

UNIVERSIDAD DE OVIEDO

Departamento de Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas

**INFLUENCIA BIOMECÁNICA DEL ESTRECHAMIENTO
DE PLATAFORMA EN PRÓTESIS FIJA
IMPLANTOSOPORTADA**

TESIS DOCTORAL

AUTOR

Luis Segura-Mori Sarabia

Enero 2011

DIRECTORES

Dr. Ángel Álvarez Arenal

Dr. Ignacio González González

Dr. Fernando Sánchez Lasheras

AGRADECIMIENTOS

A mi mentor universitario, el Prof. Dr. Ángel Álvarez Arenal, Catedrático de Prótesis y Oclusión de la Universidad de Oviedo, por su incondicional, exhaustiva y constante aportación en todos los ámbitos que conciernen a la realización de este trabajo de investigación.

A la Odontóloga Lucía Álvarez San Miguel, quien da sentido a mi vida, por su infinita generosidad, paciencia y apoyo, imprescindibles para poder llevar a cabo esta tesis doctoral.

Al Odontólogo Jaime Díaz Vigil-Escalera, mi mentor clínico, a quien le debo gran parte de mis méritos profesionales al poner a mi disposición toda su sabiduría y experiencia.

Al Dr. Ingeniero Fernando Sánchez Lasheras, responsable del diseño del análisis mediante elementos finitos, pilar básico de este proyecto.

A todos aquellos que de alguna u otra manera han contribuido al desarrollo de ésta tesis doctoral.

AGRADECIMIENTO ESPECIAL

A mi madre, la persona que más admiro y mi inagotable fuente de motivación, quien jamás ha cesado en su empeño por guiarme en el buen camino y, enfrentándose con gran valentía a profundas adversidades de la vida, consiguió hacer de mí lo que soy hoy en día. Nunca le podré devolver todo lo que me ha dado.

ÍNDICE

	Páginas
I. INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN.....	5
II. ESTADO ACTUAL DEL TEMA	9
1. Del tratamiento con prótesis sobre implantes	
2. De los principios biológicos del tratamiento con implantes	
3. De la biomecánica aplicada a la implantología	
4. Del estrechamiento de plataforma	
III. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS.....	56
1. Definición de la hipótesis	
2. Objetivos	
IV. MATERIAL Y METODOLOGÍA.....	60
1. Modelo de trabajo o espécimen	
2. Modelización de los componentes	
3. Procedimientos de registro y medida	
4. Análisis estadístico	
V. RESULTADOS	72
1. Estrés-deformación transferido a implante y hueso periimplantario	
2. Estrés-deformación transferido a pilar y tornillo	
3. Localización y distribución del estrés transferido a implante y hueso	
4. Localización y distribución del estrés transferido a los aditamentos protésicos	
VI. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS.....	101
1. Del material y metodología empleados	
2. Del estrés-deformación transferido al hueso periimplantario y de su localización-distribución	
3. Del estrés-deformación transferido al implante y de su localización-distribución	
4. Del estrés-deformación transferidos al pilar y tornillo protésicos y de su localización-distribución	
VII. CONCLUSIONES	119
VIII. BIBLIOGRAFÍA.....	123

I. INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN EN LA ELECCIÓN DEL TEMA

El edentulismo supone una agresión a la integridad del aparato estomatognático que tiene consecuencias adversas tanto estéticas como funcionales. El impacto que la pérdida de dientes produce en la población abarca desde una total pasividad o ligeros sentimientos de inconveniencia, hasta intensos sentimientos de inferioridad o invalidez, que de manera real afectan muy negativamente a la vida personal y profesional de quien la padece (Smith, 1976; Zarb et al., 1994).

La odontología se ha preocupado durante muchos años por el tratamiento y prevención de la etiología multifactorial del edentulismo, lo que se ha traducido en una disminución de la cantidad de personas edéntulas. La revisión de la literatura predice que el tratamiento de pacientes con prótesis completas seguirá disminuyendo en el futuro, mientras que a corto plazo probablemente aumentarán las necesidades de restauración dental parcial (Conny et al. 1985, Smith 1976, Zarb et al. 1994).

En esta línea de restitución de dientes ausentes, el tratamiento mediante implantes dentales ha demostrado ser una opción muy predecible y segura que ha revolucionado la odontología moderna al aportar, en la gran mayoría de los casos, una larga lista de ventajas sobre los tratamientos protésicos clásicos. No obstante, una de las mayores preocupaciones es el fracaso prematuro o no de los implantes por pérdida ósea periimplantaria.

Desde que Bränemark introdujo el concepto de osteointegración en 1969, una pequeña pérdida ósea crestal periimplantaria durante el primer año en implantes de dos piezas se ha considerado normal. Esta migración apical de la parte más coronal del hueso no ocurre mientras el implante está sumergido (salvo que haya dehiscencia de la sutura), y se produce cuando se conecta el implante al pilar de cicatrización o aditamento protésico, ya sea en una o dos fases quirúrgicas (Albrektsson et al., 1986; Bengazi et al., 1996; Morris y Ochi, 1992; Smith, 1989).

