferentes corrientes de opinión, aquellos que dicen que los materiales menos rígidos transmiten menor tensión y las que apoyan la hipótesis contraria. Así, basándose en estudios de análisis de elementos finitos, Bijjargi y Chowdhary (Bijjargi and Chowdhary, 2013) llevaron a cabo un estudio en 2 dimensiones en el que comparaban distintos materiales restauradores (circonio, cerámica, metal, composite y resina acrílica) sometidos a una carga vertical de 100 N y concluyeron que los materiales restauradores con módulos elásticos bajos como las resinas acrílicas son los que menos deformación provocan en el hueso de soporte peri-implantario, ya que se produce cierta amortiguación de la fuerza. Por el contrario, estudios también mediante análisis de elementos finitos como el de Menini y cols (Menini et al, 2015), en el que se comparaba la ferulización de 4 implantes colocados en un maxilar edéntulo mediante diferentes materiales (resina acrílica, resina con refuerzo metálico y resina con refuerzo de fibra de carbono) a los cuales se les aplicaba una carga vertical de 150 N, concluyeron que la ferulización de estructuras protésicas mediante materiales rígidos provoca una mejor distribución de las cargas así como una menor transferencia de estrés al hueso peri-implantario. Por último, otro trabajo de Datte y cols (Datte et al, 2018) en el que también se comparaban distintos materiales de restauración protésica (circonio, cromo-cobalto, disilicato de litio y cerámica híbrida) sometiéndolos a una carga axial de 200 N, concluyó que el material restaurador utilizado no influye en la micro-deformación ósea, ya que la mayoría del estrés transmitido se concentra en la interfase corona-pilar. Observaron, sin embargo, que esta transmisión de fuerzas era menor cuando los materiales del pilar y de la corona tenían módulos elásticos no muy diferentes, por ejemplo, usando un pilar y una corona de circonio o un pilar de titanio y una corona con núcleo de cromo-cobalto. Por otro lado, existen estudios *in vitro* con galgas extensiométricas como el de Stegaroiu y cols (Stegaroiu et al, 2004), en el que se compararon coronas implanto-soportadas de una aleación de oro, o de oro con recubrimiento de resina acrílica o de composite, sometidas a una carga lateral de 100

N, en los que no se encontraron diferencias significativas en cuanto a la transmisión de micro-deformación a nivel del hueso crestal peri-implantario con el uso de materiales con diferentes módulos elásticos. Otro estudio clínico en el cual se medían las fuerzas ejercidas por 5 pacientes diferentes a los que se les colocaron galgas extensiométricas en los implantes rehabilitados con diferentes materiales (resina o porcelana) y masticando distintos alimentos, tampoco encontró diferencias en cuanto a las fuerzas masticatorias con materiales restauradores de diferente rigidez, como la resina acrílica y la porcelana (Hobkirk and Psarros, 1992).

Asimismo, la transmisión del estrés transferido al implante y de este al hueso circundante variará en función de la macro-morfología de éste, con un importante papel de las espiras de los implantes en la disipación de tensión en la interfase hueso-implante (Steigenga et al, 2003). La espira ideal es la que pudiera conseguir un equilibrio entre las fuerzas de tensión-compresión, minimizando las fuerzas de cizalla (Wilson et al, 2016). La espira, además, debe de ser capaz de cambiar la dirección de la carga transferida desde la restauración protésica al hueso en una dirección diferente a la inicial. En esta línea, las espiras en “V” trasladan una tensión 10 veces mayor al hueso peri-implantario ante las fuerzas laterales que las espiras cuadrangulares. Por el contrario, las espiras cuadrangulares presentan una superficie óptima para la transmisión de fuerzas axiales o de compresión, reduciendo la transmisión de tensión al hueso circundante comparando con el resto de tipos de espira. Además, este tipo de espiras, reducen las fuerzas laterales provocando una resultante hacia el hueso con un componente más axial respecto al eje del implante, mejor toleradas por el hueso peri-implantario. Por último, decir que las espiras en contrafuerte son las que mejor toleran las fuerzas de tracción, por lo que podrían ser de elección en los casos de rehabilitaciones en los que este tipo de fuerzas tuvieran una gran presencia, como las sobredentaduras (Steigenga et al, 2003). Por otro lado, el paso de rosca, entendido como la distancia entre el centro de una espira hasta el centro de la siguiente, medida de forma paralela al

eje longitudinal del implante, también ejerce efecto sobre la distribución de las fuerzas; cuanto menor sea, más aumenta la superficie total, provocando una mejor distribución de las cargas. Otra de las zonas más importantes de un implante es su cuello o módulo crestal, el área donde se concentran la mayor parte de las fuerzas, que se trasladarán al hueso en contacto con ella. Así, cuellos de paredes paralelas favorecerán la transmisión de fuerzas de cizalla, mientras que módulos crestales con inclinaciones por encima de 20° , disiparán mejor las fuerzas de tensión y compresión al hueso peri-implantario. Por último, podemos encontrarnos con implantes de paredes convergentes en su cuello, siguiendo el concepto de intercambio de plataforma, para los que algunos estudios clínicos indican una menor pérdida de hueso crestal y estudios de elementos finitos también confirman una menor transferencia de carga al hueso de soporte (Aparna et al, 2012).

Actualmente, el titanio comercialmente puro (Ti-6Al-4V) es el material más utilizado y de elección para los implantes dentales, aunque sus principales inconvenientes son su módulo de elasticidad de 110 GPa, el cual es relativamente alto comparándolo con el del hueso de soporte que es de aproximadamente 15 GPa para el hueso cortical y 1 GPa para el hueso esponjoso (Asaoka et al, 1985). En consecuencia, el componente con menor módulo de elasticidad y, por lo tanto, más deformable es el hueso, por lo que, ante la aparición de una sobrecarga, podría producirse reabsorción del hueso peri-implantario con riesgo para el mantenimiento de la osteointegración (Wiskott and Belser, 1999). Sin embargo, sabemos poco acerca de si este material es el idóneo a la hora de trasladar las cargas recibidas al hueso circundante, ya que existen pocos estudios sobre si es preferible el uso de aleaciones más rígidas o más elásticas respecto a la transmisión de cargas al hueso de soporte. Entre los materiales estudiados para implantes dentales con un módulo de elasticidad menor al Ti-6Al-4V se encuentran el Ti-15Zr (104 GPa), el TiNb (71 GPa) y el PEEK (3-4 GPa). En uno de estos trabajos de elementos finitos, en el que se comparaban aleaciones de Ti-6Al-4V con Ti-15Zr, el estrés total transmitido al hueso peri-implantario fue menor

cuando se usó la aleación ligeramente más elástica, en este caso el Ti-15Zr (Brizuela et al, 2017). Comparando la aleación de TiNb, algunos autores concluyeron que transmite mayor cantidad de estrés al hueso circundante (Pérez-Pevida E, 2017) y otros todo lo contrario (Piotrowski et al, 2014). Respecto al PEEK, hay estudios que concluyeron que existía una menor transferencia de estrés al hueso peri-implantario (Lee et al, 2012) y otros que concluyeron que no existían diferencias respecto a los implantes de Ti-6Al-4V (Schwitalla et al, 2015). Por último, existe controversia entre los estudios que comparan la transmisión de tensión con implantes de Ti-6Al-4V o con implantes de mayor rigidez como los de ZrO₂ (210 GPa) (Çaglar et al, 2011; Bal et al, 2013; Bankoğlu Güngör and Yilmaz, 2016).

Además de la importancia del comportamiento biomecánico de la prótesis y del implante, las características del hueso que rodea dichos implantes y su influencia respecto al estrés/deformación requiere de especial atención, sumado a lo ya comentado. El hueso es un tejido conectivo especializado caracterizado además de por su tipología celular, por su matriz orgánica mineralizada. Dentro de esta matriz se depositan iones de calcio y de fosfato en la forma definitiva de hidroxiapatita. Esta composición le permite al hueso: resistir cargas, proteger de las fuerzas externas a órganos altamente sensibles y participar como reservorio de minerales que contribuyen a la homeostasis del cuerpo (Lang et al, 2008). Histológicamente, el hueso es un tejido conjuntivo mineralizado y muy vascularizado e innervado, que está estructurado en laminillas de matriz osteoide calcificada. La disposición de estas laminillas es la que determina que el hueso sea cortical o esponjoso. Ambos están constituidos por unidades funcionales denominadas osteonas, definidas como las unidades estructurales del tejido óseo maduro y constituidas por laminillas concéntricas de 3 a 7 µm de espesor que, sobre todo en las áreas de tejido óseo compacto, forman sistemas tubulares finos. El hueso cortical o compacto se estructura en conductos de Havers, recubiertos de laminillas en disposición concéntrica donde se sitúan los osteocitos. El hueso esponjoso o

trabecular lo constituyen laminillas óseas en forma de red que delimitan cavidades areolares en cuyo interior se encuentra médula ósea. Además, es bien conocido que el hueso de interés, maxilar o mandíbula está formado por una parte cortical más rígida, con un módulo elástico de unos 15 GPa que rodea a una parte esponjosa más elástica de 1 GPa aproximadamente (Asaoka et al, 1985). El módulo de Young del hueso esponjoso con bajos niveles de estrés es de 10^{10} N/m² y presenta fracaso a la tracción por estrés de cerca de 5×10^7 N/m². Asimismo y ya citado, el hueso cortical presenta un módulo de elasticidad de 5 a 10 veces menor que el del titanio. Esto significa que en cualquier interfase entre el hueso y el titanio es de esperar que el propio hueso o la unión entre el hueso y el implante falle primero, antes que el propio titanio. En algún estudio se ha relatado que el mejor comportamiento biomecánico ocurre cuando se colocan implantes con un alto módulo elástico en un hueso cortical, con propiedades elásticas más parecidas. Por el contrario, en un hueso trabecular menos rígido, los implantes de un material menos rígido se comportarán mejor (Brizuela et al, 2017).

2.4 DE LA FERULIZACIÓN

Cuando se rehabilitan más de un implante adyacente existe cierta controversia sobre si las restauraciones protésicas implanto-soportadas deben ser unitarias o ferulizadas. Clásicamente, se ha recomendado la ferulización de implantes adyacentes, ya que, como se consideraba el implante como un elemento inmóvil en el hueso, las fuerzas transmitidas se concentrarían en el hueso crestral peri-implantario y, una sobrecarga en esta zona podría provocar micro-fracturas óseas que podrían provocar la pérdida del implante, un fracaso mecánico del propio implante (fractura) o fracturas por fatiga de los componentes protésicos. Por ello, el objetivo de la ferulización de las restauraciones implanto-soportadas es conseguir una mejor distribución de las fuerzas aplicadas sobre los implantes al incrementar la superficie funcional y disminuir así el estrés de acuerdo con la fórmula $P = F/S$ (Grossman et al, 2005).

No obstante, la principal desventaja de la ferulización de las restauraciones implanto-soportadas es la dificultad para higienizar la zona de los conectores. El profesional debe de ser capaz de diseñar y el técnico de construir una estructura en la que se permita un buen acceso a las zonas interproximales (Grossman et al, 2005). Además, hay que recordar que para el propio técnico, el hecho de elaborar conectores entre coronas es más sencillo que realizar un buen punto de contacto entre ambas, con un espacio justo para un papel metálico de 8 μm (Guichet et al, 2002). Por otro lado, el hecho de ferulizar restauraciones adyacentes, va a permitir que se traslade una menor cantidad de estrés a los implantes y al hueso peri-implantario, debido a que la mayor parte de la tensión transferida se consumirá en la propia prótesis. Además, en coronas unitarias adyacentes, si el contacto entre ambas es mayor de 8 μm , el estrés generado en los implantes será mayor (Guichet et al, 2002).

Según la teoría matemática de Skalak, (Skalak R, 1983) el hecho de ferulizar restauraciones implanto-soportadas adyacentes va a permitir, como hemos comentado en el párrafo anterior, que se traslade una menor cantidad de estrés a los implantes y por consiguiente al hueso peri-implantario. Estudios clínicos e *in vitro* con diferentes sistemas de valoración apoyan esta sentencia:

- Mediante fotoelasticidad: Guichet y cols (Guichet et al, 2002) compararon coronas unitarias con coronas ferulizadas en 3 implantes adyacentes y concluyeron que con las coronas ferulizadas se obtiene una mejor distribución de las cargas.
- Correlación de imágenes 3D: Clelland y cols (Clelland et al, 2010) concluyeron que las restauraciones ferulizadas generaban una mejor distribución del estrés transmitido, aunque las diferencias en esta distribución no fueron significativas cuando la proporción corona/implante era menor a 1. En los casos rehabilitados con implantes cortos, Yilmaz y cols (Yilmaz et al, 2011) concluyeron que sí existía una mejor distribución de la deformación producida para los casos rehabilitados con restauraciones roscadas ferulizadas.

Sin embargo, en un estudio publicado posteriormente concluyeron que en casos de 2 implantes adyacentes, la ferulización de las restauraciones cementadas sobre implantes tiene un efecto mínimo sobre la distribución de las cargas (Yilmaz et al, 2013).

- La gran mayoría de estudios mediante análisis de elementos finitos relatan una mejor distribución de fuerzas y una menor transferencia de estrés al hueso peri-implantario en los casos rehabilitados con restauraciones ferulizadas (Bergkvist et al, 2008; Bal et al, 2013; Shigemitsu et al, 2013; Behnaz et al, 2015; Hasan et al, 2015; Toniollo et al, 2017). Sin embargo, Lemos y cols (Lemos et al, 2018) compararon restauraciones unitarias y ferulizadas, atornilladas y cementadas sobre 3 implantes adyacentes y hallaron una mejor distribución de las fuerzas para las restauraciones ferulizadas sólo en los casos de coronas atornilladas bajo cargas oblicuas.

- Asimismo, los resultados de otros estudios *in vitro* como el de Block y cols (Block et al, 2017) en el que colocando galgas extensiométricas sobre los implantes restaurados de manera unitaria o ferulizada y sometiénolos a cargas cíclicas que simulaban la masticación, llegaron a idéntica conclusión: una mejor distribución de las cargas cuando se colocaron restauraciones ferulizadas. Sin embargo, Nissan y cols (Nissan et al, 2010) en otro estudio en el que aplicaron 15 cargas estáticas de 20 kg sobre 3 coronas unitarias adyacentes o ferulizadas, concluyeron que las restauraciones unitarias transmitían menos carga tanto a los implantes como a las estructuras protésicas comparado a las restauraciones ferulizadas.

- Diferentes estudios clínicos asimismo, confirman lo anteriormente citado *in vitro*. Así, Yoda y cols (Yoda et al, 2013) observaron una mejor distribución de las cargas en los casos restaurados con coronas ferulizadas sobre 2 implantes adyacentes midiendo las fuerzas recibidas sobre dichas restauraciones en cada caso con un

transductor piezo-eléctrico colocado en el interior de las mismas. Por otro lado, un estudio prospectivo comparó las diferencias de nivel de hueso marginal y de complicaciones mecánico-técnicas en pacientes rehabilitados con restauraciones unitarias o ferulizadas a boca partida, colocando dos implantes adyacentes en dos hemiarcadas distintas de un mismo paciente. En este caso, no se observaron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a los cambios del hueso marginal peri-implantario en ambos grupos para implantes de más de 6 mm de longitud; se observó ganancia ósea alrededor de los implantes de 6 mm de longitud rehabilitados con coronas unitarias; se produjo aflojamiento o pérdida de los tornillos en 5 de 15 pacientes en todos los casos con restauraciones unitarias; sólo se produjo el fracaso de un implante, también rehabilitado con restauración unitaria (Clelland et al, 2016).

2.5. DEL MICRO-MOVIMIENTO DEL IMPLANTE Y DE LA MICRODEFORMACIÓN DEL HUESO PERI-IMPLANTARIO.

La micro-movilidad de un implante cuando es sometido a una carga y el estrés/deformación transmitido al hueso peri-implantario, son un factor de especial importancia para la preservación del hueso alrededor del implante. De acuerdo con la teoría del mecanostato de Frost (Frost HM, 1987), un exceso de microdeformación en el hueso circundante, puede dar lugar a un aumento de los procesos de remodelación con pérdida ósea subsiguiente y fracaso del implante. Aunque ya se han comentado algunos aspectos de la microdeformación alrededor de los implantes, es necesario una mayor aclaración de la influencia de su micromovimiento.

2.5.1 Del micro-movimiento del implante

La movilidad de un implante en el lecho óseo peri-implantario puede denominarse: macro-movilidad, micro-movilidad o micrón-movilidad. La macro-movilidad se puede reproducir clínicamente y ser observada a simple vista. Se considera cuando el implante tiene un movimiento mayor de 0.5 mm e indica un fracaso de la osteointegración aunque no existan otros signos o síntomas. La micro-movilidad no puede replicarse ni observarse a simple vista; es la que se produce cuando el implante se mueve entre 0.1-0.5 mm. La micrón-movilidad es aquella en la que los movimientos del implante se producen por debajo de 0.1 mm (Gao et al, 2012). La influencia y el necesario control de la micro-movilidad del implante comienza en el inicio de la inserción de los implantes, y de la misma manera que para conseguir la osteointegración es necesaria una estabilidad primaria suficiente que logre que el implante no sufra micro-movimientos mayores a 100-150 μm (Szmukler-Moncler et al, 1998; Brunski JB, 1993), ya que en este caso se produciría una encapsulación fibrosa del mismo.

Una vez conseguida la osteointegración del implante, en la literatura odontológica, no hay información suficiente referida a la cantidad de micro-movimiento que es necesaria para provocar la pérdida de osteointegración del mismo. Probablemente, variará en función de la rigidez de la unión implante-hueso y de la propia elasticidad del hueso que rodea al implante, el cual sufrirá una deformación elástica ante la aplicación de cargas. En cualquier caso, este micro-movimiento del conjunto implante-hueso no debería exceder la capacidad de microdeformación del hueso, es decir, que el estrés/deformación transferido al hueso no sobrepase su módulo elástico. Además es posible cuantificar directa o indirectamente esa micro-movilidad.

Clínicamente existen diferentes métodos para determinar el estado de osteointegración y micro-movilidad de un implante. Pueden ser de carácter invasivo o no invasivo:

- Entre los métodos invasivos se encuentra el denominado test del torque de desinserción (Ohta et al, 2010; Mateos-Moreno et al,

2001), que consiste en girar en sentido anti-horario con una llave dinamométrica el implante hasta el torque que decidiéramos que es el suficiente para considerar como integrado el implante, generalmente 35 N/cm^2 . Lo consideramos invasivo por el riesgo de extraer el implante en un momento en el que aun no estuviera integrado y, simplemente, hubiera necesitado más tiempo de osteointegración.

- Entre los métodos no invasivos contamos con:

a) El test de percusión (Brizuela et al, 2016), que consiste en golpear con un elemento metálico el pilar de cicatrización atornillado al implante y, en función del sonido que éste emita, más o menos agudo, consideraríamos su osteointegración. Éste es un método poco predecible, ya que depende de la agudeza auditiva de cada operador, además de otras variables.

b) El test de interpretación de las imágenes radiológicas previas a la colocación del implante (Turkyilmaz and McGlumphy, 2008); en función de las Unidades Hounsfield (UH) que existen en el área donde queremos colocar dicho implante podríamos estimar el grado de estabilidad primaria que alcanzaría en su colocación. Es un método poco predecible ya que es poco habitual encontrar un área de hueso de las medidas estándar de un implante con una densidad homogénea. Además, esta estabilidad inicial depende de otros muchos factores como la presencia de cortical, el tipo de fresado, morfología del implante, etc.

c) El empleo del instrumento Periotest® (Siemens Medical Systems Inc, Charlotte, Nc) que fue diseñado por Schulte y cols en 1983 para medir la movilidad dentaria. Sin embargo, su aplicación con este fin no fue de gran valor y posteriormente se aplicó para evaluar el grado de osteointegración de los implantes dentales. El punto de aplicación de este instrumento consiste en una punta percutora metálica que se desplaza con movimiento de vaivén. Durante el proceso de medición, el implante es golpeado con esta punta de forma automática 16 veces (4 veces por segundo). De este modo se valora de forma directa, tanto

acústica como ópticamente, la capacidad de amortiguación del periodonto o de la interfase hueso-implante y de forma indirecta, la movilidad en forma de un valor Periotest (vpt). El valor se establece en una escala de -8 a +50, de modo que un valor negativo indica contacto con una interfase rígida y uno positivo (a partir de +5 a +7) con una unión menos rígida. Se ha cuestionado la sensibilidad de esta técnica, ya que existen un determinado número de variables que pueden modificar el valor *periotest* de un implante, como la técnica de medida, la longitud del implante, la calidad ósea y el tipo de prótesis que depende tanto del material utilizado en su confección como si los dientes están o no ferulizados. Además, al estar diseñado para medir la micro-movilidad de los dientes, la cual es mayor que la de los implantes, puede dar falsos negativos (Mateos-Moreno et al, 2001).

d) Por último, el método con mayor sensibilidad y repetibilidad utilizado con mayor frecuencia una vez que el implante ya está osteointegrado, es el análisis de frecuencia de resonancia. Éste método se basa en la medición de la frecuencia de oscilación del implante dentro del hueso, transformando los valores de hertzios a ISQ. Estos valores se encuentran en un rango de 0-100, siendo 100 la menor de las micro-movilidades que se podría dar del implante en el hueso. En implantes no osteointegrados, se ha relatado que un valor ISQ por debajo de 57 se corresponde con micro-movimientos mayores de 150 μm cuando se provocan cargas de 100 N que provocarían la fibrointegración del implante (Brizuela et al, 2015). Por otro lado, en implantes que ya han superado el tiempo de osteointegración es difícil saber cuál es el valor predictivo para determinar si el implante está osteointegrado o no. Por ello, es recomendable realizar una medición en el momento de la cirugía después de superar el período de osteointegración comparar ambos valores; si el valor tras ese período de espera aumenta o se mantiene se considera que la osteointegración se ha producido; sin embargo, si este valor decrece es necesario esperar 3-4 semanas más hasta realizar una nueva medida de análisis de frecuencia de resonancia y comparar de

nuevo. Dependiendo del resultado obtenido, se podrá continuar con el tratamiento o bien, incluso, retirar el implante (Glauser et al, 2004).