Los estudios de Hermann et al. (2001b) mostraron que la pérdida ósea vertical era de hasta 2 mm, en sentido apical, a la interfase pilar-implante (IPI). En este sentido, algunos estudios tratan de aportar información acerca de por qué la presencia de esta interfase desencadena la reabsorción del hueso circundante. Ericsson et al. (1995) evidenciaron la existencia de un infiltrado inflamatorio de 1-1´5 mm de altura adyacente al IPI como agente etiológico de la pérdida ósea periimplantaria. Por otro lado, Berglundh y Lindhe (1996) afirman que es necesaria la existencia de aproximadamente 3 mm de mucosa periimplantaria para el establecimiento de una barrera biológica. Esto sugiere que la remodelación ósea alrededor de los implantes responde a la necesidad del establecimiento de un ancho biológico periimplantario y la consecución de un sellado que proteja los implantes del medio oral, entre otros factores.

No obstante, todos estos estudios hacen referencia a implantes cuyo diámetro es igual al de los aditamentos protésicos que sobre ellos se posicionan, por lo que cabe pensar que la pérdida ósea se produce como consecuencia del infiltrado inflamatorio resultante del acúmulo bacteriano en la IPI, que está en contacto directo con el hueso. En base a esta idea, el “estrechamiento de plataforma” (EP), que consiste en la colocación de pilares y aditamentos protésicos de un diámetro menor que el de la plataforma del implante, podría aportar soluciones al problema anteriormente descrito, ya que la IPI se traslada hacia el eje central del implante, alejándose por tanto del hueso. Gardner (2005) sugiere en un artículo de un caso clínico en una revista sin factor de impacto, que este desplazamiento hacia el centro del implante aleja el infiltrado inflamatorio del hueso crestal, minimizando así la reabsorción ósea esperada. A partir de este momento comienzan a publicarse una cantidad considerable de trabajos que defienden la aplicación de esta técnica (Baumgarten et al., 2005; Calvo-Girado et al., 2006; Grunder et al., 2005; Vela-Nebot et al., 2006). La gran mayoría de estos trabajos son estudios clínicos de seguimiento radiográfico en los que se mide, con grupo de control o no, la pérdida ósea periimplantaria al aplicar el EP. En cuanto a estudios histológicos, hay escasez de publicaciones que aporten evidencia acerca de los procesos biológicos que acontecen alrededor de implantes con EP. Por su parte, van apareciendo cada vez más

artículos que estudian el EP desde un punto de vista biomecánico, valorando el patrón de distribución de las cargas oclusales sobre los diferentes elementos estudiados, aunque la gran mayoría se centran en la evaluación del hueso periimplantario, sin apenas existir datos que revelen qué consecuencias tiene el EP sobre la restauración implantosoportada y sus aditamentos.

Pese a no haber suficiente evidencia científica, los hallazgos clínicos y radiológicos en referencia al EP parecen ser prometedores en cuanto a la conservación del hueso crestal, sin embargo, no se conoce con exactitud las repercusiones biomecánicas que se producen al aplicar la técnica de estrechamiento de plataforma en Implantología. Por ello, en el presente trabajo de investigación tratamos de aportar información, mediante análisis por elementos finitos, acerca del comportamiento biomecánico del conjunto hueso-implante-elementos protésicos cuando reciben cargas, al aplicar o no la técnica del EP, al plantearnos preguntas como: ¿tiene relación el efecto de la carga con la menor pérdida ósea observada clínicamente?, ¿el pilar sufre más, menos o no se ve afectado?, ¿recibe más tensión el tornillo?, ¿tendrá alguna influencia la magnitud y dirección de las cargas el hecho de colocar aditamentos de menor diámetro?, ¿cómo se comporta el hueso?, ¿y el implante?. Estos y otros interrogantes que surgen de la aplicación de esta técnica están por aclarar y son la motivación y justificación para iniciar el trabajo de investigación que da forma a este proyecto de tesis doctoral que presentamos.

II. ESTADO ACTUAL DEL TEMA

- 1. Del tratamiento con prótesis sobre implantes**
- 2. De los principios biológicos del tratamiento con implantes**
- 3. De la biomecánica aplicada a la implantología**
- 4. Del estrechamiento de plataforma**

1. DEL TRATAMIENTO CON PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES

Como es sabido, el hueso basal es la estructura del esqueleto maxilo-mandibular que contiene la mayor parte de las inserciones musculares y comienza a formarse en el feto antes de que se desarrollen los dientes. El hueso alveolar aparece por primera vez cuando surge la vaina radicular de Hertwig del germen dentario y no se forma en ausencia del desarrollo primario o secundario del diente (Graf y Geering, 1977), manteniéndose la estrecha relación entre el diente y la apófisis alveolar durante toda la vida. La ley de Wolf en general determina que el hueso se remodela en función de las fuerzas aplicadas (Frost, 2004; Van Egiden, 1991) y siempre que se modifica la función del mismo, se produce un cambio definido en la arquitectura interna y en la configuración externa (Richter, 1995), de manera que el hueso necesita de estímulos para mantener su forma y densidad. Roberts et al. (1994) describen que una deformación del 4% sobre el sistema esquelético mantiene el volumen óseo y ayuda a equilibrar los fenómenos de reabsorción y aposición. Con este argumento, y puesto que los dientes transmiten fuerzas de compresión, tracción y cizallamiento (consideradas como estímulo) al hueso subyacente, es por lo que la pérdida dentaria, y por lo tanto la falta de estimulación del hueso residual, origina una reducción del número de trabéculas y de la densidad ósea en dicha zona, con pérdida primero de la anchura y de la altura del volumen óseo después (Willims et al., 1990). Así, se ha relatado que la anchura del hueso disminuye en un 25% durante el primer año después de la ausencia dentaria, con una pérdida total de 4 mm de altura durante este primer año posterior a una extracción (Cibirka et al., 1992). Por su parte, Schropp et al. (2003) mostraron que la pérdida ósea subsecuente a la exodoncia de piezas dentales puede llegar hasta el 50%, aún tratándose de extracciones unitarias y realizadas de forma poco traumática.

Puesto que es necesario un diente para el desarrollo del hueso alveolar y se requiere la estimulación de éste para mantener su densidad y volumen, es importante recordar que una prótesis removible (completa o parcial) puede no

estimular ni mantener el hueso, sino al contrario, acelerando así la pérdida ósea. En general, en estos tratamientos, la carga masticatoria se transfiere sólo a la mucosa y a la parte más superficial del hueso, y como resultado de ello, se produce una reducción del aporte sanguíneo local que reduce el volumen óseo. Esta pérdida ósea se acelera aún más cuando el paciente es portador de una prótesis soportada por los tejidos blandos con mal ajuste y puede no limitarse al hueso alveolar ya que pueden reabsorberse hasta porciones del hueso basal, especialmente en sectores posteriores de la mandíbula donde una reabsorción grave puede suponer una pérdida del 80% del volumen óseo (Anusavice y Phillips, 2003).

En la mayoría de los casos, el edentulismo unitario y parcial no muy extenso puede tratarse mediante la indicación de puentes fijos, una solución mucho más confortable para el paciente a la vez que, generalmente, proporcionan una mejoría funcional y estética en comparación con las prótesis removibles. Sin embargo, las prótesis parciales fijas no están exentas de limitaciones en su supervivencia en relación a la propia restauración y, lo que es más importante, a los dientes pilares (Linguist et al., 1988), puesto que la caries y el fracaso endodóntico de los dientes pilares han sido descritas como la etiología más frecuente de fracaso de la prótesis fija (Abrahamsson et al., 1997), entre otras diferentes causas. De hecho, hasta un 15% de los pilares de puentes fijos requieren de tratamiento endodóntico, mientras que para coronas unitarias esta necesidad se reduce al 3% de los casos (Creugers et al., 1994). Además, la salud periodontal a largo plazo de los dientes pilares también puede tener un riesgo mayor, incluida la pérdida ósea (Quirynen et al., 1992). Los resultados desfavorables del fracaso de un puente parcial fijo no sólo incluyen la necesidad de sustituir la prótesis fracasada, sino también la pérdida de los pilares y la necesidad de más púnticos y dientes pilares en el nuevo puente. Los dientes pilares de un puente parcial fijo pueden perderse en tasas tan altas como la del 30% al cabo de 14 años (Lindquist et al., 1988). Según Misch (2008), entre el 8 y el 12% de los pilares que sostienen un puente fijo se pierden dentro de los 10 años siguientes, siendo la causa más frecuente, como hemos comentado, el fracaso endodóntico o la fractura de los dientes (habitualmente, tras la terapia

endodóntica). Por lo tanto, ya que hasta el 15% de los dientes -pilares requieren de endodoncia, y este tratamiento tiene el 90% de éxito en un período de 7 años (Fonzar et al., 2009), existe la posibilidad de que se pierdan muchos pilares.

Por el contrario, la utilización de implantes dentales para dar retención y/o soporte a las prótesis ofrece multitud de ventajas en comparación con el uso de restauraciones fijas o removibles convencionales. Una de las más importantes es el mantenimiento del hueso alveolar, puesto que un implante dental colocado en el hueso no sólo proporciona anclaje para la prótesis, sino que también actúa como elemento preventivo para la reabsorción ósea crestal (Misch, 2008). De hecho, al someter al hueso periimplantario a las fuerzas oclusales, las trabéculas y la densidad ósea aumentan, manteniéndose el volumen global de hueso. Se dice que un implante endoóseo puede mantener la anchura y la altura del hueso siempre que dicho implante permanezca en buen estado (Bränemark, 1983).