2.5.2. De la microdeformación del hueso peri-implantario

En general, cualquier cuerpo sometido a una fuerza externa sufre una deformación, definida esta como el cambio de longitud de dicho cuerpo por unidad de longitud. Puesto que la deformación o microdeformación es el estímulo necesario para los fenómenos de transducción ósea, es importante controlar la cantidad de deformación que pudiera sufrir el hueso peri-implantario para evitar la posible pérdida ósea peri-implantaria o la pérdida de osteointegración del implante. El análisis de elementos finitos, la fotoelasticidad y la extensimetría son métodos ampliamente usados en estudios *in vitro* para evaluar la microdeformación de una determinada estructura en odontología (Pesqueira et al, 2014).

El análisis de elementos finitos: fue desarrollado en la década de los 60 por la industria aeroespacial. En 1976, Weinstein y cols, (Weinstein et al, 1976) fueron los primeros investigadores en aplicarlo en el campo de la implantología. Desde entonces, se ha usado de manera habitual para investigación en implantología para el desarrollo de nuevos componentes, configuraciones, materiales y formas de implantes y prótesis. Este sistema usa modelos virtuales para simular y testar la distribución y la resistencia al estrés generado sobre las estructuras sometidas a estudio. Divide el elemento problema en varios elementos más pequeños y de geometrías más simples creando una malla y resolviendo el problema planteado mediante operaciones matemáticas. Por lo tanto, con este sistema es posible simular y evaluar el comportamiento biomecánico del hueso.

El método del análisis fotoelástico fue introducido en odontología por Noona en 1949. Desde entonces, se ha usado de manera habitual en odontología restauradora. En el área de la implantología fue usado por primera vez por Haraldson en 1980. Se basa en las propiedades

ópticas de ciertos materiales plásticos sin color que, cuando son sometidos a estrés/deformación presentan alteraciones en sus índices de refracción (o anisotropía óptica) promoviendo su cambio de color. La mayor ventaja de este método es la capacidad para poder visualizar los patrones de estrés producido en estructuras complejas, permitiendo localizar y cuantificar su magnitud. La visualización del estrés producido se realiza de manera fotográfica, a diferencia de los otros métodos que nos reportan análisis numéricos. Existen 3 técnicas de análisis foto-elástico: bi-dimensional, tridimensional y cuasi-tridimensional (el modelo es tridimensional pero las franjas se observan y analizan en 2 dimensiones). Presenta ciertas limitaciones; ya que es una técnica indirecta, requiere patrones similares de reproducción para poder compararse con situaciones clínicas. Otro factor a considerar es el límite de fuerza externa aplicada, el cual no puede exceder del límite de resistencia del propio material foto-elástico, ya que podría alterar los resultados o incluso acabar rompiendo el material. Aunque la resina usada para fabricar los modelos experimentales posee un módulo elástico similar al tejido óseo, no es posible diferenciar entre hueso cortical y trabecular, lo cual altera la magnitud de estrés producido por la carga. En la actualidad, el análisis fotoelástico se ha usado para evaluar el estrés producido en prótesis implanto-soportadas y en el hueso en numerosos estudios que simulan situaciones mecánico-clínicas que se pueden dar en este tipo de rehabilitaciones.

El método de análisis de extensimetría mediante el uso de galgas extensiométricas es un procedimiento frecuentemente usado en odontología. Las galgas extensiométricas son pequeñas resistencias eléctricas que bajo una ligera deformación alteran la resistencia creada en su corriente. Miden la deformación provocada en un cuerpo en el área donde son adheridas. La señal eléctrica recogida es enviada a un dispositivo de adquisición de datos y convertida en una señal digital leída por un ordenador. Son capaces de registrar de forma precisa la deformación de cualquier objeto sometido a estrés. Pueden usarse para valorar el estrés provocado en prótesis, implantes y dientes en estudios *in vivo* e *in vitro*. Esta medición está limitada únicamente a la zona donde

se coloca la galga. Se han utilizado métodos basados en galgas extensiométricas para calcular y medir la tensión/deformación producida en las prótesis, implantes, dientes, e incluso en el hueso. El uso de esta técnica para evaluar la tensión/deformación inducida en los implantes presenta fiabilidad clínica. En los análisis de tipo numérico, como los análisis de elementos finitos, se necesitan conocer varios supuestos para representar el problema físico que se plantea en un modelo matemático, y la precisión del modelo diseñado debe verificarse, por lo que algunos autores utilizan la técnica de galgas extensiométricas junto con la técnica de fotoelasticidad o de análisis de elementos finitos para corroborar los resultados obtenidos (Datte et al, 2018). Sin embargo, no hay información concluyente sobre el modelo ideal para realizar este tipo de estudio. En algunos casos se opta por colocar las galgas directamente en piezas protésicas (Nissan et al, 2010), mientras que en otros se colocan sobre el pilar protésico (Duyck et al, 2000) o sobre algún material, generalmente acrílico, que imita al hueso peri-implantario (Stegaroiu et al, 2004). Las galgas extensiométricas también han sido usadas ampliamente colocadas sobre el hueso *in vivo* (Cozzolino et al, 2019) o *ex vivo* (Kan et al, 2014). Por ello, podemos decir que el uso de esta técnica es fiable, tal y como indica la literatura consultada (Pesqueira et al, 2014).

2.6. MODELOS DE ENSAYO EN ANIMALES PARA ANÁLISIS BIOMECÁNICOS

De entre la variedad de animales utilizados en experimentación animal, diferentes factores, tanto históricos, como de idoneidad, han contribuido a la elección del conejo como animal o unidad de experimentación.

Los primeros estudios sobre conejo fueron llevados a cabo por investigadores de la rama de la oftalmología antes del siglo XVII, y es a partir de la primera mitad del último siglo cuando se empieza a usar este modelo animal para estudios de ortopedia analizando la neoformación y remodelación óseas (Sawin PB, 1945). En sus series de estudios

morfogenéticos, Sawin y cols analizaron exhaustivamente los diferentes factores que influyen en los patrones de osificación de este animal (Sawin and Crary, 1964; Sawin et al, 1962). El incremento del uso del conejo en investigación biomédica ha hecho que este modelo sea cada vez más atractivo para los análisis óseos *in vivo*. De hecho, es uno de los animales más usados para este fin (el 35% en estudios de investigación músculo-esquelética entre 1991 y 1995) (Neyt et al, 1998).

En este proyecto de Tesis Doctoral, se elige el conejo (*Oryctolagus cuniculus*) como modelo animal por su fácil manejo quirúrgico y su bajo coste económico. Permite un fácil manejo debido a su reducido tamaño, por lo que presenta las condiciones ideales para la investigación de la osteointegración de los implantes dentales (Gehrke and Marin, 2015). Además, su composición y densidad son muy similares a las del hueso humano, lo que hace que sea un modelo muy favorable para el tipo de estudio que queremos llevar a cabo (Pearce et al, 2007). En comparación a otras especies como los primates, el conejo presenta un recambio óseo más rápido, por lo tanto, cabe esperar un proceso de osteointegración también más rápido que en humanos. Además, una gran ventaja del conejo es que alcanza su madurez esquelética de forma temprana y posee un alto porcentaje (entre 70-80%) de hueso compacto en el eje de huesos largos y planos.

Por todo ello, el conejo suele ser el animal de elección en casos de ensayos de experimentación animal antes de testar los materiales o técnicas a estudio en animales de mayor tamaño. En esta línea, para testar implantes es elemental contar con un modelo que proporcione unas buenas propiedades de remodelación ósea, así como un volumen y tamaño óseos suficientes para su colocación. El conejo cumple con todas estas propiedades, evitando de este modo la utilización de animales de mayor tamaño en los diseños primarios de estudios implantológicos sobre animales. Así, en estos ensayos iniciales, en este modelo animal podremos analizar los potenciales efectos sistémicos provocados por la intervención debido a que comparte muchas

similitudes a nivel celular, serológico, tisular y orgánico con el humano (Stübinger and Dard, 2013).

Sin embargo, tiene algunos inconvenientes, siendo el principal su pequeño o limitado tamaño (se recomienda un máximo de 6 implantes por conejo) (International Standard ISO 10993-6, 1994). No obstante, para este tipo de ensayo es un tamaño suficiente. Las diferencias óseas a nivel macro, microestructural y de recambio con los humanos es otro de los inconvenientes. Así, a nivel macroestructural son evidentes las diferencias con los huesos humanos en tamaño y forma. Histológicamente, y a diferencia con el hueso humano, los canales vasculares de las osteonas primarias del hueso trabecular discurren de forma longitudinal al eje del hueso, rodeando el canal medular así como la superficie perióstica. El hueso comprendido entre estas capas está formado por hueso haversiano denso. A través de las osteonas secundarias discurren canales vasculares cortos. En cuanto al análisis cuantitativo y cualitativo de la microestructura del tejido óseo compacto, podemos decir que el conejo en comparación con otros mamíferos y con los humanos presenta los menores valores de área ($384.01 \pm 227.45 \mu\text{m}^2$), perímetro ($55.23 \pm 19.74 \mu\text{m}$), diámetro máximo ($26.85 \pm 11.97 \mu\text{m}$) y diámetro mínimo ($8.96 \pm 2.99 \mu\text{m}$) de los canales de Havers y de las osteonas secundarias (Stübinger and Dard, 2013). El hueso compacto humano está compuesto de osteonas secundarias con un canal de Havers central rodeado por hueso lamelar concéntrico y una línea de separación formada por sustancia amorfa altamente mineralizada que impide un entrelazado con las osteonas circundantes. El tejido haversiano en el humano es característicamente muy denso. Además, los canales de Havers en el tejido óseo humano son significativamente mayores que en otros mamíferos (Stübinger and Dard 2013). En conejos adultos jóvenes, el hueso cortical está formado por canales de Havers con dos clases diferentes de vasos sanguíneos: pequeños capilares con pericitos o capilares dilatados sin pericitos. Ambos tipos describen una membrana basal ininterrumpida. Sobre la superficie de los canales haversianos largos se alinean osteoblastos y pre-osteoblastos activos.

Hacia la periferia de la osteona se observan osteocitos con capacidad de reabsorción. Por el contrario, los canales medianos y pequeños están cubiertos de osteoblastos inactivos, algún pre-osteoblasto y osteoclastos. Las células son más pequeñas y con menos organelas. En la periferia se pueden observar un gran número de osteocitos en degeneración (Stübinger and Dard 2013). Los modelos experimentales más comunes en implantología son llevados a cabo en el fémur y en la tibia del conejo ya que sus dimensiones anatómicas permiten la colocación de implantes de unos 8-10 mm de longitud y 4 mm de diámetro. Además, la homogeneidad de estas estructuras anatómicas y de sus condiciones fisiológicas permite una comparación estadística razonable y una aleatorización de los especímenes (Stübinger and Dard 2013).

Puesto que el diseño de este proyecto es una experimentación animal *in vivo*, se ha llevado a cabo siguiendo en lo posible la guía ARRIVE (Animals in Research: Reporting *In Vivo* Experiments) (Kilkenny et al, 2010), ANEXO I. Consiste en una lista de 20 ítems que describen la información mínima que todas las investigaciones en animales deberían de tener. Fue elaborada por expertos investigadores y estadísticos de varias disciplinas así como los editores de las siguientes publicaciones científicas: *Nature Cell Biology*, *Science*, *Laboratory Animals* y *British Journal of Pharmacology*. Permite llevar a cabo ensayos *in vivo* con la descripción de unos parámetros mínimos que asegure la repetibilidad del estudio y poder valorar su trascendencia clínica.

RESUMEN/COROLARIO

Una vez revisada la literatura odontológica al respecto de los diferentes tipos de material restaurador en prótesis implanto-soportadas así como sobre los efectos de la ferulización y de sus consecuencias

sobre el complejo implante/hueso en términos de micro-movimiento y microdeformación, se observa que apenas existe o no existe información sobre la influencia de estos conceptos biomecánicos en implantes ya osteointegrados que soportan o retienen restauraciones protésicas unitarias o bien fefurizadas adyacentes. Esta es la principal motivación para llevar a cabo este proyecto de tesis doctoral que pueda dar respuesta a las cuestiones planteadas.

3. Hipótesis y objetivos

HIPOTESIS DE TRABAJO

Del análisis y valoración crítica del estado actual del tema, se pueden formular las siguientes hipótesis iniciales, de trabajo o de partida:

1. Los materiales de restauración rígidos en prótesis sobre implantes provocan una menor microdeformación del hueso peri-implantario y menor micro-movimiento de los implantes.

2. La ferulización de implantes causa una disminución del micro-movimiento implantario y de la microdeformación ósea peri-implantaria.

Formulada la hipótesis inicial como una afirmación o un interrogante dirigido al marco del estudio y puesto que una de sus características es su generalidad pueden surgir más interrogantes que obliguen a generar nuevas hipótesis. Por ello, es más pragmático y concreto hablar de objetivos en vez de hipótesis sin olvidar lo que ello significa.

OBJETIVO GENERAL

Mostrar que el empleo de materiales de mayor módulo de elasticidad utilizados en la construcción de prótesis parciales fijas implanto-soportadas unitarias provocan menor micro-movimiento implantario y menor microdeformación ósea peri-implantaria comparado a un material menos rígido y a prótesis parciales fijas implantosoyportadas por dos implantes adyacentes ferulizados.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Entendidos en general como los pasos a recorrer para alcanzar el objetivo general, con su formulación se pretende alcanzar lo siguiente:

1. Cuantificar y comparar los valores de micro-movimiento implantario producidos tras una aplicación de carga estática sobre un implante osteointegrado, cuando este retiene una prótesis unitaria de circonio monolítico o de composite de polímero de acrilato.
2. Medir y comparar el nivel de micro-movimiento implantario después de la aplicación de una carga estática de 100 N sobre dos implantes adyacentes ferulizados que retienen una prótesis parcial fija con estructura de circonio monolítico comparado a retenedores de composite de polímero de acrilato.
3. Medir la microdeformación a nivel de la cresta ósea peri-implantaria en los supuestos de estudio anteriormente descritos: a) Prótesis unitaria unitaria implanto-soportada de estructura en circonio monolítico y en composite de polímero de acrilato. b) Prótesis parcial fija implanto-soportada de dos unidades construida en circonio monolítico y composite de polímero de acrilato y retenidas por dos implantes adyacentes.
4. Comparar la microdeformación producida en la cresta ósea peri-implantaria en función del material restaurador empleado: circonio monolítico o composite de polímero de acrilato, tanto en coronas unitarias como en prótesis parcial fija de dos unidades retenidas por dos implantes adyacentes ferulizados y ya osteointegrados.

5. Establecer la relación entre micro-movimiento y valores ISQ en los implantes ya osteointegrados, con las variables a estudio (materiales de diferente rigidez de la estructura protésica y ferulización o no de los implantes).

En esta línea, para dar una respuesta adecuada a la hipótesis y los objetivos planteados se diseña un plan de investigación tipo estudio experimental *in vivo* siendo la unidad experimental el conejo.

4. Material y Metodología

4.1 MUESTRA, MODELOS DE TRABAJO Y TÉCNICA QUIRÚRGICA

MUESTRA

El total de la muestra fueron 8 tibias extraídas de 4 conejos adultos de Nueva Zelanda (*Oryctolagus cuniculus*) de unos 6 meses de edad, ya que es cuando alcanzan su madurez sexual y poco después la madurez esquelética (Stübinger and Dard, 2013). El peso de cada uno fue de alrededor de 4 kg, ya que es el peso aproximado de los conejos de esta raza a dicha edad. Las propiedades óseas que hacen del conejo un animal factible para ensayos de osteointegración y biomecánica se comentaron anteriormente. En esta línea, los principales inconvenientes de este animal son, que por su tamaño limitado se recomienda un máximo de 6 implantes por conejo (International Standard ISO 10993-6, 1994) y las diferencias óseas a nivel macro, microestructural y de recambio. Para este tipo de ensayo se considera que este modelo animal tiene un tamaño suficiente. A pesar de esta recomendación, durante este proyecto se pudieron observar problemas de fracturas cuando se colocaban 3 implantes por cada tibia, ya que cuanto la colocación de los implantes se alejaba más de la meseta tibial, tanto mas el área ósea se reducía. Por ello, tras un primer ensayo fallido, se inició un segundo ensayo con 4 animales colocando únicamente 2 implantes por tibia, en el área más proximal posible, con resultado positivo. Este estudio fue aprobado por el comité de ética en experimentación animal del centro de cirugía mínimamente invasiva Jesús Usón (ref 002/18). Tal y como se describe en apartados anteriores, se siguió la guía ARRIVE siguiendo la normativa para experimentación animal EU Directive 2010/63/EU, ANEXO I. En cada tibia se colocaron dos implantes a partir de los cuales se construyeron las prótesis unitarias (2) y ferulizadas (16) de dos unidades según se describe más adelante

MODELOS DE TRABAJO

De acuerdo con lo anteriormente relatado se construyeron y utilizaron 8 modelos de trabajo según la técnica y sistemática siguiente. Cada modelo era una estructura rectangular de yeso tipo IV (3x8x2 cm) según la clasificación de la ADA (GC FUJIROCK EP, GC Europa, Leuven, Bélgica), en la cual estaba incluida aproximadamente la tercera parte del grosor de una tibia, en la que a su vez estaban colocados 2 implantes Vega Klockner de 3x10 mm (Klockner, Soadco, Escaldes-Engordany, Andorra) separados desde su centro unos 6 mm, y con 2 mm del cuello expuestos, FIGURA 7.

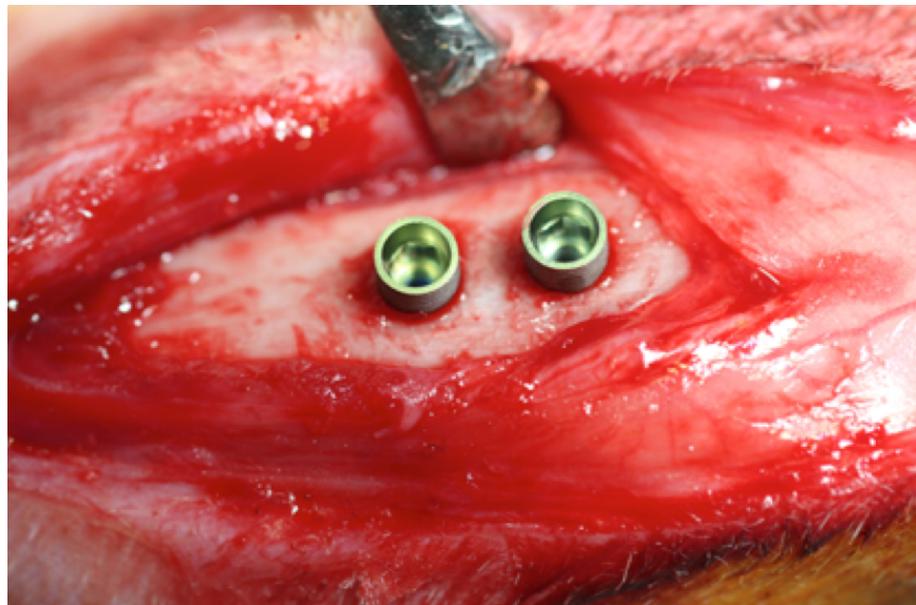


FIGURA 7. Imagen de una tibia de conejo con dos implantes colocados en ella separados 6 mm intercentros y con 2 mm coronales expuestos.