Por otro lado, es importante apuntar que las fuerzas horizontales sobre las prótesis removibles convencionales aceleran la pérdida ósea, disminuyen la estabilidad de la prótesis y aumentan las tensiones sobre los tejidos duros. Por ello, una reducción de estas fuerzas en las restauraciones sobre implantes mejoran las condiciones locales y ayuda a conservar los tejidos blandos y duros subyacentes (Misch, 2005).

Otras ventajas se refieren a la mejoría que la prótesis sobre implantes aporta a la retención, estabilidad y soporte de la restauración. Los medios mecánicos de retención al implante son bastante superiores a los retenedores y otros mecanismos de retención de las prótesis removibles convencionales y probablemente ocasionen menos problemas asociados. Las prótesis implantosoportadas ofrecen retención, estabilidad y soporte excelentes que genera en los pacientes una mayor sensación de confort y seguridad que con las prótesis removibles, de idéntico o mayor nivel que las restauraciones fijas convencionales. La mejora de estas tres características en las prótesis mucosoportadas implantorretenidas está en función del número y posición de los

implantes, cuanto mayor es el número de implantes y mejor están distribuidos, mejor es la retención, estabilidad y soporte y el ambiente biomecánico. No obstante, cualquiera de las posibles opciones terapéuticas con implantes muestran un mejoría significativa (Misch, 2008).

Por otro lado, si la oclusión es difícil de establecer con una prótesis completa mucosoportada, especialmente mandibular, ya que una prótesis inferior se puede mover hasta 10 mm o más durante su uso (Karagacioclu y Ozkan, 1994; Kenney y Richards, 1988) y los contactos oclusales adecuados muchas veces son difíciles de conseguir, no lo es tanto en una restauración implantosoportada ya que ésta es mucho más estable y el paciente puede volver de una forma más constante a una oclusión con relación céntrica, en vez de adoptar posiciones variables dictadas por la inestabilidad de la prótesis. Además, aunque los implantes dentales no tienen ligamento periodontal, proporcionan una mayor consciencia oclusal que las prótesis completas removibles convencionales (Kitamura et al., 2004).

Respecto a la prótesis fija convencional, la prótesis sobre implantes ofrece también una serie de ventajas a considerar, aunque sólo sea el hecho de no tallar los dientes adyacentes al tramo edéntulo. Sólo esto anula lógicamente la exposición de estos dientes a los riesgos asociados a su utilización como pilares de una prótesis fija. Por otro lado, las prótesis implantosoportadas tienen una tasa de supervivencia por encima del 90% a 10 años; no es posible el fracaso de los dientes pilares por caries o problemas endodónticos o periodontales y aporta sensación de seguridad al paciente (Misch, 2005).

Además, la posibilidad de reemplazar dientes perdidos mediante prótesis retenidas por implantes osteointegrados, ha demostrado ser un tratamiento predecible a medio-largo plazo, avalado por una abundante evidencia científica que indica además que este tipo de restauraciones son más fácilmente incorporadas a la cavidad oral del paciente edéntulo, tanto desde el punto de vista fisiológico como psicológico (Misch, 2008).

En referencia a la epidemiología del edentulismo, y de acuerdo con la literatura, es importante recordar que la edad es un factor que está directamente relacionado con cualquier indicador de pérdida dentaria (Marcus et al., 1996, Meskin y Brown, 1988). A su vez, parece demostrada una asociación entre la pérdida de rendimiento masticatorio en pacientes de edad avanzada con la disminución de contactos oclusales en los sectores posteriores y también con la disminución de la fuerza oclusal aplicada y la disminución de la cantidad de saliva (Ikebe et al., 2006). Por otro lado, el proceso de deglución también cambia fisiológicamente con la edad, debido a las modificaciones de la mucosa oral y de los procesos alveolares, disminución del número de unidades motoras funcionales, cambios en la función de la lengua y debilidad y atrofia muscular (Nicosia et al., 2000; Robbins, 1996).

No obstante, las prótesis implantosoportadas tienen algunas desventajas que impiden su indicación global y entre ellas, no la menos importante es la disponibilidad económica y el número de dientes a restaurar en función del coste. Aún así, se constata que la esperanza de vida en los países industrializados ha aumentado significativamente más allá de la edad de jubilación y el ratio de la pobreza en personas mayores alcanza sólo al 10%, de modo que se están perdiendo enfoques del pasado respecto a tratamientos protésicos, en los cuales primaban las consideraciones económicas y las soluciones no quirúrgicas (Misch, 2005).