La técnica y sistemática de colocación de los implantes en las tibias de los animales *in vivo*, se efectuó de la manera siguiente. En primer lugar se colocó un catéter intravenoso en la vena marginal de la oreja (previa aplicación de alcohol; no se aplicó pomada anestésica ya que es un procedimiento leve y no provoca dolor en el animal). Los conejos se pre-medicaron mediante la administración de medetomidina 1 mg (Domtor®, Pfizer, Nueva York, Estados Unidos) y ketamina (Ketolar® 50, Hameln, alemania). Tras esta pre-medicación, fueron pre-oxigenados

con la ayuda de una mascarilla facial (máscara de Hall) durante 5 minutos con oxígeno al 100% mediante flujo de gas fresco a 3-5 l/min. La anestesia fue inducida con propofol (Diprivan®, AstraZeneca, Cambridge, Reino Unido) (4 mg/kg) vía intravenosa. Se procedió a intubar a los animales mediante técnica ciega, con tubos endotraqueales del nº 3 con neumotaponamiento. Se conectó el tubo a un circuito circular semi-cerrado unido a un ventilador (Ohmeda, Ge Healthcare, Madrid, España) con flujo de gases frescos de 0.3 ml/min durante los primeros 5 minutos y pasado ese tiempo se fijó en 1 l/min. El mantenimiento anestésico se realizó mediante anestesia inhalatoria con sevofluorano (Sevorane®, Abbott Laboratories, Chicago, Estados Unidos) a una concentración fijada en el vaporizador del 1.1-1.2%. Durante la inyección de la sustancia ensayo se administró infusión continua de Lactato Ringer (Ringer Lactato®, Braun, Melsungen, Alemania) (5-10 mg/kg) a través de la vena marginal de la oreja. Se rasuraron ambas patas posteriores y se aplicó etanol como desinfectante para, posteriormente llevar a cabo una incisión subperióstica exponiendo el hueso del área proximal de ambas tibias. Una vez seleccionada la zona de implantación en la metáfisis tibial se llevó a cabo la colocación de 2 implantes Klockner VEGA (Soadco S.L., Escaldes Engordany, Andorra) de 3x10 mm en cada tibia siguiendo el protocolo de fresado recomendado por el fabricante con una distancia controlada de aproximadamente 6 mm entre sus centros. Se dejaron 2 mm expuestos de la parte más coronal de los implantes para poder visualizar el micro-movimiento de los mismos al ser sometidos a carga después de completado el proceso de osteointegración.

Después de colocar los implantes y antes de suturar el colgajo, se registraron el paralelismo, dirección y la posición de los implantes atornillando dos pilares de transferencia a los implantes y ferulizados con

un composite fluido (GrandioSo flow, Voco, Cuxhaven, Alemania), FIGURA 8.

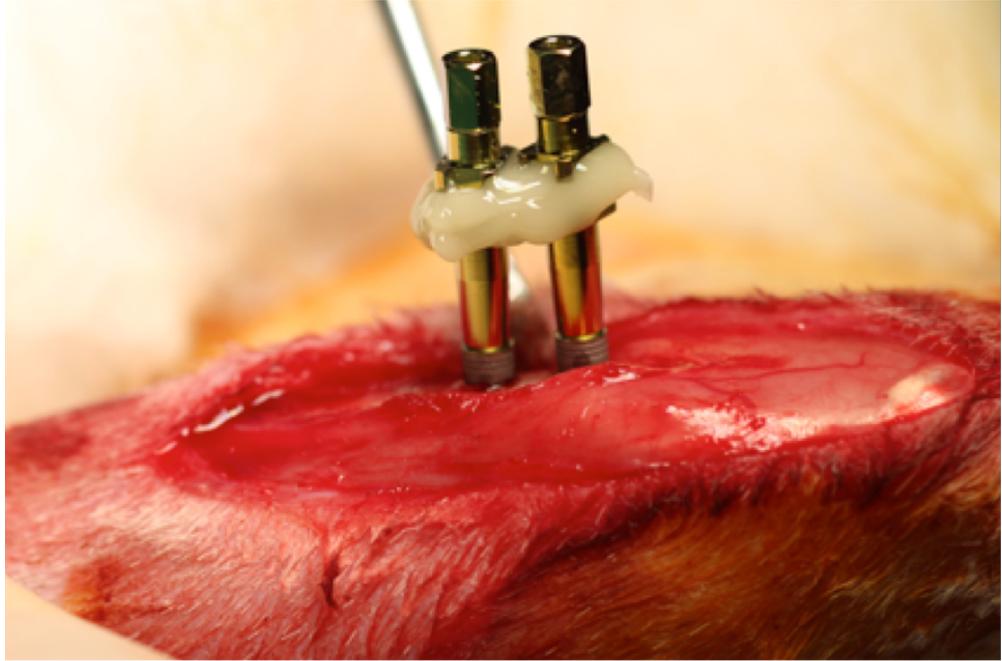


FIGURA 8. Pilares de transferencia/impresión atornillados a los implantes y ferulizados con composite fluido.

También, se midieron sus valores ISQ tras ser colocados, estando estos en un rango de entre 53-74 ISQ. Finalmente, se procedió al cierre de la herida por planos con sutura reabsorbible (Vicry 4/0) (Johnson & Johnson, Sommerville, Nueva Jersey, Estados Unidos) dejando los implantes en dos fases quirúrgicas. La analgesia post-intervención se basó en la administración de buprenorfina (Buprex®)(10 µgr/kg) por vía subcutánea. Después se aplicó analgesia y antibioterapia basada en Buprenorfina cada 8 horas durante 3 días y Baytril cada 12 horas durante 5 días respectivamente.

Cada implante fue asignado en cada tibia de manera aleatoria y todos los procedimientos quirúrgicos fueron llevados a cabo por un único operador. Tras 6 semanas de osteointegración, los animales fueron sacrificados mediante la inyección de cloruro potásico (1-2 mmol/kg) e inmediatamente después se midieron de nuevo en todos los implantes los valores ISQ para comprobar su osteointegración, encontrándose todos en un rango entre 69-82 ISQ.

Una vez sacrificados los animales, se procedió a cortar el hueso tibial por su parte distal y proximal en un bloque que incluía los dos implantes colocados y se eliminó todo el tejido blando circundante. A continuación, estas ocho secciones tibiales con sus respectivos implantes se incluyeron cada una, como ya se ha comentado, en un zócalo rectangular de escayola extradura tipo IV de la ADA para así estar fijas y tener una superficie uniforme, para facilitar los ensayos posteriores.

4.2 FABRICACIÓN DE LAS RESTAURACIONES PROTÉSICAS

Mientras tenía lugar la oseointegración de los implantes en las tibias de los conejos y antes de su sacrificio, se procedió a la construcción de las restauraciones protésicas. Se hizo así con el propósito de exponer las secciones tibiales el menor tiempo posible a la influencia del medio ambiente. La técnica y sistemática se desarrolló de la siguiente manera: una vez que los pilares de transferencia o de impresión estaban unidos con composite fluido se desatornillaron de los implantes y a continuación se atornillaron a esos pilares los correspondientes análogos de los implantes. Posteriormente y a la manera a como se hace en la praxis habitual, se vació el conjunto pilar transferencia/implante en yeso tipo IV, obteniendo así un bloque de yeso rectangular que incluía el cuerpo de los dos análogos de los implantes.

Una vez obtenidos así los modelos, se atornillaron los scan bodies a los análogos de los implantes y se procedió al escaneo mediante el escáner iScan L2 (Imetric, Courgenay, Switzerland). Después, se procedió al diseño mediante CAD con el software Exocad (Exocad GmbH, Darmstadt, Alemania) de una corona cemento-atornillada con forma de premolar inferior. Una vez diseñada, se fresó una corona en composite de polímero de acrilato (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania) y otra en circonio monolítico (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania) con la fresadora DMG Mori Ultrasonic 10 (DMG MORI SEIKI, Bielefeld, Alemania). Así, con tecnología CAD-CAM se obtuvo una corona o restauración unitaria en composite de polímero de

acrilato y otra en circonio monolítico. Se eligieron estos materiales por su gran diferencia en cuanto a sus propiedades mecánicas, TABLA I.

	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson (μ)	Tensión de Von Mises
Composite de polímero de acrilato	2.8	0.35	13.75
Circonio Monolítico	210	0.23	24.87

TABLA I. Propiedades mecánicas de los materiales usados en este proyecto (composite de polímero de acrilato y circonio monolítico).

Con similar procedimiento descrito para la obtención de las restauraciones unitarias, se diseñó, se fabricó y se obtuvieron las prótesis parciales fijas o puentes de dos unidades o coronas ferulizadas con la morfología de un puente de 2 premolares adyacentes ferulizados. Se construyeron así 16 coronas adyacentes ferulizadas (8 puentes de composite de polímero de acrilato y 8 puentes de circonio monolítico), FIGURA 9.

Finalmente, cada restauración unitaria fue cementada a una base de titanio antirotatoria Klockner de 3.5 mm de altura de área de cementación y 1 mm de altura transgingival (Soadco, Escaldes-Engordany, Andorra), con cemento de resina autoadhesivo dual (Maxcem, Kerr Iberia, Barcelona, España). Los puentes se cementaron del mismo modo pero, en este caso, sobre bases de titanio rotatorias, FIGURA 9. Las restauraciones así presentadas se denominan cemento-atornilladas y permiten su atornillamiento a los implantes colocados en las secciones de las tibias de los conejos. Se constituye así el modelo de trabajo definitivo, que estaría formado por 2/3 de la sección de la tibia



FIGURA 9. Imagen de todas las restauraciones empleadas: una corona unitaria en composite de polímero de acrilato (en amarillo) y otra en circonio monolítico (en blanco); 8 puentes en composite de polímero de acrilato (en amarillo) y 8 puentes en circonio monolítico (en blanco).

incluida en yeso tipo IV con los dos implantes colocados en ella y una restauración unitaria o un puente de dos unidades atornillado a los implantes. En total ocho modelos de trabajo, tantos como tibias sobre los que se pueden atornillar una corona unitaria o dos ferulizadas de cada material en estudio.

4.3 PROCEDIMIENTOS DE REGISTRO Y MEDIDA

EXTENSIOMETRÍA Y APLICACIÓN DE CARGA

El día anterior a realizar los ensayos de carga se procedió a adherir una galga extensiométrica de 2 mm (factor de galga $2.09 \pm 1.0\%$; resistencia $120.4 \Omega \pm 0.4\%$) (Kyowa, Tokyo, Japón) sobre la cresta ósea peri-implantaria de cada implante con cianoacrilato (CC-33A; Kyowa, Tokyo, Japón). En primer lugar se procedió al acondicionamiento de la

superficie de la cresta ósea peri-implantaria mediante lijado con papel de lija de grano 300 y lavado con alcohol. Después, se colocó adhesivo de manera homogénea sobre la parte trasera de la galga y se situó sobre la cresta, lo más cercana posible al implante, en lo que correspondería a la zona vestibular del mismo y se ejerció una presión controlada con una espátula de composite sobre la galga durante un minuto, FIGURA 10.

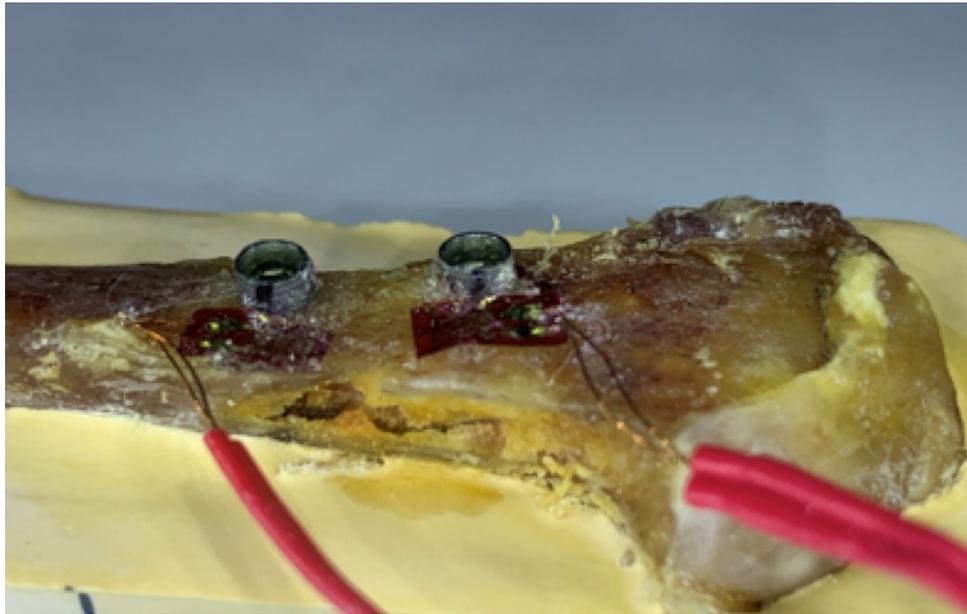


FIGURA 10. Modelo de trabajo con dos implantes colocados en una sección de tibia embebida en un zócalo de escayola. Pueden observarse 2 galgas extensiométricas adheridas a la cortical ósea más cercana a los implantes

A continuación, se atornillaron las correspondientes restauraciones una a una a 30 N/cm^2 , tal como recomienda el fabricante. Acto seguido, se colocó el modelo de trabajo en la máquina de fluencia de carga, fijado con un sargento, inclinado 6° respecto a un cilindro de 10 mm de diámetro que actuó como antagonista, simulando de este modo la posición de un primer premolar inferior.

Una vez situado así el modelo de trabajo en la máquina de fluencia de carga, se sometió a las coronas atornilladas sobre los implantes a una carga de 100 N. La máquina de fluencia de carga servohidráulica fue el modelo MTS BIONIX 358 previamente calibrada (MTS Sensor

Technologie GmbH & Co. KG, 6 Lüdenscheid, Alemania). Está dotada con una célula de carga de 2.5 kN y software TestStar II® (MTS Sensor Technologie GmbH & Co. KG, 6 Lüdenscheid, Alemania) a 1 mm/min durante 30 segundos, FIGURA 11.

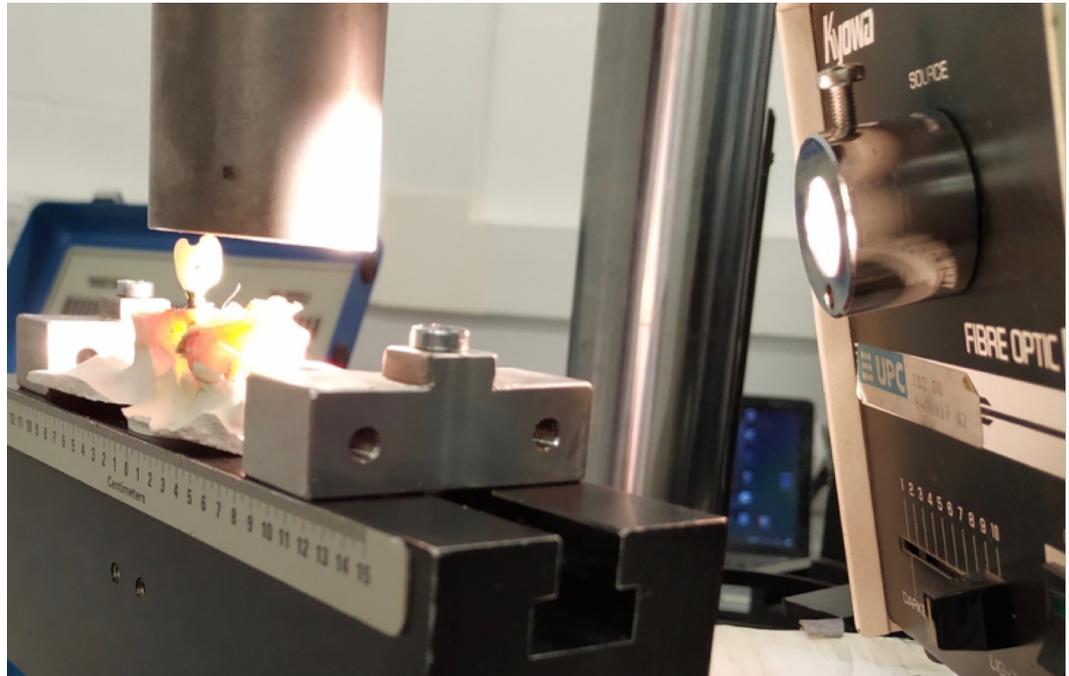


FIGURA 11. Imagen de la maquina de fluencia de carga durante el ensayo de carga sobre una de las coronas unitarias implantosoportadas.

Tanto la magnitud como la dirección de carga, fueron acordes a las que puede recibir un premolar inferior (Watanabe et al, 2005). Se llevaron a cabo un total de 16 ensayos con coronas unitarias de composite de polímero de acrilato y 16 ensayos con coronas unitarias de circonio monolítico. En los casos de las coronas ferulizadas, se realizó el test de carga primero sobre un premolar y después sobre el otro, en total 16 ensayos para cada material de restauración.

En el momento de la aplicación de carga se registraron también los valores de las microdeformaciones producidas en las áreas donde se situaron las galgas con un indicador y grabador de deformación (Model

P3 Strain indicator and Recorder, Design Vishay micromesuraments, USA) instalado en un ordenador portátil, FIGURA 12. El grado de distorsión de la galga se calculó acorde a la ecuación: microdeformación $\epsilon = \Delta L$ (cambio de longitud de la galga) / L ($\mu\text{m} / \text{m}$) = ΔR (cambio en la resistencia eléctrica de la galga) / R .

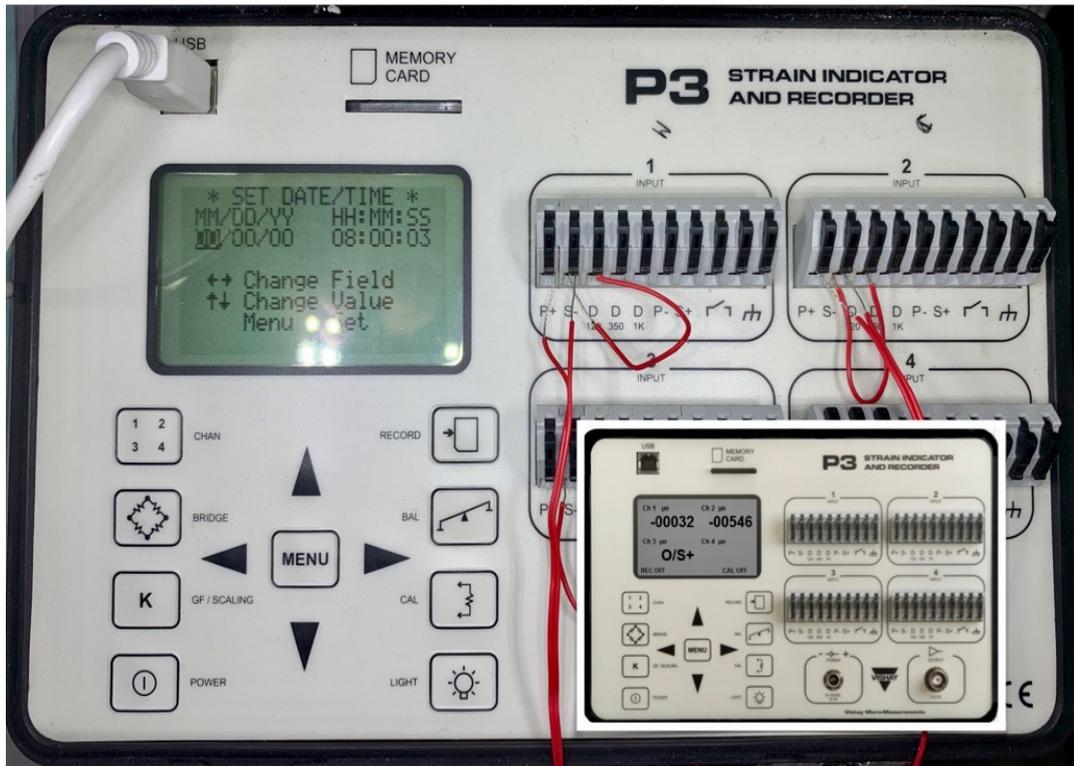


FIGURA 12. Dispositivo indicador y grabador de deformación (Model P3 Strain indicator and Recorder, Design Vishay micromesuraments, USA) con la interfaz del ordenador (abajo derecha).

MICRO-MOVIMIENTO DEL IMPLANTE

Para medir el micro-movimiento producido durante el momento de la aplicación de la carga, se tomaron imágenes del complejo hueso-implante antes de iniciar la carga ($F = 0 \text{ N}$) y durante la carga ($F = 100 \text{ N}$), con un microscopio de largo alcance QUESTAR QM-100 (Long Distance Traveling Microscope) dotado de una resolución de $2 \mu\text{m}$ (Seven Astro-Optics Division, Laurel, Maryland, USA). Mediante el

software Image J (National Institute of Health, Maryland, USA) se compararon las 2 imágenes tomadas en cada ensayo, midiendo el micro-movimiento producido en los ejes “x” e “y” para después calcular el valor de la resultante. Para ello, previamente se pintaron marcas con rotulador en los 2 mm expuestos de los cuellos de los implantes, las cuales nos sirvieron como referencia para valorar la posición del implante antes y durante la carga (FIGURA 13).

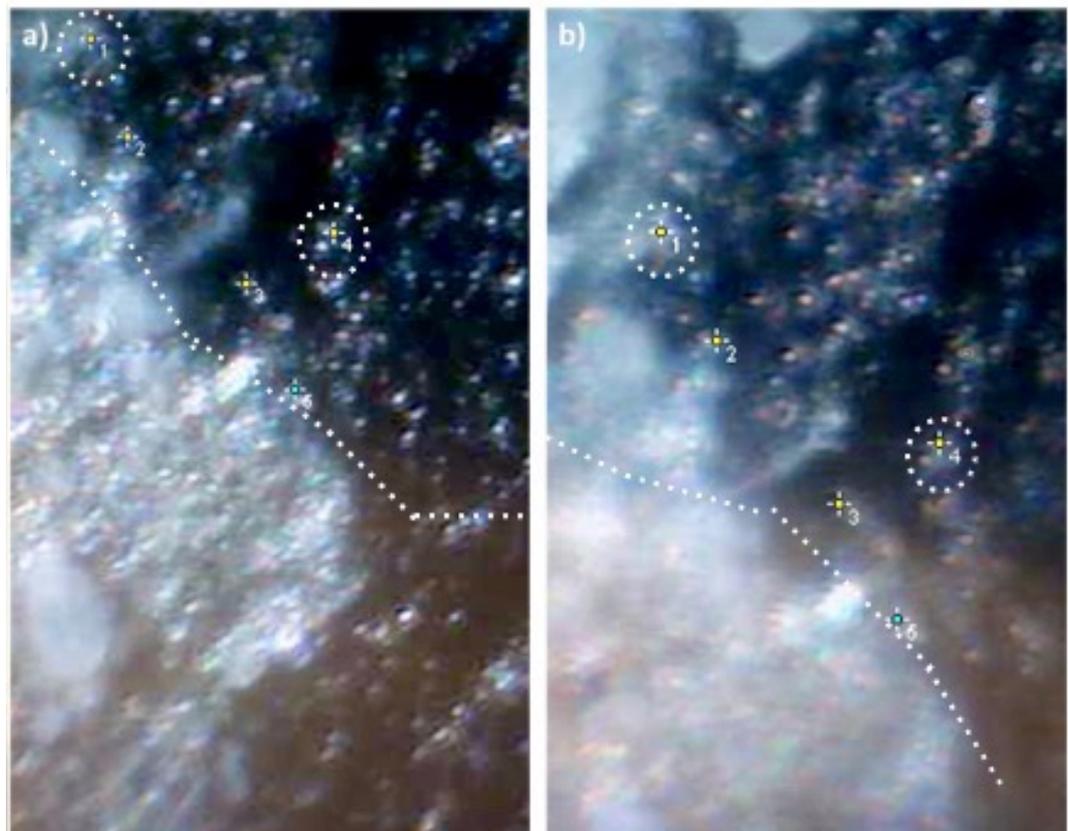


FIGURA 13. a) Imagen antes de la carga de una zona de los 2 mm del cuello expuesto de uno de los implantes con una marca hecha con rotulador de la que se extraen puntos de referencia (1-6) que servirán para valorar el micro-movimiento producido. b) Imagen en el momento de la carga con los puntos de referencia (1-6) desplazados

4.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Antes de comenzar el estudio, el tamaño de la muestra a utilizar se calculó de acuerdo con Kirk (Kirk RE, 1995) para un nivel de significación $\alpha=0.05$, una potencia $(1-\beta)$ del 0.80 y una determinación del efecto grande de $f=0.4$ (Cohen J, 1988). El cálculo de f se realizó del siguiente modo:

$$f = \sqrt{\frac{\omega^2}{1-\omega^2}}$$

Donde el coeficiente ω^2 es el grado de asociación entre la variable independiente (para pertenecer a un grupo u otro) y la variable dependiente. Así, para dos variables independientes y un cálculo del efecto grande, el tamaño de muestra es, de acuerdo a Kirk (Kirk RE, 1995) igual a $2 \times 2 \times 13 = 52$ muestras totales para los parámetros previamente seleccionados. Este resultado es menor que $2 \times 2 \times 16$ usado en este estudio, por lo que, se mejoró la potencia de los ensayos.

La estadística descriptiva se resolvió con medidas de tendencia central y dispersión. En la estadística analítica, se realizó un test de Shapiro-Wilks para comparar la normalidad entre el ajuste de las variables a una distribución normal e indicón normalidad ($p>0.05$). Posteriormente se usó un test ANOVA de dos vías para evaluar las diferencias entre los grupos y materiales estudiando cómo cada uno de los factores influía en la variable dependiente (modelo aditivo) por sí solo, así como la influencia de la combinación que pudiera existir entre ellas (modelo con interacción). En este test, las variables dependientes fueron clasificadas en relación a dos factores (o vías) para estudiar de manera simultánea sus efectos. En este estudio, el primer factor (material) tenía 2 niveles y el segundo factor (corona) otros 2, siendo 2×2 muestras o unidades experimentales, cada una con 16 repeticiones. Se utilizaron pruebas no paramétricas (Mann-Whitney y Kruskal-Wallis) cuando el test de Levene indicaba varianzas no homogéneas entre grupos

($p < 0.05$). La significancia estadística se definió como $p < 0.05$. El análisis estadístico se llevó a cabo usando el software IBM SPSS Statistics 25 (IBM Armonk, NY, USA).

5. Resultados

5.1 DE LOS VALORES ISQ

La TABLA II muestra los valores ISQ registrados en el momento de la colocación de los implantes (ISQ inicial) y tras haber sacrificado los animales (ISQ final).

Muestra	ISQ Inicial	ISQ Final
11-Izda Mesial	73	75
11-Dcha Mesial	72	74
12-Izda Mesial	65	71
12-Dcha Mesial	65	75
13-Dcha Mesial	74	73
15-Izda Mesial	74	82
15-Dcha Mesial	72	73
16-Dcha Mesial	73	70
11-Izda Distal	65	69
11-Dcha Distal	65	72
12-Izda Distal	67	70
13-Dcha Distal	53	69
14-Izda Distal	73	72
14-Dcha Distal	58	69
15-Izda Distal	64	70
15-Dcha Distal	68	71
Promedio	67.6	72.2
Desviación estándar	6.1	3.3
Valor p	0.437	

TABLA II. Valores ISQ en el momento de la colocación del implante (inicial) y a las 6 semanas, tras el sacrificio del animal (final).

El promedio de valores ISQ inicial fue de $67,6 \pm 6,1$ que aumentó ligeramente hasta un promedio de $72,2 \pm 3,3$ después de la oseointegración de los implantes, sin que esta diferencia fuese significativa ($p=0.437$).

5.2 DE LOS RESULTADOS DE ANOVA DE DOS VÍAS PARA LA MICRODEFORMACIÓN Y MICRO-MOVIMIENTO

El ANOVA de dos vías permite estudiar cómo influyen por sí solos cada uno de los factores sobre la variable dependiente (modelo aditivo) así como la influencia de las combinaciones que se pueden dar entre ellas (modelo con interacción). En un ANOVA de dos vías se clasifica a los individuos de acuerdo a dos factores (o vías) para estudiar simultáneamente sus efectos. En general, si el primer factor tiene a niveles y el segundo tiene b , se tendrán ab muestras o unidades experimentales, cada una con n individuos o repeticiones. En este estudio habrá 4 muestras o unidades experimentales con 16 casos cada uno.

Se realizó un modelo para la microdeformación en composite de polímero de acrilato y otro modelo para el micromovimiento en composite de polímero de acrilato.

Anova de 2 vías (corona y material) para microdeformación en composite de polímero de acrilato

Prueba de igualdad de Levene de varianzas de error^{a,b}

		Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Microdeformación en composite de polímero de acrilato	Se basa en la media	.460	3	60	.711
	Se basa en la mediana	.264	3	60	.851
	Se basa en la mediana y con gl ajustado	.264	3	51.596	.851
	Se basa en la media recortada	.448	3	60	.719

Prueba la hipótesis nula de que la varianza de error de la variable dependiente es igual entre grupos.

a. Variable dependiente: microdefcpa

b. Diseño : Intersección + corona + material + corona * material

Como los p-valores de las pruebas de Levene son mayores de 0.05, se puede asumir que las varianzas entre grupos son iguales y por tanto es posible calcular los efectos inter-sujetos posteriormente.

Pruebas de efectos inter-sujetos

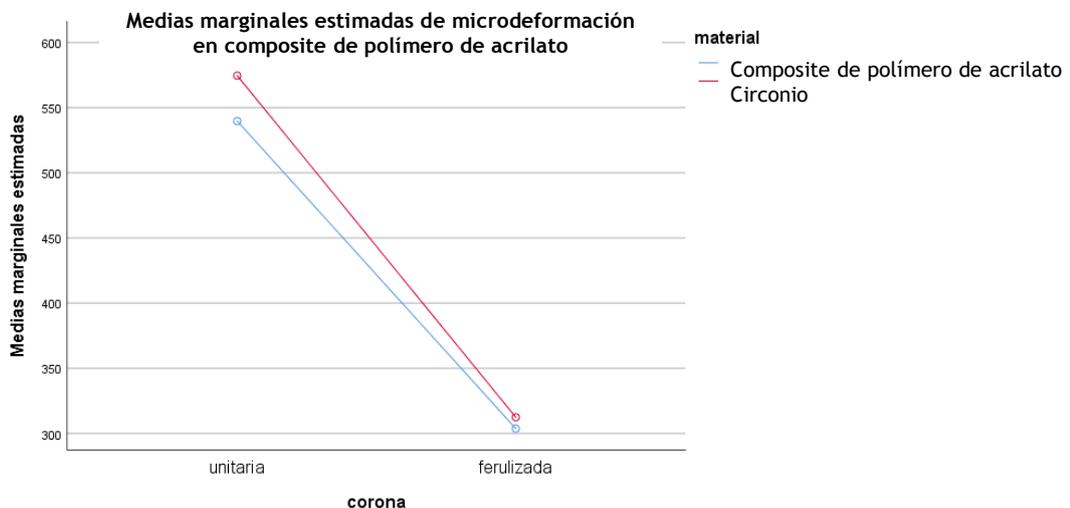
Variable dependiente: Microdeformación en composite de polímero de acrilato

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta parcial al cuadrado	Parámetro sin centralidad	Potencia observada ^b
Modelo corregido	1003097.047 ^a	3	334365.682	4.832	.004	.195	14.497	.886
Intersección corona	11975925.391	1	11975925.391	173.085	.000	.743	173.085	1.000
material	992763.141	1	992763.141	14.348	.000	.193	14.348	.961
corona *	7590.766	1	7590.766	.110	.742	.002	.110	.062
material	2743.141	1	2743.141	.040	.843	.001	.040	.054
Error	4151464.563	60	69191.076					
Total	17130487.000	64						
Total corregido	5154561.609	63						

a. R al cuadrado = .195 (R al cuadrado ajustada = .154)

b. Se ha calculado utilizando alpha = .05

Tal como indican en la tabla superior, los p-valores asociados a los efectos inter-sujetos, sólo la corona tiene efecto significativo sobre la microdeformación en composite de polímero de acrilato ya que su p-valor es 0.000. No así el material ni la interacción corona*material por lo que la microdeformación no difiere según material y el efecto conjunto de corona y material es simplemente el efecto aditivo de cada uno de los efectos por separado. Esta ausencia de interacción de efectos se aprecia en el siguiente gráfico donde las líneas son paralelas. Se observa que, para ambos materiales, la corona unitaria tiene valores muy superiores de microdeformación en composite de polímero de acrilato. Un análisis de regresión permitirá cuantificar este resultado.



Para saber cómo se comporta el efecto de la corona sobre la microdeformación se estiman los coeficientes de regresión:

Estimaciones de parámetro
Variable dependiente: Microdeformación en composite de polímero de acrilato

Parámetro	B	Desv. Error	t	Sig.	Intervalo de confianza al 95%		Eta parcial al cuadrado	Parámetro sin centralidad	Potencia observada ^b
					Límite inferior	Límite superior			
Intersección	312.375	65.760	4.750	.000	180.834	443.916	.273	4.750	.997
[corona=unitaria]	262.188	92.999	2.819	.007	76.161	448.214	.117	2.819	.792
[corona=ferulizada]	0 ^a
[material=Cpa]	-8.688	92.999	-.093	.926	194.714	177.339	.000	.093	.051
[material=Zr]	0 ^a
[corona=unitaria] *	-26.188	131.521	-.199	.843	289.269	236.894	.001	.199	.054
[material=Cpa]	0 ^a
[corona=unitaria] *	0 ^a
[material=Zr]	0 ^a
[corona=ferulizada]	0 ^a
* [material=Cpa]	0 ^a
[corona=ferulizada]	0 ^a
* [material=Zr]	0 ^a

a. Este parámetro está establecido en cero porque es redundante.

b. Se ha calculado utilizando alpha = .05

Se observa que la categoría de referencia es la corona ferulizada, y el coeficiente B (p-valor 0.007) asociado a la corona unitaria es 262.188 lo que indica que la microdeformación es 262.2 unidades mayor en coronas unitarias que en coronas ferulizadas.

En esta tabla descriptiva, se observan estos comportamientos:

				material		
				Total	Composite de polímero de acrilato	Circonio
corona	total	Microdeformación en composite de polímero de acrilato	N válidos	64	32	32
		Media		432.58	421.69	443.47
		Desviación estándar		286.04	296.04	279.98
unitaria		Microdeformación en composite de polímero de acrilato	N válidos	32	16	16
		Media		557.13	539.69	574.56
		Desviación estándar		266.55	268.82	271.87
ferulizada		Microdeformación en composite de polímero de acrilato	N válidos	32	16	16
		Media		308.03	303.69	312.37
		Desviación estándar		251.41	281.34	226.78

Anova de 2 vías (corona y material) para micro-movimiento en composite de polímero de acrilato

Prueba de igualdad de Levene de varianzas de error^{a,b}

		Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Micro-movimiento en composite de polímero de acrilato	Se basa en la media	14.600	3	60	.000
	Se basa en la mediana	12.216	3	60	.000
	Se basa en la mediana y con gl ajustado	12.216	3	32.190	.000
	Se basa en la media recortada	14.580	3	60	.000

Prueba la hipótesis nula de que la varianza de error de la variable dependiente es igual entre grupos.

a. Variable dependiente: micro-movimiento en composite de polímero de acrilato

b. Diseño : Intersección + corona + material + corona * material

Como los p-valores son menores de 0.05, no se puede asumir que las varianzas entre grupos son iguales y por tanto no podemos calcular los efectos inter-sujetos posteriormente. Como no se cumple la prueba de Levene, en principio no podría seguir calculándose ningún efecto, pues es uno de los supuestos que necesita el ANOVA, pero es verdad que en muchos casos esta prueba de Levene no se muestra. En cualquier caso, hacemos el análisis considerando que la prueba de Levene es válida, pero como el modelo así no es válido, se opta en el análisis por una alternativa no paramétrica (pruebas de Kruskal-Wallis, Mann-Whitney).

Pruebas de efectos inter-sujetos

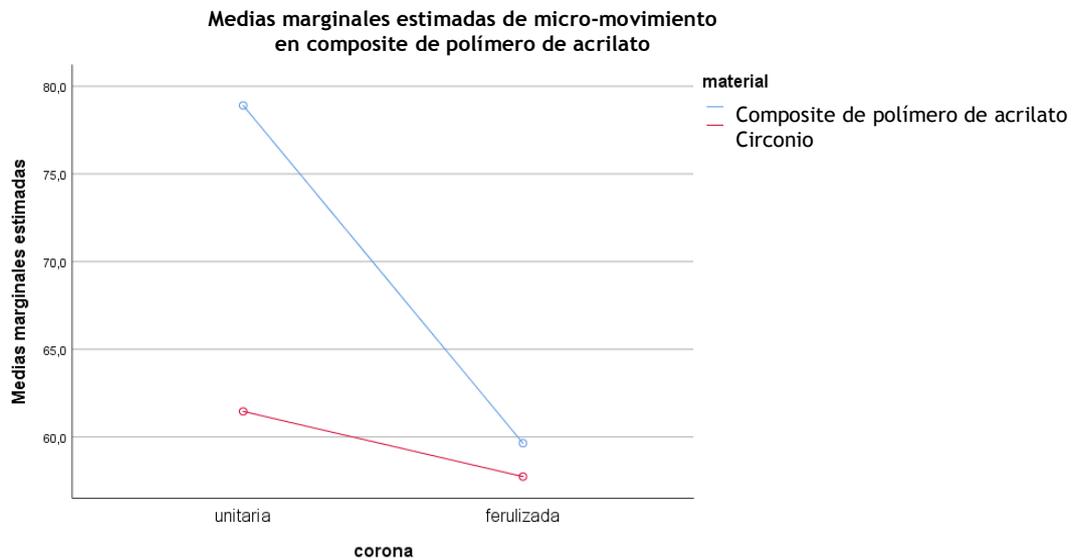
Variable dependiente: micro-movimiento en composite de polímero de acrilato

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta parcial al cuadrado	Parámetro sin centralidad	Potencia observada ^b
Modelo corregido	4577.642 ^a	3	1525.881	2.661	.056	.117	7.982	.621
Intersección	265727.363	1	265727.363	463.354	.000	.885	463.354	1.000
corona	2112.551	1	2112.551	3.684	.060	.058	3.684	.472
material	1498.658	1	1498.658	2.613	.111	.042	2.613	.356
corona * material	966.433	1	966.433	1.685	.199	.027	1.685	.248
Error	34409.206	60	573.487					
Total	304714.210	64						
Total corregido	38986.847	63						

a. R al cuadrado = .117 (R al cuadrado ajustada = .073)

b. Se ha calculado utilizando alpha = .05

Tal como indican los p-valores asociados a los efectos inter-sujetos, ningún parámetro (corona, material e interacción) tiene efecto significativo sobre el micro-movimiento en composite de polímero de acrilato ya que sus p-valores son mayores de 0.05. Para la corona, el p-valor 0.060 (significativo al 90%) está cercano al umbral de aceptación 0.05 por lo que existe cierta tendencia a que existan diferencias significativas en los valores de micro-movimiento en composite de polímero de acrilato según corona. No cabe calcular las estimaciones de los parámetros de regresión.



En esta tabla descriptiva, se observan estos comportamientos con ausencia de efectos: el valor medio de micro-movimiento en composite de polímero de acrilato en la corona unitaria es 70.18 y en la ferulizada es de 58.69 pero esta diferencia no llega a ser significativa.

				Material		
				Total	Composite de polímero de acrilato	Zr
c o r o n a	Total	micro-movimiento en	N válidos	64	32	32
		composite de polímero de acrilato	Media	64.44	69.27	59.60
	unitaria	Desviación estándar		24.88	28.86	19.40
		micro-movimiento en	N válidos	32	16	16
	ferulizada	composite de polímero de acrilato	Media	70.18	78.91	61.46
		Desviación estándar		32.97	37.30	26.33
	ferulizada	micro-movimiento en	N válidos	32	16	16
		composite de polímero de acrilato	Media	58.69	59.64	57.74
			Desviación estándar	10.11	11.50	8.77

La alternativa no paramétrica es calcular 2 pruebas de Mann-Whitney para corona y material y una prueba de Kruskal-Wallis para la interacción:

	corona	material	interacción
p-valor	0.413 (M-W)	0.314 (M-W)	0.552 (K-W)

Así pues, no hay efecto corona, ni material ni interacción.

A modo de resumen y para una mejor comprensión de los datos, los resultados se pueden concretar en lo siguiente:

La Tabla III y las FIGURAS 14 y 15 muestran la estadística descriptiva y los resultados de la estadística analítica mediante el test ANOVA de dos vías. Para la microdeformación se cumple la homogeneidad de varianzas (p-value Levene 0.711) por lo que se aplicó una ANOVA de 2 vías. Sin embargo, para el micro-movimiento no se cumple la homogeneidad de varianzas (p-value Levene 0.000) por lo que se tomó un enfoque no paramétrico (pruebas de Mann-Whitney y Kruskal-Wallis).

Tabla III. Valores promedio, desviaciones estándar (SD) y medianas de micro-movimiento de los implantes y microdeformación ósea para composite de polímero de acrilato y circonio monolítico en coronas unitarias y ferulizadas. Significancia estadística en negrita.

	Micro-movimiento (μm)			Valor p ¹ (M-W, K-W)	Microdeformación ($\mu\epsilon$)			Valor p ² (ANOVA dos vías)
	Total (SD) mediana	Unitaria (SD) mediana	Ferulizadas (SD) mediana		Total (SD) mediana	Unitaria (SD) mediana	Ferulizadas (SD) mediana	
Total	64.4 (24.9) 59.4	70.2 (32.9) 59.1	58.7 (10.1) 59.6	0.413	432.6 (286.1) 407.0	557.1 (266.6) 618.5	308.0 (251.4) 209.0	0.000
Composite de polímero de acrilato	69.3 (28.9) 60.6	78.9 (37.3) 68.8	59.6 (11.5) 60.6		421.7 (296.0) 401.0	539.7 (268.8) 618.5	303.7 (281.3) 168.5	
Circonio monolítico	59.6 (19.4) 58.9	61.5 (26.3) 58.8	57.7 (8.8) 58.9		443.5 (279.9) 407.0	574.6 (271.9) 650.5	312.4 (226.8) 245.5	
Valor p	0.314			0.552	0.742			0.843

Nivel de significancia para los contrastes del 5% ($\alpha = 0.05$) (p-value <0.05).

¹ Valores p corresponden al análisis no paramétrico. En la fila del total, se observa la comparación entre coronas (M-W, Mann-Whitney); en la columna del total, se detalla la comparación entre materiales (M-W) y en la esquina inferior derecha, la interacción entre materiales y coronas (K-W, Kruskal-Wallis).