2. DE LOS PRINCIPIOS BIOLÓGICOS EN EL TRATAMIENTO CON IMPLANTES

- OSEOINTEGRACIÓN

El término osteointegración u oseointegración, descrito por Bränemark (1959), consiste en la formación de un tejido altamente diferenciado creando un "contacto íntimo y directo entre el tejido óseo y la superficie del implante sometido a cargas funcionales". A través de sus observaciones iniciales sobre la osteointegración, Bränemark mostró que los implantes de titanio podrían llegar a

ser incorporados de forma fija en el hueso, es decir, el hueso vivo podría fusionarse con la capa de óxido de titanio del implante de tal manera que los dos no podrían separarse sin fractura. Tras estos hallazgos, decidió que este fenómeno se podría aplicar a la odontología y colocar dispositivos de titanio en los maxilares edéntulos como medio de retención, estabilidad y soporte de las prótesis dentales.

Por tanto, la colocación quirúrgica de un implante dental produce un contacto directo de magnitud variable entre éste y el hueso, con una interfase que está compuesta de tejido óseo en diferentes fases de mineralización, restos de hueso como consecuencia del fresado y los elementos del hematoma que se forma inmediatamente tras la colocación del implante. Al igual que ocurre en la cicatrización de un defecto o fractura, las células implicadas en el proceso de reparación tisular migran desde los vasos sanguíneos adyacentes y el estroma medular hacia el área de interfase. El hematoma se va sustituyendo por vasos sanguíneos proliferativos y tejido conectivo; las células gigantes multinucleadas cubren la superficie del implante que está en contacto directo con el tejido no mineralizado (lo que podría indicar que el encapsulamiento óseo de un implante es una reacción ante un cuerpo extraño), sin embargo, el número de estas células disminuye con el tiempo y aumenta la superficie de contacto hueso-implante (Sennerby et al., 1993a).

En la fase temprana de cicatrización, el hueso osteoide se forma por las uniones osteoblásticas en la superficie del hueso trabecular y cortical endóstico que rodean al implante. La remodelación ósea que se produce en el hueso cortical como consecuencia de los procesos de reabsorción y aposición ósea van a producir un aumento del número de osteonas secundarias y la formación de hueso osteoide en los espacios existentes entre el implante y la superficie cortada del hueso. Este hueso que se va formando, produce la condensación del hueso existente, tanto dentro de las espiras del implante como hacia la superficie del mismo, por lo tanto, la cantidad de hueso en las roscas y el grado de contacto hueso-implante aumentan con el tiempo. En la última fase de cicatrización, el hueso laminar sustituye al hueso osteoide de manera progresiva.

Esta primera fase de cicatrización ósea suele tardar entre 4 y 16 semanas, mientras que el proceso de remodelación puede prolongarse entre 4 y 12 meses o incluso más tiempo (Roberts et al., 1994).

Aunque el hueso parece estar en íntimo contacto con los implantes de titanio cuando observamos con microscopía óptica, los estudios ultraestructurales tanto con animales como con humanos, indican la presencia de una zona no mineralizada entre la superficie del implante y los tejidos mineralizados. Así, Linder et al. (1983) y Albrektsson et al. (1986) colocaron implantes de policarbonato con plasma de titanio en tibias de conejo y observaron una interfase entre el hueso y el implante con un grosor de 20 a 50 nm. Sennerby et al. (1992 y 1993b) publicaron dos estudios en los que describían las dos zonas principales que formaban esta interfase: una capa amorfa no mineralizada de 100 a 400 nm que separa la superficie del implante del hueso mineralizado y una línea densa con una anchura de 100 nm, a la que se llamó lámina limitante, entre el hueso mineralizado y la capa amorfa no calcificada. Estos hallazgos indican que la fijación del implante no depende de un enlace químico verdadero entre hueso y titanio, sino que la estabilidad clínica de un implante depende de un engranaje mecánico entre el hueso mineralizado y las irregularidades de la superficie del implante.

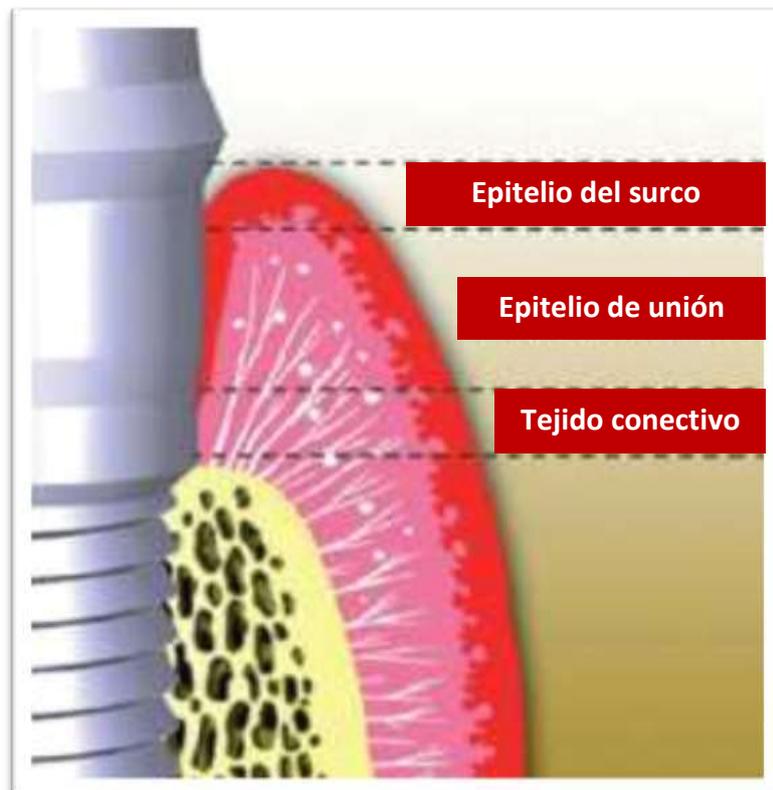
- TEJIDO BLANDO PERIIMPLANTARIO

El conocimiento de los procesos biológicos que acontecen tras la colocación de los implantes dentales es fundamental para alcanzar resultados satisfactorios en esta terapéutica. La osteointegración es un requisito inicial imprescindible para lograr el éxito, sin embargo, el sellado completo de tejido blando alrededor de los implantes es un requisito necesario para el éxito a largo plazo, ya que se establece un sellado biológico que previene la penetración de bacterias y sus productos (Adell et al., 1985).

Existen multitud de estudios que proponen que los tejidos blandos periodontales y periimplantarios comparten muchas características clínicas e

histológicas (Adell et al., 1981, 1986; Akawara et al., 1989; Lekholm et al., 1986a, 1986b; Seymour et al., 1989). Sin embargo, el hecho de que la superficie del implante no esté recubierta por cemento radicular va a crear diferencias significativas respecto a la orientación e inserción de las fibras de tejido conectivo (Buser et al., 1989). Berglund y Lindhe (1996) concluyen en un estudio que es absolutamente necesario un mínimo de mucosa alrededor de los implantes (de aproximadamente 3 mm) para crear una barrera biológica periimplantaria y que la migración apical del hueso se produce para permitir el establecimiento del ancho biológico. Este ancho biológico, representado en la FIGURA 1, consta de dos partes bien diferenciadas, una epitelial (epitelio del surco y epitelio de unión) y otra de tejido conectivo

FIGURA 1.
Representación del ancho biológico periimplantario, formado por epitelio del surco, epitelio de unión y tejido conectivo.



El epitelio periimplantario tiene unas características similares al periodontal, con una longitud aproximada de 2 mm y formado por un epitelio oral queratinizado y el epitelio de unión que se une a la superficie del implante mediante hemidesmosomas. El tejido conectivo, de aproximadamente 1 mm de profundidad, tiene una distribución de la fibras paralela a la superficie del

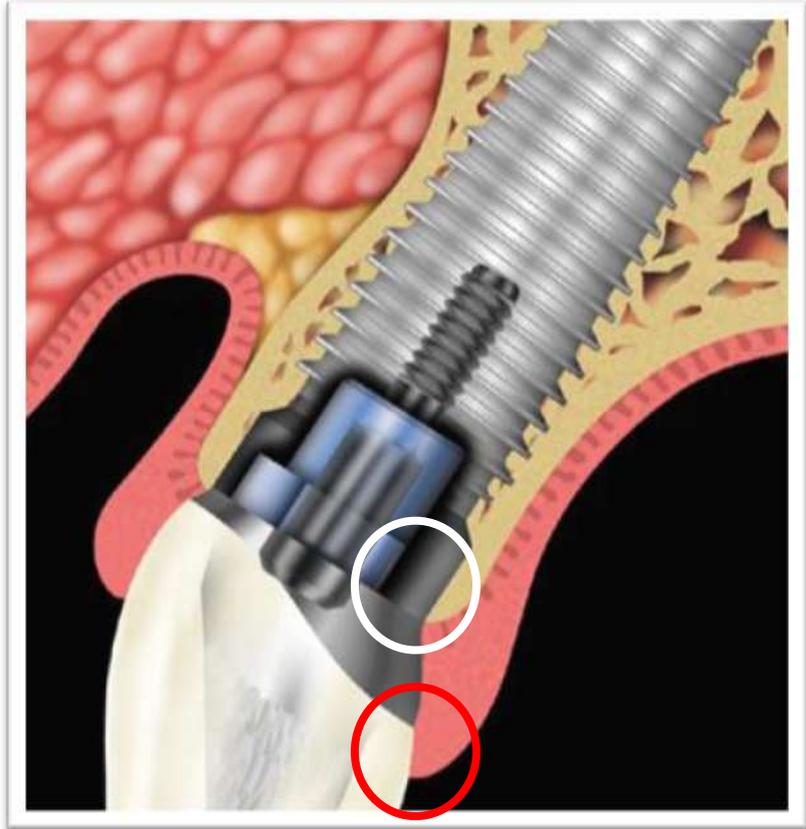
implante y en comparación al conjuntivo que rodea los dientes, hay menos vasos sanguíneos, menos fibroblastos y más fibras de colágeno.