² Valores p correspondientes al análisis paramétrico mediante ANOVA dos vías. En la fila del total se observa la comparación entre coronas; en la columna del total, se detalla la comparación entre materiales y en la esquina inferior derecha, la interacción entre material y coronas

El valor de la mediana para el micro-movimiento fue de 59.21 μm para las coronas unitarias y de 59.6 μm para las ferulizadas ($p= 0.413$). Los valores de la mediana para el composite de polímero de acrilato y del circonio monolítico fueron de 60.6 μm y 58.9 μm respectivamente ($p=0.314$). No hubo efecto de interacción entre el tipo de prótesis y el material ($p= 0.552$), por lo que, para cada material, no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los valores de micro-movimiento y los dos tipos de corona (unitaria y ferulizada), FIGURA 14.

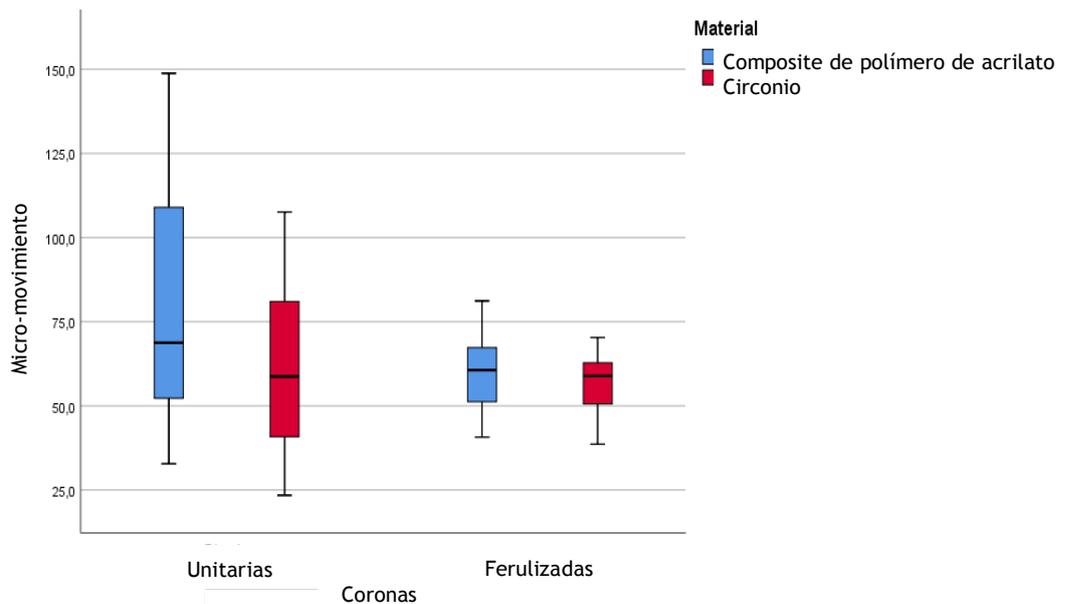


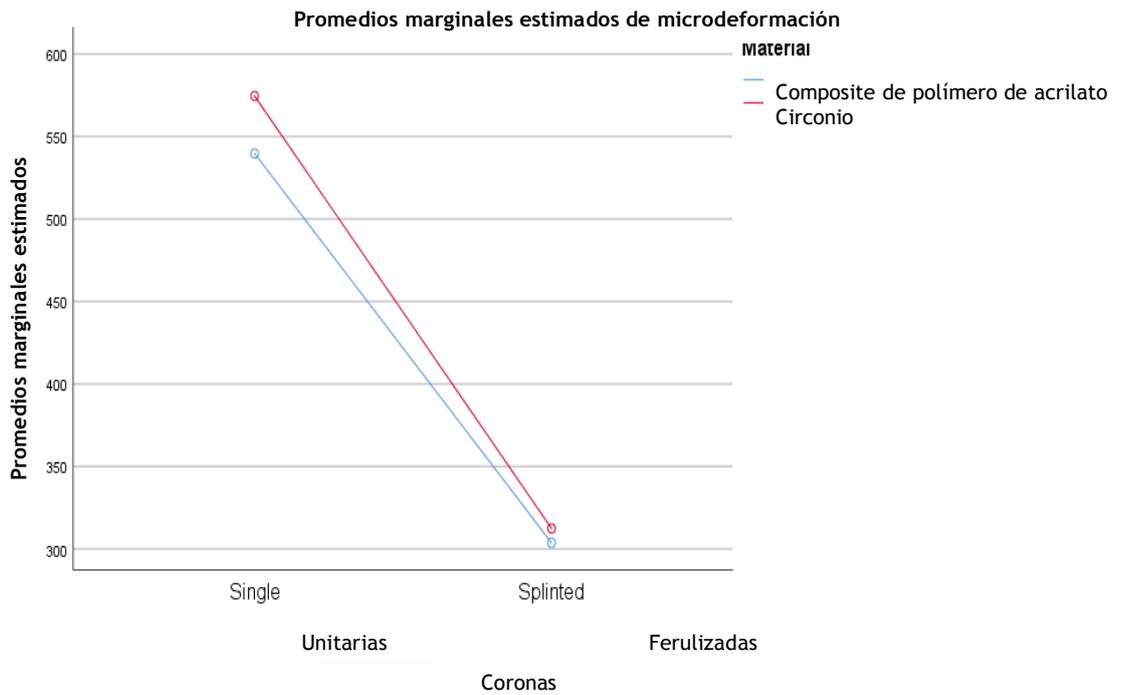
FIGURA 14. Diagrama de cajas para el micro-movimiento en relación al tipo de corona y de material. Se muestran las medianas, los cuartiles y los valores extremos.

Sin embargo, la observación de los valores promedio obtenidos de los dos tipos de material y de los dos tipos de restauración revelaron que ferulizar dos coronas implanto-soportadas adyacentes reduce el micro-movimiento de los implantes comparando con coronas unitarias, con un efecto mayor en las restauraciones de composite de polímero de acrilato. Así, cuando se usaron restauraciones de circonio monolítico, el micro-movimiento de los implantes fue menor comparado a las restauraciones de composite de polímero de acrilato, siendo este descenso mayor para las coronas unitarias de circonio monolítico.

Los valores promedio de microdeformación ósea fueron de $557.1 \pm 266.6 \mu\epsilon$ y $308.0 \pm 251.4 \mu\epsilon$ para las restauraciones unitarias y ferulizadas respectivamente ($p=0.000$). Los valores promedio para el composite de polímero de acrilato y para el circonio monolítico fueron de $421.7 \pm 296.0 \mu\epsilon$ y $443.5 \pm 279.9 \mu\epsilon$ respectivamente ($p=0.742$). No hubo efecto de interacción entre el tipo de corona y el material ($p=0.843$), observándose diferencias significativas entre los valores de micro-movimiento para los dos tipos de corona, FIGURA x. Los valores promedio

de la microdeformación ósea para las restauraciones unitarias ($39.7 \pm 8.8 \mu\epsilon$) y ferulizadas ($303.7 \pm 281.3 \mu\epsilon$) de composite de polímero de acrilato fueron significativamente diferentes. Además, los valores promedio de las coronas unitarias y ferulizadas de circonio monolítico ($574.6 \pm 271.9 \mu\epsilon$ y $312.4 \pm 226.8 \mu\epsilon$ respectivamente) fueron también significativamente diferentes. De este modo, el hecho de ferulizar dos coronas adyacentes provocó una reducción de los valores de microdeformación ósea para los dos materiales testados de aproximadamente la mitad comparado a las coronas unitarias; este efecto fue estadísticamente significativo para ambos materiales, TABLA III.

FIGURA 15. Valores promedio de microdeformación estimados en ANOVA de dos vías para los factores corona y material



¹ En un diseño con dos factores, los valores promedio marginales para un factor son los valores promedio para ese factor promediados en todos los niveles del otro factor.

5.3 DE LOS VALORES ISQ FINALES Y SU RELACION CON EL MICROMOVIMIENTO

Muestra	ISQ	Micro-movimiento composite de polímero de acrilato (μm)		Micro-movimiento circonio (μm)	
		Unitarias	Ferulizadas	Unitarias	Ferulizadas
11-Izda Mesial	75	82.6	77.1	81.3	70.3
11-Dcha Mesial	74	90.3	61.4	80.7	58.9
12-Izda Mesial	71	148.8	66.4	75.4	59.9
12-Dcha Mesial	75	116.2	81.2	87.9	61.7
13-Dcha Mesial	73	40	56,5	35.7	47.8
15-Izda Mesial	82	41.8	40.7	34.8	49.4
15-Dcha Mesial	73	54.9	52.3	54.3	51.7
16-Dcha Mesial	70	52.5	48.5	23.4	67.8
11-Izda Distal	69	114.4	65.1	103.9	63.9
11-Dcha Distal	72	143.2	68.2	107.6	69.8
12-Izda Distal	70	84.7	63.1	66.3	58.8
13-Dcha Distal	69	32.8	59.8	24.4	56.8
14-Izda Distal	72	52.2	42.9	46	38.6
14-Dcha Distal	69	103.5	68.7	63.2	61.7
15-Izda Distal	70	52.3	51.2	49.3	47.8
15-Dcha Distal	71	52.3	51.2	49.1	58.9
Promedio	72.2	78.9	59.6	61.5	57.7
Desviación estándar	3.3	37.3	11.5	26.3	8.8

TABLA IV. Valores ISQ finales y valores de micro-movimiento de cada implante en coronas unitarias y adyacentes ferulizadas en el momento de aplicar carga.

	ISQ
Unitarias Composite de polímero de acrilato	-0.244 (0.442)
Ferulizadas Composite de polímero de acrilato	0.315 (0.491)
Unitarias Circonio	0.103 (0.725)
Ferulizadas Circonio	-0.130 (0.781)

TABLA V. Resultados del test de correlación de Pearson para el micromovimiento y las diferentes restauraciones. Entre paréntesis valores p.

Los valores promedio de ISQ final fueron de 72.2; los valores promedio de micro-movimiento para el material de composite de polímero de acrilato fueron de 78.9 μm y 59.6 μm para coronas unitarias y ferulizadas respectivamente y para el circonio monolítico de 61.5 μm y 57.7 μm para coronas unitarias y ferulizadas respectivamente. Tras realizar un test de correlación de Pearson, no se observó relación entre el micro-movimiento de los implantes y los valores ISQ para los diferentes materiales y tipo de restauración, bien fueran de composite de polímero de acrilato o de circonio monolítico, o bien unitarias o ferulizadas.

6. Discusión de los resultados

Este proyecto de investigación trata sobre la influencia de una carga estática de 100 N aplicada en prótesis implanto-soportadas por un solo implante o en prótesis de dos unidades soportadas por dos implantes adyacentes, construidas con estructuras de materiales con muy diferente módulo de elasticidad (circonio monolítico y composite de polímero de acrilato), con el objetivo principal de mostrar si el tipo de material empleado puede tener repercusión en el micro-movimiento de implantes ya oseointegrados y en la mayor transmisión de estrés/deformación al hueso peri-implantario de implantes colocados en tibias de conejo.

6.1. DEL MICRO-MOVIMIENTO DEL IMPLANTE Y VALORES ISQ

Los datos de micro-movimiento obtenidos se situaron en un rango entre 23,4 μm y 148,8 μm , referidos a la resultante de los micro-movimientos producidos en los ejes horizontal y vertical, con promedios de entre 57,7 μm y 78,9 μm que muestran diferencias no significativas independientemente del material y de la ferulización o no de los implantes adyacentes. Aunque empíricamente se podría considerar a los implantes ya osteointegrados estructuras rígidas sin ningún tipo de movilidad, del mismo modo que una sinóstosis, en realidad no es así, y gozan de una pequeña movilidad estimada entre 3-5 μm para movimientos verticales (Misch CE, 2005). En cualquier caso, los resultados obtenidos, se asemejan más a la movilidad fisiológica descrita para los dientes naturales durante la actividad funcional que se ha cuantificado en 28 μm para dientes anteriores, en 68 μm para los premolares e incrementándose hasta más de 100 μm en dientes posteriores (Shillingburg HT, 2012). No obstante, con los datos obtenidos de este proyecto de tesis doctoral, es posible mostrar que el conjunto implante-hueso se mueve ante la aplicación de una carga estática.

La mayor o similar movilidad de los implantes osteointegrados en tibias de conejos comparada a los dientes naturales, o incluso a otros estudios anteriormente citados, puede tener una explicación plausible relacionada con la propia elasticidad del hueso peri-implantario, que es la que establece el límite hasta que se pudiera provocar una rotura de la unión hueso-implante. Es probable que diferencias en el grosor, morfología, densidad y otras características del hueso cortical y esponjoso de las tibias de conejo, muestren una mayor o equivalente elasticidad comparada al hueso maduro humano, e incluso semejante al ligamento periodontal de los dientes naturales. No obstante, no se dispone de información de las propiedades anatómicas del hueso de las tibias de conejo adulto para establecer una comparación. Sin embargo, esta relación no es la misma en la estabilidad primaria de un implante. En este caso, la relación del implante con el hueso es puramente mecánica, ya que aun no existe ningún tipo de unión entre ellos. La fuerza de esta relación dependerá de numerosos factores como la densidad ósea, la presencia de cerclaje coronal, la geometría del implante, etc.

Por otro lado, en la literatura odontológica consultada no se ha encontrado ningún estudio que relate la cantidad de micro-movimiento en implantes ya oseointegrados, ni *in vivo*, ni *in vitro*, por lo que no es posible efectuar comparación de los resultados obtenidos. No obstante, estos valores no superan los 150 μm considerado como el valor mínimo de movilidad para no comprometer la osteointegración de un implante, y si esto es así para implantes en vía de osteointegración, en implantes ya integrados es improbable alcanzar niveles de micro-movimiento que puedan influir en la pérdida de osteointegración, sea con un material u otro de muy diferente rigidez. Tanto es así, que referente a la relación entre el material de restauración empleado y el micro-movimiento de los implantes, en el presente proyecto se observó un menor micro-movimiento en todas las coronas unitarias cuando están realizadas en circonio monolítico comparadas a composite de polímero de acrilato, pero sin significación estadística. Es probable que con un mayor tamaño muestral o si se hubiera aumentado la fuerza aplicada, estas diferencias

podrían haber cobrado significación estadística. No obstante, este resultado, aunque no significativo, es contrario a la creencia ampliamente extendida entre los odontólogos, de que aquellos materiales más elásticos o menos rígidos pueden tener un efecto de amortiguación o disipación de la fuerza aplicada y, por lo tanto, transmiten menor micro-movilidad y estrés/deformación a los implantes y hueso peri-implantario. De nuevo, la literatura odontológica no alcanza a aclarar este dilema al no existir estudios semejantes con los que comparar los resultados obtenidos.

Una aproximación es el ensayo de Holst (Holst et al, 2008); estos autores compararon el movimiento vertical de 4 implantes ferulizados en diferentes configuraciones (n=56) con materiales de diferente módulo elástico (resina acrílica Vs. resina acrílica reforzada con metal) aplicándoles cargas desde 10-200 N y concluyeron que se obtenía un menor micro-movimiento de los implantes cuando se rehabilitaban con resina reforzada con metal (10-69 μm), es decir, con un material más rígido que cuando lo hacían únicamente con resina (20-130 μm). Cuando la carga empleada se situaba en los 100 N, como en la usada en este proyecto, los valores de micro-movimiento oscilaron entre los 11-19 μm en el caso de las prótesis de resina y entre 7-19 μm en el caso de la resina reforzada con metal; al igual que en este trabajo, obtuvieron valores menores de micro-movimiento en los casos ferulizados con un material más rígido, sin embargo, los valores observados en este proyecto fueron muy superiores. Por otro lado, un estudio clínico en el que se probaban restauraciones provisionales de arcada completa con fijación rígida o semi-rígida y comparaban los valores ISQ entre ambos grupos, concluyó que no existieron diferencias significativas durante el período de osteointegración (Thomé et al, 2015). En este caso, los valores ISQ variaron entre 64-76 en el momento de la colocación y entre 63-76 a los 8 meses para el grupo de los implantes ferulizados con material de resina (semi-rígida), mientras que en el grupo de implantes con ferulización en metal-resina (rígida) oscilo entre 64-74 en el momento de la inserción de los implantes y entre 64-73 a los 8 meses. Los valores ISQ que obtuvieron en el momento de la colocación de los

implantes difieren de los obtenidos en este proyecto (53-74) mientras que los obtenidos a los 8 meses son bastante ecuanímenes (69-75). En cualquier caso, cabe esperar valores ISQ mayores en los hueso maxilares humanos comparados a las tibias de conejo, ya que estas poseen una densidad ósea muy baja.

Durante la planificación y ejecución de restauraciones implanto-soportadas, e independientemente de otras consideraciones, es necesario asegurar la no movilidad de los implantes, tanto después de su inserción como inmediatamente antes de comenzar la tarea de realización de la restauración. Se podría hablar de estabilidad primaria (a la inserción del implante) y de estabilidad secundaria, final o biológica (después del periodo de osteointegración). Aunque existen diferentes maneras de medir la estabilidad primaria, como el registro del torque de inserción y el análisis de frecuencia de resonancia, en este estudio, se optó por medir esta variable mediante análisis de frecuencia de resonancia debido a se decidió repetir la medición tanto en el momento de la colocación del implante, como, sobre todo, a las 6 semanas, una vez estuviera osteointegrado. En este momento, una prueba de torque de desinserción podría poner en riesgo la viabilidad de alguno de los implantes, por lo que esta prueba no se consideró. Los valores ISQ son universalmente aceptados como indicadores de estabilidad y ausencia de movilidad de los implantes, sin embargo, existe una relación significativa entre los valores ISQ y la micro-movilidad de los implantes antes y después de la osteointegración del implante. Por lo tanto, antes de la osteointegración, tras la inserción de los implantes, diferentes estudios avalan esta relación. Los estudios de Trisi y Pagliani (Trisi et al, 2010; Pagliani et al, 2013), tras la aplicación de una carga lateral a un cilindro atornillado al implante, obtienen una relación lineal inversa entre los valores ISQ y los valores de micro-movimiento del implante. Sin embargo, estos estudios presentan dos grandes limitaciones, por un lado, la carga que aplican es horizontal, a 90° respecto al eje axial del implante. Aunque este tipo de carga es totalmente atípica, ya que en una actividad funcional masticatoria normal nunca llegan a ocurrir directamente fuerzas horizontales o con un componente horizontal tan

manifiesto (Watanabe et al, 2005). No es menos cierto que en hábitos parafuncionales (en especial durante el rechinar), en otros malos hábitos orales o en el caso de interferencias en los movimientos excéntricos mandibulares o de prematuridades, si pueden acontecer fuerzas o cargas oclusales con un acusado componente horizontal. Luego esta aplicación de fuerza puede tener relevancia clínica y, en este sentido, estudios de análisis de elementos finitos también la contemplan (Robinson et al, 2019; Brune et al, 2019). Por otro lado, para medir el micro-movimiento usan un micrómetro digital que percibe el movimiento producido en un cilindro atornillado al implante. Esto puede conducir a errores, ya que es posible que el propio cilindro tenga cierto grado de movimiento dentro del implante ante la aplicación de una carga, tal y como sucede con los pilares.

Posteriormente, otros autores (Brizuela et al, 2015) confirmaron la relación lineal inversa entre los valores ISQ y los valores de micro-movimiento de implantes recién colocados, solventando las dos limitaciones anteriormente descritas. Por un lado las cargas se aplicaron con una inclinación de 6° respecto el plano oclusal de una corona con forma de premolar inferior, la cual es típica para este diente (Watanabe et al, 2005). Además, la medición del micro-movimiento se llevó a cabo mediante análisis de correlación de puntos de imágenes tomadas antes y durante la aplicación de carga en el propio implante, mediante un microscopio óptico de larga distancia de enfoque por lo que, en este caso, sí se observó el movimiento real del implante y obtuvieron un valor ISQ promedio de 68,2 (rango 56-79) y un valor promedio de micro-movimiento de 68,2 μm (rango 14,6-164 μm).

Después del periodo de osteointegración, y por lo tanto en un implante supuestamente osteointegrado, los datos de este estudio no mostraron ningún tipo de correlación estadística entre los valores ISQ de implantes osteointegrados y su micro-movimiento. Esto puede ser debido a que, esta relación entre implante-hueso ya no corresponde tanto al anclaje mecánico inicial, sino a la unión biológica del hueso al implante,

que haría esta relación más dependiente de la capacidad de deformación elástica del hueso peri-implantario o incluso de la manera en la que el hueso depositado sobre la superficie esté dispuesto sobre el titanio, de manera más o menos irregular y en definitiva de forma más o menos eficiente respecto a la dirección de la carga. Se ha relatado que aproximadamente sólo el 32% del hueso de las tibias del conejo está en contacto con la superficie del implante (Park et al, 2011). No obstante, en este estudio no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la relación entre los valores ISQ de los implantes ya osteointegrados y el micro-movimiento de estos. Sin embargo, si se hallaron valores ISQ mayores, y por lo tanto de estabilidad y menor movilidad en la mayor parte de los implantes osteointegrados (13/16) en comparación con los valores obtenidos en el momento de su colocación. El promedio de ISQ en los implantes integrados fue de 72,2 y de 67,6 al ser colocados. Por otro lado, puesto que la valoración de la micro-movilidad se efectuó durante el ensayo de carga aplicada a las restauraciones, es posiblemente un factor de influencia en los resultados obtenidos. De nuevo, la no existencia en la literatura de ensayos semejantes impide realizar comparaciones efectivas.

6.2. DE LA MICRODEFORMACIÓN ÓSEA PERI-IMPLANTARIA

La influencia del estrés/deformación en la pérdida ósea peri-implantaria es bien conocida y avalada por numerosos estudios experimentales *in vivo* e *in vitro* (Isidor F, 1996; Miyata et al, 2000; Kan et al, 2014) . A semejanza de lo relatado anteriormente, los resultados obtenidos en este proyecto de tesis doctoral se empeñan en contradecir la extendida creencia de la amortiguación del estrés/deformación transferida por un material de menor rigidez o mayor elasticidad. Los datos, con independencia de la ferulización, no muestran relación entre el material de restauración usado y la microdeformación provocada en el hueso crestral peri-implantario. Si bien es cierto, la mayoría de los casos de coronas unitarias o ferulizadas restauradas con composite de

polímero de acrilato provocaron menor microdeformación ósea, pero con una diferencia de promedio no llamativa comparadas a las de circonio monolítico. ¿Cuál es el argumento biomecánico para explicar que los materiales con menor rigidez puedan transmitir mayor estrés/deformación al complejo implante/hueso? En base al principio de conservación de la energía, los materiales con menor módulo elástico se deforman con mayor facilidad ante la aplicación de carga, pero consumen poca energía en esa deformación y, por lo tanto, trasladan mayor estrés/deformación al terreno de soporte (Brizuela A, 2011).

A diferencia de lo que acontece con el micro-movimiento implantario en relación al material de las restauraciones, este ítem ha tenido amplia repercusión en la literatura odontológica sobre prótesis implanto-soportada, mediante estudios *in vitro*, especialmente análisis de elementos finitos y extensimetría con resultados distintos y a veces contradictorios.

Algunos estudios de análisis de elementos finitos, en los que comparaban materiales de distinta rigidez como circonio, metal-porcelana, cerámica, composite y resina acrílica, sometiéndolos a una carga estática vertical de 100 N obtuvieron unos valores de estrés de 13,75 MPa para la resina acrílica ($\approx 850 \mu\epsilon$) y de 24,87 MPa para el circonio ($\approx 1550 \mu\epsilon$) concluyendo, por lo tanto, que los materiales de menor módulo elástico provocaban menores niveles de microdeformación ósea peri-implantaria (Bijjargi and Chowdhary, 2013). Por el contrario, Menini y cols compararon en un maxilar edéntulo estructuras ferulizadas sobre 4 implantes de diferentes materiales (sólo acrílicas, acrílico con refuerzo metálico y acrílico con refuerzo de fibra de carbono) realizando una única carga estática vertical de 150 N sobre la parte distal de la estructura protésica obteniendo de este modo valores de estrés óseo peri-implantario de 25,92 MPa ($\approx 1550 \mu\epsilon$) en el caso de las prótesis totalmente acrílicas y de 16,53 MPa ($\approx 1000 \mu\epsilon$) cuando se usaron prótesis con refuerzo metálico, concluyendo que el material con mayor rigidez era el que menor microdeformación provocaba en el hueso peri-implantario (Menini et al, 2015).

En esta línea, Arinc y cols (Arinc et al, 2018) llevaron a cabo otro estudio en el que comparaban estructuras protésicas implanto-soportadas de 3 unidades sobre 2 implantes en materiales con diferente rigidez (metal-porcelana, circonio-cerámica y PMMA reforzado con circonio) sometiéndolas a cargas axiales de 100 N y a cargas oblicuas (30°) de 300 N, obteniendo valores similares entre todos los materiales frente a cargas axiales (16,71-21,38 MPa \approx 1000-1300 $\mu\epsilon$) y valores de microdeformación ósea mayores en los casos de cargas oblicuas (29,59-50,87 MPa \approx 1550-2500 $\mu\epsilon$) correspondiendo los valores máximos a los casos en los que se utilizó PMMA; así concluyeron que este material traslada la mayor parte del estrés al hueso peri-implantario. Los valores de microdeformación obtenidos en estos estudios, además de no ser estrictamente comparables a los de este proyecto, fueron muy superiores. Por otro lado, otros autores como Datte y cols, en otro análisis de elementos finitos, compararon diferentes materiales (circonio, cromo-cobalto, disilicato de litio y cerámica híbrida) en coronas unitarias implanto-soportadas afirmando que el uso de diferentes materiales restauradores en prótesis implanto-soportadas unitarias no tiene consecuencias en los niveles de micro-deformación provocados en el hueso que rodea al implante (Datte et al, 2018). Estos resultados fueron corroborados por una revisión sistemática que mostraba que los estudios mediante análisis de elementos finitos no pueden confirmar la influencia del uso de diferentes materiales restauradores sobre la distribución del estrés en el hueso peri-implantario (Maminskas et al, 2016).

Mediante la técnica de extensiometría, Datte y cols (Datte et al, 2018) confirman sus resultados obtenidos en el análisis de elementos finitos, sin mostrar los datos de microdeformación ósea obtenidos. Asimismo, Stegaroiu y cols (Stegaroiu et al, 2004) llegan a una conclusión similar al encontrar que el uso de materiales con diferentes módulos de elasticidad no tiene trascendencia en la microdeformación ósea peri-implantaria. En este caso, obtuvieron un rango de valores medios de microdeformación de 360,6-429,3 $\mu\epsilon$ entre cargas estáticas y dinámicas. Estos valores difieren bastante de los que se obtuvieron en este proyecto (539,7-574,6 $\mu\epsilon$). La fuerza estática aplicada fue la misma,

100 N, pero sin embargo, en su caso esta fue aplicada de manera horizontal, a 90° respecto al eje axial del implante. De este modo, la carga fue equivalente al componente lateral de una fuerza vertical de 200 N sobre una cúspide con una angulación de 30° respecto al eje longitudinal del implante. Por este motivo, sus valores de microdeformación deberían haber sido mayores que los de este proyecto. Por el contrario, en su caso, usaron en vez de una corona con forma de diente, un cilindro de 7x7mm en 3 diferentes materiales (una aleación de oro, aleación de oro recubierta de composite de alto contenido en relleno y aleación de oro recubierta de resina acrílica autopolimerizable). Al ser un elemento con mayor volumen total que la corona de este estudio, puede ser que consumiera más energía en su deformación al recibir la carga, provocando de este modo unos niveles de microdeformación ósea menores.

En cualquier caso, el proceso de medición de la microdeformación ósea es muy difícil de estandarizar en un modelo de trabajo como el de este proyecto como indican las desviaciones estándar de los valores mostrados.

Por otro lado, los resultados obtenidos muestran que la mayor deformación en el área crestal peri-implantaria es compatible con el principio de análisis de haz complejo ya comentado. Relatados los valores de microdeformación obtenidos con uno y otro material y, puesto que no hay diferencias significativas, cabe preguntar si son suficientes estos valores de estrés/deformación para iniciar los mecanismos de reabsorción ósea. Según la teoría del mecanostato de Frost (Frost HM, 1987), los únicos valores obtenidos en este estudio que podrían desencadenar un proceso de remodelación ósea en el que predominara la reabsorción frente a la aposición, serían los que se sitúan por debajo de 50 $\mu\epsilon$, debido a que el hueso situado alrededor de estos implantes entraría en la “ventana de desuso” por falta de estímulos de tensión/estrés y primarían los procesos catabólicos frente a los anabólicos en el metabolismo óseo. En este caso, en 4 de los ensayos realizados, siendo todos ellos en coronas ferulizadas. El resto de los

valores se sitúan por debajo de los 2000 $\mu\epsilon$, por lo que los mecanismos de aposición/reabsorción se encontrarían en equilibrio, en lo que se define como ventana de adaptación.

6.3 DE LA FERULIZACIÓN O NO DE LOS IMPLANTES

La buena predictibilidad de los implantes dentales unida a una mayor exigencia estética de los pacientes y al rechazo al tallado de los dientes como elemento de soporte y retención para un puente dental convencional, han conducido a un aumento de la solicitud de restitución de un diente ausente mediante una prótesis unitaria implanto-soportada. En revisiones sistemáticas se relatan tasas de supervivencia a 5 años para prótesis fijas unitarias implanto-soportadas de entre 97,6% y el 98,3% en función del material restaurador utilizado (circonio-cerámica o metal-cerámica respectivamente) (Pjetursson et al, 2018). Cuando el espacio edéntulo es la consecuencia de la pérdida de dos o más dientes contiguos y, por los mismos argumentos, el tratamiento más demandado y también más ofrecido por los profesionales es es una prótesis parcial fija implanto-soportada por 2 o 3 implantes. En el supuesto de la ausencia de dos dientes contiguos, aunque es posible otro tipo de puente en función de ciertos factores a considerar, la indicación más plausible biomecánicamente es la colocación de dos implantes no independientes, sino unidos o ferulizados por el puente o la prótesis que se les instala. La ferulización de dos implantes contiguos aumenta la superficie de carga funcional con el subsiguiente reparto y disminución del estrés transferido por cada implante al hueso peri-implantario comparado a los implantes no ferulizados. Este menor estrés y, como consecuencia la ausencia o minimización de la pérdida de hueso alrededor de los implantes ha conducido también a altas tasas de supervivencia de las prótesis parciales fijas implanto-soportadas de 2 o más unidades (93-98,7% en función de si fueron de circonio-cerámica o de metal-cerámica respectivamente) (Sailer et al, 2018).

No obstante, muchos y diferentes factores pueden influir en el éxito de estas restauraciones, unos derivadas del terreno de soporte, otros del número situación y geometría, o tratamiento de superficie del implante, y otros del diseño y material de la prótesis, entre otras causas propias de cada paciente. Todos o la gran mayoría de estos factores han sido el objetivo de estudios con evidencia científica de mayor o menor nivel. Lo más frecuente es la evaluación de fracasos de implantes y de las tasas de complicaciones biológicas. Sin embargo, el presente estudio, además de lo ya relatado, pretende establecer cuantitativamente la influencia de una prótesis unitaria y de una prótesis ferulizando dos implantes adyacentes sobre el micro-movimiento y la micodeformación transferida al complejo implante/hueso peri-implantario.

Los datos obtenidos muestran que el micro-movimiento de los implantes es significativamente diferente para una prótesis unitaria o para la que feruliza dos implantes contiguos. No obstante, e independientemente del material de restauración, se comprobó una disminución de estos valores en 25/32 de los casos (78,1%) en los implantes ferulizados, así como del valor promedio comparado a las coronas unitarias. Es posible que con un aumento de la fuerza aplicada o del tamaño de la muestra, se lograra una significación estadística. Aunque el resultado no es sorprendente, puesto que el hecho de ferulizar algo forma un complejo más rígido y menos móvil que sin ferulizar. Este argumento lógico, se aplica frecuentemente en la práctica clínica odontológica cuando con el fin de disminuir la sensación de movilidad de uno o más dientes por parte de un paciente se ferulizan con otros sin o con menor movilidad para anular esa sensación.

Aunque en 2 casos de coronas de composite de polímero de acrilato y 5 casos de coronas de circonio monolítico no se registró disminución de la micro-movilidad en los implantes ferulizados, al calcular el valor promedio si fue como lo relatado. No se encontró ningún otro estudio en la literatura que cuantificara las diferencias en los valores de micro-movimiento de implantes adyacentes si estos eran rehabilitados con coronas unitarias o ferulizadas. Sin embargo, los resultados obtenidos apoyan el uso clínico de implantes adyacentes ferulizados en

vez de dos restauraciones unitarias con el objeto de provocar un menor micro-movimiento de los implantes.

Como se comentó anteriormente, la cantidad de microdeformación o las unidades de microdeformación transmitidas al hueso que rodea a los implantes es el estímulo para que se inicie el fenómeno de la mecano-transducción y los mecanismos que regulan los procesos de aposición-reabsorción ósea (Frost HM, 1987). En este contexto, e independientemente del material de restauración, la ferulización o no de dos implantes adyacentes tiene influencia en la mayor o menor transferencia de micro-movilidad y microdeformación al complejo implante/hueso. Los resultados obtenidos muestran el mejor comportamiento de la ferulización de dos implantes contiguos tanto en valores de micro-movilidad como en los niveles de microdeformación transmitida al hueso peri-implantario comparado a la no ferulización. En el caso de la microdeformación ósea, se encontró una disminución de estos valores en 31/32 de los casos (96,9%), con una diferencia en el promedio de casi el 50%. Sin embargo, las diferencias no fueron estadísticamente significativas, salvo para las restauraciones de circonio monolítico, que sí fueron estadísticamente significativas. La ferulización también disminuye la cantidad de micro-movimiento de los implantes comparado a coronas unitarias, pero en menor proporción comparado a los valores de microdeformación ósea y sin diferencias significativas para uno u otro material. Quizás, si la fuerza aplicada o el número de muestra hubieran sido mayores, estas diferencias habrían cobrado significancia estadística.

Independientemente de lo argumentado para los datos obtenidos, numerosos autores han investigado sobre los efectos de la ferulización sobre el estrés/microdeformación ósea mediante estudios de análisis de elementos finitos, correlación de imágenes 3D, análisis fotoelástico, galgas extensiométricas e incluso estudios clínicos. Así la mayoría de los ensayos de análisis de elementos finitos mostraron una menor cantidad y mejor distribución de los niveles de estrés transferidos al hueso peri-implantario. En uno de estos estudios, Behnaz y cols (Behnaz et al, 2015) simularon una carga axial tripódica sobre un

segundo premolar y un primer molar inferior implanto-soportados, colocando los implantes rectos o angulados y ferulizando o no y obtienen valores de estrés en el hueso cortical de 17,9-29,1 MPa ($\approx 1100-1800 \mu\epsilon$) para las coronas ferulizadas y de 30,9 y 57,9 MPa ($\approx 1800-2900 \mu\epsilon$) en el caso de las coronas unitarias, concluyendo que la ferulización de coronas adyacentes provoca una mejor distribución de estrés en el hueso peri-implantario. En esta línea, otro estudio comparó el estrés transferido al hueso peri-implantario en una hemi-maxila con 3 implantes, aplicándoles una carga de 300 N con una inclinación de 10° , sin ferulizar y estando todos ferulizados y obteniendo valores de estrés de entre 1,2-2,9 MPa ($\approx 60-150 \mu\epsilon$) cuando estaban todos ferulizados y de entre 3,3-6,7 MPa ($\approx 150-330 \mu\epsilon$) cuando se encontraban sin ferulizar y la carga era ejercida sobre ellos, concluyendo también que el estrés transferido al hueso peri-implantario es menor cuando se ferulizan los implantes (Bergkvist et al, 2008).

Asimismo, otro estudio de análisis de elementos finitos ensayó cargas de 500 y 1000 N a 30° en dirección vestibular y también en dirección distal, sobre un segundo molar de manera unitaria y después ferulizado mediante una prótesis que unía este implante con otro colocado en posición del canino y obteniendo valores de estrés en el hueso peri-implantario de dicho molar sin ferulizar entre 7000-94000 $\mu\epsilon$ y de entre 18400-65000 $\mu\epsilon$ ferulizando toda la estructura; así afirman que el hecho de ferulizar los implantes reduce el estrés transmitido al hueso peri-implantario (Hassan et al, 2015). Del mismo modo, otro estudio similar, simuló mediante elementos finitos la situación de dos implantes adyacentes en posiciones de un segundo premolar y un primer molar inferior sometidos a cargas de 211 N y obteniendo valores inferiores de estrés en el hueso peri-implantario en los casos de coronas adyacentes ferulizadas (Shigemitsu et al, 2013). Por otro lado, Lemos y cols (Lemos et al, 2018) simularon una situación con 3 implantes adyacentes colocados en posiciones de primer, segundo premolar y primer molar maxilar ferulizados o no mediante prótesis cementadas o atornilladas y sometidos a cargas verticales de 400 N (100 N en cada premolar y 200 N en el molar) y cargas oblicuas de 200 N (50 N en cada premolar y 100

N en el molar) concluyendo que sólo había diferencias en la distribución del estrés en el hueso peri-implantario en los casos de coronas atornilladas sometidas a cargas oblicuas. Por último, Toniollo y cols (Toniollo et al, 2017). compararon 3 implantes mandibulares adyacentes de diferentes longitudes (regular de 11 mm y cortos de 5 mm) con prótesis unitarias o ferulizadas sometidos a fuerzas oblicuas (45°) de 200 N en el premolar y de 365 N en los molares y sólo observaron un disminución del estrés transferido al hueso peri-implantario en los casos de coronas ferulizadas en implantes cortos.

En resumen, los estudios mediante análisis de elementos finitos muestran que, además de la ferulización, otros factores pueden influir en la mayor o menor transferencia y/o localización de estrés/deformación. Aunque los datos de los análisis de elementos finitos son concluyentes a favor de la ferulización de los implantes, en cambio, los estudios de correlación de imágenes 3D muestran que a pesar de encontrar unas mejores condiciones en la distribución del estrés transferido al hueso en los casos de coronas ferulizadas comparados a las coronas unitarias, la diferencia de los valores entre ambos grupos no fueron significativas (Clelland et al, 2010; Yilmaz et al, 2011; Yilmaz et al, 2013). Esto es concordante con los datos del presente estudio, que encuentra diferencias en la microdeformación ósea entre los implantes ferulizados y los que no lo están, pero estas sólo son significativas para los casos rehabilitados con circonio monolítico.

Otro estudio llevado a cabo mediante otro método de valoración como es el análisis fotoelástico es también concordante en sus resultados con este proyecto, concluyendo que se producía una mejor distribución de las cargas en coronas ferulizadas comparando con las unitarias (Guichet et al, 2002). Por otro lado, existen también numeros estudios *in vitro* realizados mediante extensiometría que guardan alguna similitud con este proyecto. En uno de ellos se encontraron menores niveles de microdeformación en los casos en los que se ferulizaban las coronas (Block et al 2017). Sin embargo, los datos de este estudio no se pueden comparar con los de este proyecto, ya que en este caso, colocaban implantes en posiciones de canino, premolar y molares,

sometiéndolos a fuerzas cíclicas en vez de estáticas. En otro estudio, por el contrario, Nissan y cols (Nissan et al, 2010) encontraron una menor transmisión de estrés a los implantes y a las supra-estructuras protésicas en los casos de coronas unitarias y una menor transmisión de estrés a los márgenes de las restauraciones en los casos de coronas ferulizadas. Estos datos no están de acuerdo con los resultados obtenidos en el presente proyecto y esto podría ser debido a que en el estudio antes citado, las restauraciones unitarias tienen un componente de desajuste inherente entre corona/pilar y pilar/implante provocando estrés de pre-carga y cuando estas coronas son ferulizadas, existe un sumatorio de estos valores de estrés residual. En este proyecto todas las coronas tanto unitarias como ferulizadas fueron realizadas mediante técnica CAD-CAM y cemento-atornilladas, por lo que, de este modo, se pudieron minimizar los posibles desajustes entre todos los componentes protésicos.

Aunque los datos de este estudio *in vitro*, tal como lo relatado anteriormente, pueden no tener una correspondencia clínica precisa ya que es imposible reproducir las condiciones en las que se desarrolla la actividad masticatoria y las características de los elementos anatómicos y protésicos implicados, es indudable que tiene un valor cualitativo y no así cuantitativo para establecer comparaciones. Por lo tanto, son preferibles los datos obtenidos de estudios clínicos si es que se dispone de ellos.

En esta línea, se ha de resaltar el estudio clínico de Clelland y cols (Clelland et al, 2016), que reveló la no existencia de diferencias en cuanto a la pérdida de hueso marginal peri-implantario en coronas unitarias o ferulizadas, cuando los implantes fueron de más de 6 mm de longitud y, al contrario, relataron cierta ganancia ósea en implantes cortos de 6 mm restaurados con coronas unitarias a los 24 y 36 meses. Además, todos los aflojamientos de los tornillos sucedieron en coronas unitarias y la única pérdida de implante tras la carga también sucedió en un implante de 6 mm rehabilitado con una corona unitaria. De alguna manera, este estudio está de acuerdo con los datos obtenidos en este proyecto y también avala la influencia de otros factores en la

transferencia de estrés/deformación al hueso peri-implantario con reabsorción del mismo no dependiendo de la ferulización de coronas adyacentes.

6.4. SOBRE LAS LIMITACIONES DE ESTE PROYECTO DE TESIS DOCTORAL

La composición y densidad del hueso de la tibia del conejo son muy similares a las del hueso humano (Pearce et al, 2007). Consta de una cortical interna de aproximadamente 1mm, y una medular de entre 5 y 8 mm, con una densidad muy baja. La cortical externa es algo más gruesa, de entre 1.5 y 3 mm, FIGURA 16.