Asimismo, Hermann et al. (1997) relatan en un estudio de control radiográfico que, en implantes de dos piezas (tipo Bränemark), la presencia de un área contaminada en la IPI, produce un desplazamiento apical de la inserción de los tejidos blandos, lo que provoca una ligera pérdida ósea crestal, para proporcionar espacio suficiente al establecimiento de la anchura biológica. Estos mismos autores publican un estudio histométrico en mandíbula de perro en el que observan que el margen gingival se localiza más coronalmente en implantes de una pieza. Además, el ancho biológico se asemeja más al periodontal que en implantes de dos piezas, ya sean sumergidos o no sumergidos en el momento de su colocación (Hermann et al., 2001a).

De este modo, se podría afirmar que en implantes de una pieza (tipo Bränemark) el nivel óseo se localiza típicamente a 1,5 a 2 mm por debajo de la IPI (Albrektsoson et al., 1986; Hermann et al., 2001a) pero que dependen de la relación de esta interfase con el nivel de la cresta ósea (Hermann et al., 1997), es decir, la pérdida de hueso variará en función de si la plataforma del implante queda infra, yuxta o supragingival.

Según Ericsson et al. (1995), al conectar el implante, ya sea a un pilar de cicatrización o a un pilar protésico, se produce una interfase entre éste y la plataforma del implante donde se producen dos zonas de inflamación, representadas en la FIGURA 2. Una se localiza a nivel del surco periimplantario y consiste en un infiltrado inflamatorio asociado al acúmulo de placa bacteriana y la otra se sitúa en la unión implante-pilar, creando una interfase donde se va a producir una colonización bacteriana. Estas zonas de inflamación van a generar una migración apical de 1-1,5 mm del hueso crestal periimplantario para establecer el ancho biológico en sentido vertical y una separación horizontal donde se ubica 1 mm de tejido conectivo sano.

*FIGURA 2.
Zonas de inflamación
periimplantaria. En rojo,
zona de acúmulo de placa
bacteriana; en blanco,
interfase pilar implante en
contacto con el hueso.*



Por otro lado, es importante recordar que el apretamiento y aflojamiento repetido de los pilares y aditamentos protésicos se traduce en una migración apical del tejido blando periimplantario, estableciéndose la unión a la fijación por debajo de la interfase pilar-implante. Esta migración se atribuye a la ruptura de la unión implantoepitelial, que tras producir una herida a este nivel, produce un restablecimiento del ancho biológico en una localización más apical (Quirynen et al., 1992). Así pues, se considera normal en implantes de dos piezas la pérdida ósea periimplantaria hasta la primera espira durante el primer año.

3. DE LA BIOMECÁNICA APLICADA A LA IMPLANTOLOGÍA

Cooper y Glasgow (1973) definieron el concepto de biomecánica como “el estudio de la mecánica de los órganos vivos en condiciones fulminantes, violentas, repentinas o de tensión prolongada”. Esta es una de las primeras definiciones que aparecen en la literatura y como se observa, se refiere a

situaciones patológicas y no aborda el estudio en condiciones normales. Nieto et al. (1982) consideran que la biomecánica se ocupa de los sistemas biológicos, en particular del ser humano, utilizando conceptos, métodos y leyes procedentes de la mecánica. Bernstein (1987) se refirió a ella como la ciencia de la coordinación de los movimientos del hombre. Forriol (1992) la definió como el empleo de métodos mecánicos para estudiar los sistemas biológicos y el estudio de estos sistemas con sus propios métodos biológicos cuando son sometidos a diferentes condiciones mecánicas. Sin embargo, la definición más aceptada es la descrita por Hay (1985), que afirma que la biomecánica “es la ciencia que estudia las fuerzas internas y externas que inciden sobre el cuerpo humano” y *cómo, en qué forma se transmiten y qué respuesta biológica provocan*, añadimos nosotros.

- INFLUENCIA DE LAS CARGAS OCLUSALES EN IMPLANTOLOGÍA

Las fuerzas o cargas oclusales que actúan sobre los implantes y prótesis implantosoportadas se expresan como unidades vectoriales, es decir, mediante su magnitud, dirección y sentido. Datos experimentales (Graf y Geering, 1977; Van Egiden, 1991) indican que los vectores de fuerza aplicados a los dientes e implantes durante la masticación son muy variables en cuanto magnitud y dirección y pueden ir desde totalmente paralelas al eje longitudinal del implante y/o diente hasta cuasi-horizontales (perpendiculares al eje longitudinal) (Richter, 1995; Roberts et al., 1994).