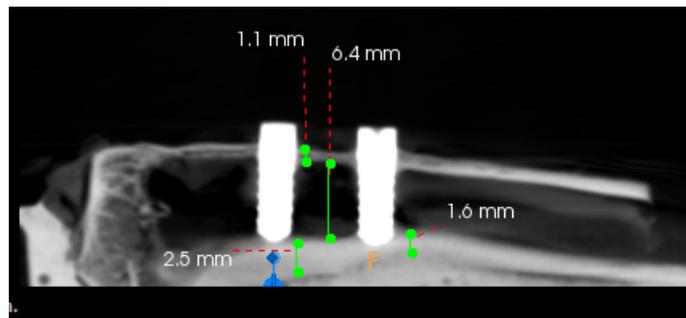


FIGURA 16. Corte axial de CBCT en el que se observa una sección de una de las tibias con los dos implantes colocados. Se señalan los grosores de las corticales y medular en diferentes puntos.

Además, el conejo presenta un recambio óseo más rápido que los humanos, por lo tanto, cabe esperar un proceso de osteointegración también más rápido; es por ello que en este caso el tiempo de osteointegración esperado fue de 6 semanas. Además, otra gran ventaja del conejo como modelo de experimentación en implantología, es que alcanza su madurez esquelética de forma temprana y posee un alto porcentaje (entre 70-80%) de hueso compacto en el eje de huesos largos y planos. Esta es la explicación por la que se decide utilizar la tibia de conejo como modelo de trabajo, evitando de este modo modelos animales de mayor tamaño, que supondrían un coste económico

superior y una peor manejabilidad quirúrgica (Stübinger and Dard, 2013). Sin embargo, uno de los principales inconvenientes de la tibia de conejo es que, si bien es cierto que su reducido tamaño nos permite una mejor manejabilidad quirúrgica, también nos permite la colocación de un número limitado de implantes (se recomienda un máximo de 3 implantes por tibia de hasta 4 mm de diámetro) (International Standard ISO 10993-6, 1994). Así se hizo con este modelo animal siguiendo esta recomendación respecto al número de implantes, con un diámetro de 3.5 mm. Sin embargo, se constató que se producían fracturas a nivel distal de la tibia y, debido a esto se decidió usar únicamente 2 implantes por tibia y de 3 mm de diámetro, colocados lo más cerca posible de la meseta tibial consiguiendo así evitar las posibles fracturas. Otro de los inconvenientes de la tibia del conejo son sus diferencias óseas a nivel macro y micro-estructural respecto al hueso humano, con una menor densidad del hueso trabecular de lo que podemos encontrar en los huesos maxilares humanos (Stübinger and Dard, 2013), lo cual puede suponer una limitación.

En este estudio se midieron los valores de micro-movimiento mediante una técnica de correlación de diferentes puntos entre dos imágenes diferentes: antes y durante la carga aplicada. Con este sistema es posible medir en los ejes “x” e “y” el desplazamiento producido en el implante. El mayor grado de movimiento se produjo en sentido vertical, esto es, en el eje “y”. No obstante, también se produjo cierto movimiento en el eje horizontal, ya que la carga se aplicó con 6° de inclinación respecto al plano oclusal que marcaban las coronas. Es por ello que se decidió realizar el procesamiento de los datos calculando el movimiento resultante entre ambos ejes. Por lo tanto, la limitación principal en este sistema de medición es la correlación manual de las imágenes tomadas antes y después de la carga.

Las mediciones de microdeformación del hueso cortical peri-implantario, se realizaron mediante galgas extensiométricas, que son

dispositivos que miden la deformación provocada en un cuerpo en la zona donde son adheridas. Registran de forma precisa la deformación de cualquier objeto sometido a estrés/deformación, en este caso del hueso crestral peri-implantario, que es donde fueron adheridas. Sin embargo, estos dispositivos son muy susceptibles a cualquier cambio o movimiento, lo que hace prácticamente imposible colocar dos galgas de manera idéntica en dos modelos de trabajo diferentes. En primer lugar, porque las áreas crestales peri-implantarias presentan irregularidades, que provocan arrugas en la galga las cuales se traducen en una deformación que realmente no está existiendo. Para evitar ese problema se intentó regularizar esa zona crestral, no obstante, aunque de menor tamaño, se siguieron formando pequeñas arrugas en la galga. Por otro lado, a pesar de que se intentó colocar cada galga exactamente en la misma posición en cada tibia (centrada en el área crestral que correspondería a la zona vestibular del implante), esta no coincidió exactamente en el mismo lugar, entre otras cosas porque la posición del implante dentro de la propia tibia era diferente, lo cual no permitió su estandarización a la hora de colocarla. Además, se colocó una sola galga uniaxial en la zona crestral la cual sólo pudo medir la micro-deformación en un único sentido y en un solo eje (x). Las combinaciones de 3 galgas extensiométricas en configuración de roseta nos habrían permitido medir la micro-deformación de manera simultánea en los 3 ejes del espacio (x, y, z) producida en el hueso crestral peri-implantario. Sin embargo, debido a la limitación de tamaño del modelo de trabajo, sólo se pudo colocar una galga extensiométrica. Todo lo relatado en este párrafo puede suponer una limitación del estudio.

En esta investigación se aplicaron cargas estáticas de 100N durante 1 segundo. Esto no reproduce las fuerzas normales de masticación para los dientes seleccionados (premolares inferiores), ya que son fuerzas complejas en intensidad, dirección y dinamicidad, por lo que no es posible determinar con exactitud las distintas direcciones de las fuerzas que se van a ejercer en dichos dientes. Si se hubieran aplicado fuerzas mayores en este estudio, probablemente se hubieran

obtenido diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes materiales y diseños de prótesis.

Se ha relatado que un primer premolar inferior recibe aproximadamente una carga de 25.5 ± 27.2 N y un segundo premolar 53.2 ± 46.6 N con una angulación respecto a la carga de unos 6° (Ogawa et al, 2011; Watanabe et al, 2005). Por otro lado, el motivo de llevar a cabo una carga estática y no cargas cíclicas fue porque para poder realizar la captura de la foto durante la aplicación de la carga y registrar los valores obtenidos se necesitaba un tiempo mayor a las décimas de segundo que dura el contacto de los dientes durante la actividad masticatoria normal. Todo esto puede ser una limitación.

Aunque los tests de carga y las mediciones del micro-movimiento y la microdeformación fueron realizadas de manera simultánea en el menor tiempo posible (24 horas), las secciones de tibia no se conservaron en un medio húmedo fisiológico, lo cual puede suponer otra limitación, ya que las propiedades mecánicas de la muestra pudieron verse afectadas (Currey JD, 1969). Sin embargo, aunque estos cambios hubieran podido modificar los resultados de los valores de micro-movimiento y microdeformación, ambos materiales fueron testados sobre un hueso con las mismas propiedades y bajo las mismas condiciones.

La gran diferencia entre los módulos elásticos de ambos materiales sometidos a ensayo, sin usar otros materiales restauradores de una rigidez intermedia, puede suponer otra limitación.

Por otro lado, todos los ensayos en el grupo de restauraciones no ferulizadas se llevó a cabo sobre una única corona unitaria de circonio monolítico o de composite de polímero de acrilato, atornillándola y destornillándola para cada implante (16 ensayos para cada material). Esto pudo haber afectado a las propiedades mecánicas del material y, por lo tanto, podría suponer otra limitación. Para disminuir este sesgo, habría sido necesario aumentar el tamaño de la muestra fabricando más coronas unitarias idénticas y realizar un único ensayo con cada una. Sin embargo, el tamaño de muestra usado en este estudio es suficiente, ya que el tamaño de efecto es grande ($f = 0.4$) y, por lo tanto, si las

diferencias entre los grupos no son muy grandes, los tests estadísticos no detectarían estas diferencias como significativas. Esto no implica que no se vayan a detectar resultados significativos, sino que la capacidad de detección de los tests tendrá alguna limitación.

6.5 IMPLICACIONES CLÍNICAS Y RECOMENDACIONES FUTURAS

Independientemente de la variabilidad y disparidad de los datos relatados en la literatura disponible, los resultados de este proyecto señalan que es posible construir restauraciones definitivas o bien temporales con material de muy diferente rigidez/elasticidad sin que tengan un efecto significativo en el micro-movimiento del implante o en la pérdida ósea peri-implantaria por una mayor transferencia de estrés/deformación.

Asimismo, clínicamente es preferible la ferulización de dos coronas adyacentes a no hacerlo y, sobre todo cuando el material restaurador a utilizar sea de alta rigidez, como el circonio monolítico.

Por otro lado, de acuerdo con los resultados obtenidos, es posible recomendar el uso de materiales de mayor rigidez en restauraciones provisionales de carga inmediata o en aquellas que vayan a permanecer más tiempo del habitual en función.

Respecto a las limitaciones anteriormente descritas, es necesario una mayor evidencia científica en el diseño y realización de futuros estudios teniendo en cuenta:

1. Un mayor tamaño muestral.
2. La aplicación de carga cíclica equivalente en tiempo y frecuencia a la masticación habitual.
3. La utilización de otros materiales de uso frecuente en restauraciones definitivas y provisionales sin tanta diferencia en sus propiedades mecánicas respecto a los dos utilizados.

4. Implementar estudios clínicos aleatorizados a doble ciego con control de las variables de confusión y de los modificadores del efecto, si es posible.

7. Conclusiones

De acuerdo con los resultados obtenidos y los objetivos planteados, además de tener en cuenta las limitaciones de este tipo de estudios, se pueden deducir las siguientes conclusiones:

1. Las restauraciones unitarias (coronas) construidas en circonio monolítico (mayor rigidez) o de composite de polímero de acrilato (menor rigidez) no influyen significativamente en el micro-movimiento de los implantes. No obstante, en todos los casos restaurados con circonio monolítico se produjo un menor micro-movimiento implantario.
2. Los valores de microdeformación ósea peri-implantaria no reflejaron diferencias significativas en coronas unitarias de circonio monolítico comparadas a las de composite de polímero de acrilato. Sin embargo, la mayor parte de las coronas de composite de polímero de acrilato provocaron un menor promedio de microdeformación ósea comparadas a las de circonio monolítico.
3. La ferulización de dos implantes adyacentes provocó una disminución no significativa del micro-movimiento de los mismos, tanto si la restauración era de composite de polímero de acrilato o de circonio monolítico.
4. Los niveles de microdeformación ósea peri-implantaria fueron significativamente menores en los implantes correspondientes a las dos coronas adyacentes ferulizadas comparadas a las unitarias, tanto para uno como para otro material, pero sólo mostrando significación estadística cuando el material empleado era circonio monolítico.
5. No se encontró correlación estadística entre los valores ISQ en la medición de la estabilidad secundaria y el micro-movimiento de los implantes con ningún tipo de material restaurador empleado.

6. De acuerdo con los resultados obtenidos la primera hipótesis de trabajo formulada respecto a la menor microdeformación del hueso peri-implantario y menor micro-movimiento de los implantes provocado por materiales de restauración más rígidos debe de ser rechazada. La segunda hipótesis enunciada acerca de que la ferulización de implantes adyacentes causa una disminución del micro-movimiento implantario y de la microdeformación ósea peri-implantaria debe ser también rechazada.

8. Bibliografía

REFERENCIAS

Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J.* 2014;8:50-5.

Abdullah AO, Pollington S, Liu Y. Comparison between direct chairside and digitally fabricated temporary crowns. *Dent Mater J.* 2018;37:957-63.

Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:129-36.

Agustín-Panadero R. Estudio comparativo in vitro del comportamiento de las cerámicas de recubrimiento según el núcleo: óxido de circonio y metal. [Tesis doctoral]. Universidad de Valencia; Junio, 2012.

Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ, Kononen MH. Maximal bite force and its Association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of Young adults. *Cranio.* 2003;21:248-52.

Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52:155-70.

Al-Thobity AM, Kutkut A, Almas K. Microthreaded Implants and Crestal Bone Loss: A Systematic Review. *J Oral Implantol.* 2017;43:157-66.

Aljateeli M, Wang HL. Implant microdesigns and their impact on osseointegration. *Implant Dent.* 2013;22:127-32

Aparna IN, Dhanasekar B, Lingeshwar D, Gupta L. Implant crest module: a review of biomechanical considerations. *Indian J Dent Res.* 2012;23:257-63

Arinc H. Implant-supported fixed partial prostheses with different prosthetic materials: a three-dimensional finite element stress analysis. *Implant Dent.* 2018;27:303-10.

Asaoka K, Kuwayama N, Okuno O, Miura I. Mechanical properties and biomechanical compatibility of porous titanium for dental implants. *J Biomed Mater Res.* 1985;19:699-713.

Baggi L, Cappelloni I, Maceri F, Vairo G. Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simul Model Pract Th.* 2008;16:971-87.

Bahat O, Sullivan RM. Parameters for successful implant integration revisited part I: immediate loading considered in light of the original prerequisites for osseointegration. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12 Suppl 1:e2-12.

Bal BT, Cağlar A, Aydın C, Yılmaz H, Bankoğlu M, Eser A. Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28:e27-38.

Bankoğlu Güngör M, Yılmaz H. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2016;116:346-55.

Behnaz E, Ramin M, Abbasi S, Pouya MA, Mahmood F. The effect of implant angulation and splinting on stress distribution in implant body and supporting bone: a finite element analysis. *Eur J Dent*. 2015;9:311-8.

Bergkvist G, Simonsson K, Rydberg K, Johansson F, Dérand T. A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008;10:40-6.

Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent*. 1992;1:289-94.

Bijjargi S, Chowdhary R. Stress dissipation in the bone through various crown materials of dental implant restoration: a 2-D finite element analysis. *J Investig Clin Dent*. 2013;4:172-7.

Block J, Matalon S, Tanase G, Ormianer Z. Effect of restorative configurations and occlusal schemes on strain levels in bone surrounding implants. *Implant Dent*. 2017;26:574-80.

Block MS. Dental implants: The last 100 years. *J Oral Maxillofac Surg.* 2018;76:11-26.

Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol 2000.* 2017;73:22-40.

Brånemark PI. Introduction to osseointegration. En: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence, 1985:11-76.

Brizuela VA. *Biomecánica en prótesis fija implantosoportada mandibular de arcada completa.* [Tesis Doctoral]. Universidad de Oviedo; Junio 2011

Brizuela VA, Álvarez AA, Gil MFJ, Herrero CM, Chávarri PD, Chento VY, Diguez PM. Relationship between insertion torque and resonance frequency measurement, performed by resonance frequency analysis, in micro mobility of dental implants: an in vitro study. *Implant Dent.* 2015;24:607-11.

Brizuela-Velasco A, Garcia-Anduaga G, Solaberrieta-Mendez E, Martin-Blanco N, Chento-Valiente, Y, Alvarez-Arenal A, et al. Assessing dental implant stability using acoustic sound analysis. *DYNA.* 2016;91:459-64.

Brizuela-Velasco A, Pérez-Pevida E, Jiménez-Garrudo A, Gil-Mur FJ, Manero JM, Punset-Fuste M, et al. Mechanical characterisation

and biomechanical and biological behaviours of Ti-Zr binary-alloy dental implants. *BioMed Res Int.* 2017;1-10.

Brune A, Stiesch M, Eisenburger M, Greuling A. The effect of different occlusal contact situations on peri-implant bone stress - A contact finite element analysis of indirect axial loading. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2019;99:367-73.

Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implantol Update.* 1993;4:77-81.

Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000.* 2017;73:7-21.

Çaglar A, Bal BT, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarısoy S. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26:961-9.

Canfield AE, Doherty MJ, Ashton BA. Osteogenic potential of vascular pericytes. En: Davies JE, eds. *Bone engineering.* Toronto: EM Squared Incorporated, 2000:143-51.

Cano-Sánchez J, Campo-Trapero J, Sánchez-Gutiérrez JJ, Bascones-Martínez A. Mecanobiología de los huesos maxilares. II. Remodelación ósea. *Av Odontoestomatol.* 2008;24:177-86.

Cano J, Campo J, Palacios B, Bascones A. Mechanobiology of maxillary bones. I. General concepts. *Av Odontoestomatol.* 2007;23:347-58.

Carinci F, Brunelli G, Danza M. Platform switching and bone platform switching. *J Oral Implantol.* 2009;35:245-50.

Choy E, Kydd WL. Bite force duration: a diagnostic procedure for mandibular dysfunction. *J Prosthet Dent.* 1988;60:365-8.

Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6:391-8.

Clelland NL, Seidt JD, Daroz LG, McGlumphy EA. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:953-9.

Clelland N, Chaudhry J, Rashid RG, McGlumphy E. Split-Mouth Comparison of Splinted and Nonsplinted Prostheses on Short Implants: 3-Year Results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31:1135-41.

Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences.* 2nd ed. New York: Routledge Academic; 1988:273-406.

Cozzolino F, Apicella D, Wang G, Apicella A, Sorrentino R. Implant-to-bone force transmission: a pilot study for in vivo strain gauge measurement technique. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;90:173-81.

Currey JD. The mechanical consequences of variation in the mineral content of bone. *J Biomech* 1969;2:1-11.

Curtis DA, Sharma A, Finzen FC, Kao TR. Occlusal considerations for implant restorations in the partially edentulous Patient. *J Calif Dent Assoc.* 2000;28:771-9.

Datte CE, Tribst JP, Dal Piva AO, Nishioka RS, Bottino MA, Evangelhista AM, Monteiro FMM, Borges AL. Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *J Clin Exp Dent.* 2018;10:e439-44.

Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ.* 2003;67:932-49.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Influence of prosthesis material on the loading of implants that support a fixed partial prosthesis: in vivo study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2:100-9.

Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:207-18.

Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The effect of framework design on stress distribution in implant- supported FPDs: A 3-D FEM study. *Eur J Dent.* 2010;4:374-82.

Eraslan O, Sevimay et al M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures: a finite element analysis. *J Oral Rehabilitation*. 2005;32:273-8.

Esposito M, Coulthard P, Thomsen P, Worthington HV. The role of implant surface modifications, shape and material on the success of osseointegrated dental implants. A Cochrane systematic review. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2005;13:15-31.

Esposito M, Grusovin MG, Willings M, Coulthard P, Worthington HV. The effectiveness of immediate, early, and conventional loading of dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:893-904.

Esposito M, Grusovin MG, Maghaireh H, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2013;28:CD003878.

Falk J, Laurell L, Lundgren D. Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant supported prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5:70-7.

Fan X, Roy E, Zhu L, Murphy TC, Ackert-Bicknell C, Hart CM, Rosen C, Nanes MS, Rubin J. Nitric oxide regulates RANKL and OPG expression in bone marrow stromal cells. *Endocrinology*. 2004;145:751-9.

Fernández-Tresguerres I, Alobera MA, del Canto M, Blanco L. Bases fisiológicas de la regeneración ósea I. Histología y fisiología del tejido óseo. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11:47-51.

Frost HM. Bone “mass” and the “mechanostat”: a proposal. *Anat Rec*. 1987;219:1-9.

Frost HM. Wolff’s Law and bone’s structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthodont*. 1994;64:175-88.

Gao SS, Zhang YR, Zhu ZL, Yu HY. Micromotions and combined damages at the dental implant/bone interface. *Int J Oral Sci*. 2012;4:182-8.

Garaicoa-Pazmiño C, Suárez-López del Amo F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, Wang HL. Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: a systematic review. *J Periodontol*. 2014;85:1214-21.

Gehrke SA, Marin GW. Biomechanical evaluation of dental implants with three different designs: removal torque and frequency analysis in rabbits. *Ann Anat*. 2015;199:30-5.

Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite force. *J Prosthet Dent*. 1986;56:226-9.

Graf H, Geering AH. Rationale for clinical application of different occlusal philosophies. *Oral Sci Rev.* 1977;10:1-10.

Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent* 2002;87:528-35.

Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle CH. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:428-34.

Grigoriadis A, Johansson RS, Trulsson M. Adaptability of mastication in subjects with implant-supported bridges. *J Clin Periodontol.* 2011;38:395-404.

Grossmann Y, Finger IM, Block MS. Indications for splinting implant restorations. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63:1642-52.

Hämmerle CH, Wagner D, Brägger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, Lang NP. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6:83-90.

Haroldson T, Zarb GA. A 10 year follow up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implants bridges. *Scand J Dent Res.* 1988;96:243-52.

Hasan I, Bourauel C, Keilig L, Stark H, Lückerrath W. The effect of implant splinting on the load distribution in bone bed around implant-supported fixed prosthesis with different framework materials: A finite element study. *Ann Anat.* 2015;199:43-51.

Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scan.* 1977;35:297-303.

Hobkirk JA, Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:345-52.

Holst S, Geiselhoeringer H, Wichmann M, Holst AI. The effect of provisional restoration type on micromovement of implants. *J Prosthet Dent.* 2008;100:173-82.

Huettig F, Prutscher A, Goldammer C, Kreutzer CA, Weber H. First clinical experiences with CAD/CAM-fabricated PMMA-based fixed dental prostheses as long-term temporaries. *Clin Oral Investig.* 2016;20:161-8.

Iezzi G, Degidi M, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A. Bone response to submerged, unloaded implants inserted in poor bone sites: a histological and histomorphometrical study of 8 titanium implants retrieved from man. *J Oral Implantol.* 2005;31:225-33.

Insua A, Monje A, Wang HL, Miron RJ. Basis of bone metabolism around dental implants during osseointegration and peri-implant bone loss. *J Biomed Mater Res A.* 2017;105:2075-89.

International Standard ISO 10993-6. Biological evaluation of medical devices 1994;6:1-11.

Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Impl Res. 1996;7:143-52.

Jacobs R, van Steenberghe D. Comparative evaluation of the oral tactile function by means of teeth or implant-supported prostheses. Clin Oral Implants Res. 1991;2:75-80.

Kaku M, Uoshima K, Yamashita Y, Miura H. Investigation of periodontal ligament reaction upon excessive occlusal load. Osteopontin induction among periodontal ligament cells. J Periodont. 2005;40:59-66.

Kan JP, Judge RB, Palamara JE. In vitro bone strain analysis of implant following occlusal overload. Clin Oral Implants Res. 2014;25:e73-82.

Karabuda ZC, Abdel-Hag J, Arisan V. Stability, marginal bone loss and survival of standard and modified sand-blasted, acid-etched implants in bilateral edentulous spaces: a prospective 15-month evaluation. Clin Oral Impl Res. 2011;22:840-49.

Kaur M, Singh K. Review on titanium and titanium based alloys as biomaterials for orthopaedic applications. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2019;112:844-62.

Kilkenny C, Browne WJ, Cuthill IC, Emerson M, Altman DG. Improving bioscience research reporting: The ARRIVE guidelines for reporting animal research. *J Pharmacol Pharmacother.* 2010;1:94-9.

Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:26-35.

Kirk RE. *Experimental design: Procedures for the behavioral sciences.* 3rd ed. Pacific Grove: R Brooks/Cole; 1995:197-8.

Klein-Nulend J, Bacabac RG, Mullender MG. Mechanobiology of bone tissue. *Path Biologie.* 2005;53:576-80.

Klineberg IJ, Trulsson M, Murray GM. Occlusion on implants - is there a problem? *J Oral Rehabil.* 2012;39:522-37.

Lang NP, Araújo M, Karring T. Formación de hueso Alveolar. En: Lindhe J. ed. *Periodontología Clínica e Implantología Odontológica.* Buenos Aires: Médica Panamericana, 2008: 907-39.

Lanyon LE, Rubin CT, Raisz LE, Marotti G, Less H. Osteocytes, strain detection, bone modeling and remodeling. *Calcif Tissue Int.* 1993;53:102-7.

Leckholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. En: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence, 1985: 199-210.

Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2012;100:1044-5.

Lemos CAA, Verri FR, Santiago JF Júnior, Almeida DAF, Batista VES, Noritomi PY, Pellizzer DP. Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. *Braz Dent J.* 2018;29:30-5.

Li J, Yin X, Huang L, Mouraret S, Brunski JB, Cordova L, Salmon B, Helms JA. Relationships among Bone Quality, Implant Osseointegration, and Wnt Signaling. *J Dent Res.* 2017;96:822-31.

Lima de Andrade C, Carvalho MA, Bordin D, da Silva WJ, Del Bel Cury AA, Sotto-Maior BS. Biomechanical behavior of the dental implant macrodesign. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017;32:264-70.

Lozano-Carrascal N, Salomó-Coll O, Gilabert-Cerdà M, Farré-Pagés N, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2016;21:e214-21.

Maggiolo J. *Manuel de l'art du dentiste.* Sidney: Wentworth Press; 2018.

Maminskas J, Puisys A, Kuoppala R, Raustia A, Juodzbaly G. The prosthetic influence and biomechanics on peri-Implant strain: a systematic literature review of finite element studies. *J Oral Maxillofac Res.* 2016;7:e4.

Markovic A, Calvo-Guirado JL, Lazic Z, Gómez-Moreno G, Calasan D, Guardia J, Colic S, Aguilar-Salvatierra A, Gacic B, Delgado-Ruiz R, Janjic B, Misic T. Evaluation of primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants. A 12-week clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15:341-9.

Martin DE, Severns AE. Determination of mechanical stiffness of bone by pQCT measurements: correlation with nondestructive mechanical four-point bending test data. *J Biomech* 2004;37:1289-93.

Mateos-Moreno B, Herrero-Climent M, Lázaro Calvo P, Mas-Bermejo C, Sanz Alonso M. Métodos clínicos para valoración de la estabilidad de la interfase implante-hueso. *Periodoncia.* 2001;11:323-36.

Menini M, Pesce P, Bevilacqua M, Pera F, Tealdo T, Barberis F, Pera P. Effect of framework in an implant-supported full-Arch fixed prosthesis: 3D finite element analysis. *Int J Prosthodont.* 2015;28:627-30.

Mericske-Stern R, Venetz E, Fahrländer F, Bürgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. J Prosthet Dent. 2000;84:535-47.

Misch CE. Bone classification, training keys to implant success. Dent Today. 1989;8:39-44.

Misch CE, Bidez A. A scientific rationale for dental implant. En: Misch CE, ed. Contemporary Implant Dentistry. St Louis: Mosby, 1999: 329-43.

Misch CE. Justificación de los implantes dentales. En: Misch CE, ed. Prótesis Dental Sobre Implantes. Madrid: Elsevier; 2005: 1-15.

Misch CE. Factores de fuerza relacionados con el estado del paciente. En: Misch CE, ed. Prótesis Dental Sobre Implantes. Madrid: Elsevier; 2005: 91-104.

Misch CE. Dientes naturales adyacentes a múltiples implantes. En: Misch CE, ed. Prótesis Dental Sobre Implantes. Madrid: Elsevier; 2005: 180-95.

Miyamoto Y, Koretake K, Hirata M, Kubo T, Akagawa Y. Influence of static overload on the bony interface around implants in dogs. Int J Prosthodont. 2008;21:437-44.

Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:425-31.

Mundy GR. Cytokines and growth factors in the regulation of bone remodeling. *J Bone Miner Res.* 1993;8:505-10.

Neyt JG, Buckwalter JA, Carroll NC. Use of animal models in musculoskeletal research. *Iowa Orthop J.* 1998;18:118-23.

Nissan J, Ghelfan O, Gross M, Chaushu G. Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported fixed cemented restorations. *J Oral Rehabil.* 2010;37:658-62.

Novaes AB Jr, de Souza SL, de Barros RR, Pereira KK, Iezzi G, Piattelli A. Influence of implant surfaces on osseointegration. *Braz Dent J.* 2010;21:471-81.

Ogawa T, Suzuki T, Oishi N, Zhang X, Naert I, Sasaki K. Tactile sensation and occlusal loading condition of mandibular premolars and molars. *Odontology.* 2011;99:193-6.

Ohta K, Takechi M, Minami M, Shigeishi H, Hiraoka M, Nishimura M, Kamata N. Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device. *J Oral Rehabil.* 2010;37:131-7.

Pagliani L, Sennerby L, Petersson A, Verrocchi D, Volpe S, Andersson P. The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: an in vitro study. *J Oral Rehabil.* 2013;40:221-7.

Park IP, Kim SK, Lee SJ, Lee JH. The relationship between initial implant stability quotient values and bone-to-implant contact ratio in the rabbit tibia. *J Adv Prosthodont.* 2011;3:76-80.

Pearce A, Richards RG, Milz S, Schneider E, Pearce SG. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *Eur Cell Mater.* 2007;13:1-10.

Peck CC. Biomechanics of occlusion-implications for oral rehabilitation. *J Oral Rehabil.* 2016;43:205-14.

Pérez-Pevida E, Brizuela-Velasco A, Chávarri-Prado D, Jiménez-Garrudo A, Sánchez-Lasheras F, Solaberrieta-Méndez E, et al. Biomechanical consequences of the elastic properties of dental implant alloys on the supporting bone: finite element analysis. *Biomed Res Int.* 2016;2016:1850401.

Pérez-Pevida E. Análisis biomecánico de la influencia del material de fabricación de implantes dentales en la transferencia de carga al terreno de soporte. [Tesis Doctoral]. Universidad de Zaragoza; Junio, 2017.

Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, Pellizzer EP. Use of stress analysis methods to

evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol.* 2014;40:217-28.

Piotrowski B, Baptista AA, Patoor E, Bravetti P, Eberhardt A, Laheurte P. Interaction of bone-dental implant with new ultra low modulus alloy using a numerical approach. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014;38:151-60.

Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater.* 2015;31:624-39.

Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:199-214.

Powers, JM; Wataha JC. Properties of materials. En: Powers, JM; Wataha JC; Chen YW, eds. *Dental Materials.* St. Louis: Elsevier; 2016: 15-26.

Powers, JM; Wataha JC. Dental ceramics. En: Powers, JM; Wataha JC; Chen YW, eds. *Dental Materials.* St. Louis: Elsevier; 2016: 192-213.

Raadsheer MC, Van Eijden TMGJ, Van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite magnitude. *J Dent Res.* 1999;78:31-42.

Raisz LG, Fall PM. Biphasic effects of Prostaglandin E2 on bone formation in cultured fetal rat calvariae: interactions with cortisol. *Endocrinology*. 1990;126:1654-9.

Rangert B, Jemt T, Jónéus L. Forces and moments on Brånemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;3:241-7.

Ring ME. El siglo XVIII en Europa. En: *Historia Ilustrada de la Odontología*. Barcelona: Ed. Doyma; 1989:157-82.

Robinson D, Aguilar L, Gatti A, Abduo J, Lee PVS, Ackland D. Load response of the natural tooth and dental implant: A comparative biomechanics study. *J Adv Prosthodont*. 2019;11:169-78.

Romanos GE. Biomolecular cell-signaling mechanisms and dental implants: a review on the regulatory molecular biologic patterns under functional and immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31:939-51.

Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29:184-98.

Sawin PB. Morphogenetic studies of the rabbit; regional specificity of hereditary factors affecting homoeotic variations in the axial skeleton. *J Exp Zool.* 1945;100:301-29.

Sawin PB, Crary DD. Genetics of skeletal deformities in the domestic rabbit (*Oryctolagus cuniculus*). *Clin Orthop Relat Res.* 1964;33:71-90.

Sawin PB, Ranlett M, Crary DD. Morphogenetic studies of the rabbit. XXIX. Accessory ossification centers at the occipitovertebral articulation of the dachs (chondrodystrophy) rabbit. *Am J Anat.* 1962;111:239-57.

Sekine H, Komiyama Y, Hotta H, Yoshida K. Mobility characteristics and tactile sensitivity of ossointegrated fixture-supporting systems. En: Van Steenberghe D. ed. *Tissue integration in oral maxillofacial reconstruction.* Amsterdam: Excerpta Medica. 1986: 326-32.

Schenk RK, Hjørting-Hansen E, Buser D. Bone integration of implants. *Forum Implantologicum.* 2006;2:14-23.

Schulte W. Implants and the periodontium. *Int Dent J.* 1995;45:16-26.

Schwitalla A, Müller WD. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol.* 2013;39:743-9.

Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech.* 2015;48:1-7.

Shadid RM, Sadaqah NR, Othman SA. Does the Implant Surgical Technique Affect the Primary and/or Secondary Stability of Dental Implants? A Systematic Review. *Int J Dent.* 2014;2014:204838.

Shigemitsu R, Ogawa T, Matsumoto T, Yoda N, Gunji Y, Yamakawa Y, et al. Stress distribution in the peri-implant bone with splinted and non-splinted implants by in vivo loading data-based finite element analysis. *Odontology.* 2013;101:222-6.

Shillingburg Jr HT. *Fundamentals of fixed prosthodontics.* 4th ed. Chicago: Quintessence; 2012: 81-97.

Siadat H, Alikhasi M, Beyabanaki E. Interim prosthesis options for dental implants. *J Prosthodont.* 2017;26:331-8.

Sivaraman K, Chopra A, Narayan AI, Balakrishnan D. Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. *J Prosthodont Res.* 2018;62:121-33.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49:843-8.

Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent.* 2003;12:306-17.

Stegaroiu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:735-42.

Sterck JGH, Klein-Nulend J, Lips P, Burger EH. Response of normal and osteoporotic human bone cells to mechanical stress in Vitro. *Am J Physiol.* 1998;274:1113-20.

Stübinger S, Dard M. The rabbit as experimental model for research in implant dentistry and related tissue regeneration. *J Invest Surg.* 2013;26:266-82.

Suzawa T, Miyaura C, Inada M, Maruyama T, Sugimoto Y, Ushikubo F, et al. The role of prostaglandin E receptor subtypes (EP1, EP2, EP3, and EP4) in bone resorption: an analysis using specific agonists for the respective EPs. *Endocrinology.* 2000;141:1554-9.

Svensson KG, Trulsson M. Force control during food holding and biting in subjects with tooth or implant-supported fixed prosthesis. *J Clin Periodontol.* 2011;38:1137-47.

Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res.* 1998;43:192-203.

Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:654-66.

Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:127-36.

Terai K, Takano-Yamamoto T, Ohba Y, Hiura K, Sugimoto M, Sato M, Kawahata H, Inaguma N, Kitamura Y, Nomura S. Role of osteopontin in bone remodeling caused by mechanical stress. *J Bone Miner Res* 1999;14:839-49.

Terheyden H, Lang NO, Bierbaum S, Stadlinger B. Osseointegration-communication of cells. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:1127-35.

The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent.* 2017;117:e1-105.

Thomé E, Lee HJ, Sartori IA, Trevisan RL, Luiz J, Tiozzi R. A randomized controlled trial comparing interim acrylic prostheses with and without cast metal base for immediate loading of dental implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26:1414-20.

Toniollo MB, Macedo AP, Pupim D, Zapparoli D, da Gloria Chiarello de Mattos M. Finite element analysis of bone stress in the posterior mandible using regular and short implants, in the same context, with splinted and nonsplinted prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32:e199-206.

Trisi P, Carlesi T, Colagiovanni M, Perfetti G. Implant stability quotient (ISQ) vs direct in vitro measurement of primary stability (micromotion): effect of bone density and insertion torque. *J Osteol Biomater.* 2010;1:141-9.

Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health.* 2008;8:32.

Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Comparison of strains for splinted and nonsplinted screw-retained prostheses on short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26:1176-82.

Yilmaz B, Mess J, Seidt J, Clelland NL. Strain comparisons for splinted and nonsplinted cement-retained implant crowns. *Int J Prosthodont.* 2013;26:235-8.

Yoda N, Gunji Y, Ogawa T, Kawata T, Sasaki K. In vivo load measurement for evaluating the splinting effects of implant-supported superstructures: a pilot study. *Int J Prosthodont.* 2013;26:143-6.

Van Eijden TM. Three dimensional analyses of human bite force magnitude and moment. *Archs Oral Biol.* 1991;36:535-9.

Vega JM. Propiedades físicas mecánicas de los materiales odontológicos (I): principios generales sobre ensayos tecnológicos aplicados a los materiales dentales. En: Vega JM, ed. *Materiales en odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos.* Madrid: Avances; 1996:161-75.

Watanabe M, Hatori Y, Satoh Ch. Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion. *International Congress Series.* 2005;1284:21-7.

Weinnberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8:19-31.

Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res.* 1976;55:772-7.

Williams WN, Levin AC, LaPointe LL, Cornell CE. Bite force discrimination by individuals with complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1985;54:146-50.

Wilson TG Jr, Miller RJ, Trushkowsky R, Dard M. Tapered implants in dentistry: revitalizing concepts with technology: a review. *Adv Dent Res.* 2016;28:4-9.

Wiskott HWA, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Impl Res.* 1999;10:429-44.

Yao J, Li J, Wang Y, Huang H. Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling. *J Prosthet Dent.* 2014;112:649-57.

Zöllner A, Ganeles J, Korostoff J, Guerra F, Krafft T, Brägger U. Immediate and early non-occlusal loading of Straumann implants with a chemically modified surface (SLActive) in the posterior mandible and maxilla: interim results from a prospective multicenter randomized-controlled study. *Clin Oral Implant Res.* 2008;19:442-50.

9. Anexos

I. Guía ARRIVE

Guía ARRIVE		
	Ítem	Recomendación
TÍTULO	1	Describir de forma precisa y concisa el contenido del artículo.
RESUMEN	2	Resumir de forma precisa los antecedentes, los objetivos del estudio incluyendo detalles de las especies o estirpes animales utilizadas, métodos clave, principales hallazgos y conclusiones.
INTRODUCCIÓN Antecedentes	3	a. Incluir antecedentes científicos suficientes (incluyendo referencias relevantes previas) para poder entender la motivación y el contexto del estudio y explicar la intervención experimental y la razón fundamental.
		a. Explicar cómo y por qué con el modelo animal usado se pueden conseguir los objetivos científicos, y la trascendencia en la biología humana cuando corresponda.
Objetivos	4	Describir de forma clara los objetivos primarios y secundarios del estudio así como las hipótesis del mismo.
MÉTODOS Declaración ética	5	Indicar la naturaleza de los permisos de revisión ética, licencias relevantes y pautas nacionales o institucionales para el cuidado y uso de animales.
Diseño del estudio	6	Dar, para cada experimento, breves detalles del diseño que incluyan:
		b. Número de grupos test y control.
		a. Los pasos dados para minimizar posibles sesgos al asignar cada animal a un grupo de estudio (ej. aleatorización) y al evaluar los resultados (asignación de ciegos si los hubiera).

		<p>c. La unidad experimental (un único animal, un grupo o jaula de animales).</p> <p>Puede ser útil un diagrama de tiempos que explique cómo se llevó a cabo el diseño del estudio.</p>
Procedimientos experimentales	7	Para cada estudio y grupo experimental, incluyendo los controles, dar detalles precisos de todos los procedimientos llevados a cabo. Por ejemplo:
		d. Cómo (formulación y dosis de medicación, lugar y vía de administración, anestesia y analgesia utilizada, monitorización, procedimiento quirúrgico, método de eutanasia). Dar detalles de cualquier equipo especial utilizado y de sus proveedores.
		b. Cuándo (hora del día).
		b. Dónde (jaula, laboratorio).
		a. Por qué (razonamiento de la elección del anestésico, de la vía de administración, de la dosis usada).
Animales de experimentación	8	b. Dar detalles de los animales usados, incluyendo especies, raza, sexo, estado de desarrollo (media o mediana y rango) y peso (media o mediana y rango).
		a. Dar información relevante acerca del origen de los animales, nomenclatura internacional de la raza, estado genético, genotipo, estado de salud/inmunidad, procedimientos previos, etc.
Alojamiento y cría	9	Dar detalles de:
		b. Alojamiento (libre de patógenos o no, tipo de jaula, material de la cama, número de acompañantes en la jaula).
		b. Condiciones de cría (programa de alimentación, ciclos de luz y oscuridad, temperatura, tipo de alimento, acceso a la comida y agua).
		a. Evaluaciones relacionadas con el bienestar e intervenciones que fueron llevadas a cabo antes, durante o tras el estudio.

Tamaño muestral	10	b. Especificar el número total de animales usados en cada estudio y el número de animales en cada grupo experimental.
		b. Explicar cómo se decidió el número de animales a usar. Dar detalles del cálculo de tamaño muestral usado.
		b. Indicar el número de repeticiones independientes de cada estudio si corresponde.
Asignación de los animales a cada grupo experimental	11	c. Dar todos los detalles de la asignación de los animales a cada grupo de experimentación.
		1. Describir el orden en el cual los animales fueron tratados y evaluados en los diferentes grupos experimentales.
Resultados experimentales	12	Definir de forma clara los resultados primarios y secundarios obtenidos
Métodos estadísticos	13	1. Detallar los métodos estadísticos usados para cada análisis.
		1. Especificar la unidad de análisis para cada grupo de datos (ej. Un único animal, grupo de animales, etc.)
		1. Describir los métodos usados para evaluar si los datos cumplen los supuestos de la estadística realizada.
RESULTADOS Datos de base	14	Explicar, para cada grupo experimental, las características relevantes y estado de salud (peso, estado microbiológico, etc.) antes del tratamiento o del ensayo.
Número de análisis realizados	15	1. Indicar el número de animales de cada grupo incluido en cada análisis. Dar números absolutos (ej. 10/20, no 50%).
		1. Si no se incluye algún animal o dato en el estudio, explicarlo.
Resultados y estimación	16	Explicar los resultados para cada análisis realizado con una medida precisa (ej. Error estándar o intervalo de confianza).

Sucesos adversos	17	1. Detallar todos los sucesos adversos para cada grupo experimental.
		1. Explicar las modificaciones del protocolo experimental llevadas a cabo para reducir acontecimientos adversos.
DISCUSIÓN Interpretación/ Implicaciones científicas	18	1. Interpretar los resultados teniendo en cuenta los objetivos e hipótesis del estudio, la teoría actual y otros estudios relevantes en la literatura.
		1. Comentar las limitaciones del estudio incluyendo cualquier posible sesgo, limitaciones del modelo animal y la imprecisión asociada a los resultados.
		1. Describir cualquier implicación de los métodos experimentales o descubrimientos sobre el recambio, refinamiento o reducción (las 3Rs) en el uso de animales en investigación.
Generalización /Traslación	19	Comentar si los descubrimientos del estudio son trasladables a otras especies o si tiene relevancia en la biología humana.
Financiación	20	Enumerar todas las fuentes de financiación (incluyendo el número de subvención) y el rol del financiador en el estudio.