En cualquier caso, toda carga oclusal aplicada a un diente o implante se representa por un vector que se puede descomponer en sus dos componentes. Un componente axial, que como su nombre indica, sigue una dirección paralela al eje mayor del implante y un componente horizontal/oblicuo, con mayor o menor oblicuidad respecto al eje mayor, longitudinal o axial del implante y que a su vez es el principal inductor de movilidad a través de los 3 ejes del espacio que pasan por el centro de rotación del implante, situado éste en su zona crestal.

Pero independientemente de sus componentes pero con ellos relacionada, toda fuerza oclusal puede ser transferida o transmitida al implante y hueso periimplantario, como una combinación de fuerzas de tracción, compresión o cizallamiento.

Las fuerzas de compresión (aquellas que tienden a hacer más solidario un cuerpo con otro) son transmitidas principalmente por el componente axial, y como toda fuerza perpendicular, son bien toleradas tanto por los tejidos biológicos como no biológicos, de manera que tanto el implante como el hueso periimplantario resiste con facilidad las fuerzas compresivas. Sin embargo, las fuerzas de tracción (aquellas que tienden a separar dos cuerpos entre sí) y sobre todo las fuerzas de cizallamiento (las que tienden a deslizar un cuerpo sobre otro) que son transmitidas principalmente por el componente horizontal, son mal toleradas tanto por el implante como por el hueso periimplantario, creando importantes momentos de rotación que transfieren tensiones importantes.

Por otro lado, el hueso en general y el hueso cortical periimplantario en particular, es más resistente a las fuerzas de compresión que a las de tracción, corte o cizallamiento; hasta un 30% más débil ante fuerzas de tracción y un 65% para fuerzas de cizallamiento o transversales (Reilly y Burstein, 1975). De este modo, es fácil comprender que una fuerza es tanto más lesiva cuanto más fuerzas de tracción y sobre todo de cizallamiento transmita.

Además de lo citado, las cargas oclusales pueden ser estáticas o dinámicas dependiendo de si permanecen constantes o si varían en función del tiempo. Una carga estática se aplica con lentitud, no causa efectos vibratorios o dinámicos en la estructura, aumenta de forma gradual desde cero hasta su valor máximo y permanece constante (Gere, 2006). Por otro lado, se considera carga cuasi-estática a aquella que se mantiene constante durante un tiempo determinado, pero distribuida en ciclos de determinada frecuencia (Martin y Sevens, 2004; Vega, 1996). Por tanto, una carga estática no tiene efectos dinámicos o inerciales debido al movimiento (Valera Negrete, 2005).

Por su parte, el concepto de carga dinámica hace referencia a la aplicación súbita de la misma, donde el tiempo no tiene prácticamente valor (Vega, 1996), y es por definición aquella que se aplica cuando se genera un movimiento o efecto de inercia (Valera Negrete, 2005). Una carga dinámica puede tener muchas formas, ya que algunas cargas se aplican y quitan de repente (cargas de impacto), y otras persisten largo tiempo y su intensidad varía continuamente (cargas fluctuantes) (Gere, 2006). A su vez, también existen cargas cíclicas que se caracterizan por la repetición reiterativa de un estímulo de carga (estática o dinámica) por unidad de tiempo (ciclos) frecuencia (Martin y Sevens, 2004; Vega, 1996), pudiendo ser cargas cíclico-estáticas (cuasi-estáticas) y cargas cíclico-dinámicas.

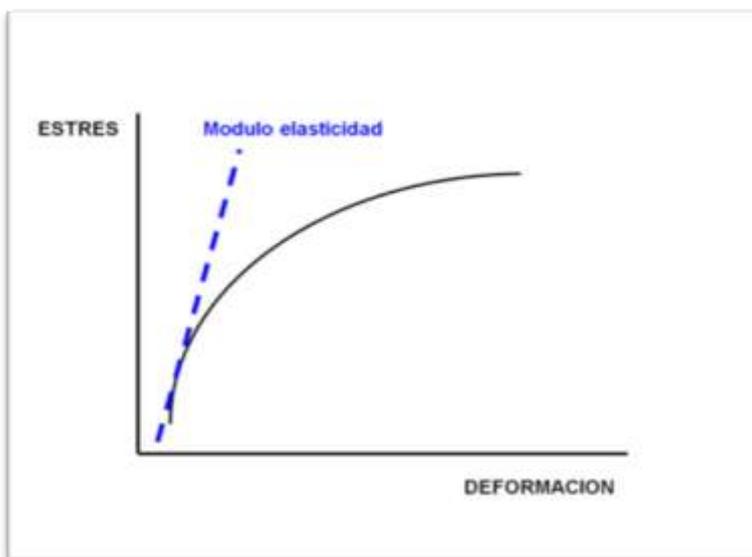
Por otro lado, asociado a cualquier tipo de fuerza y su transferencia, sea ésta de compresión, tracción o cizallamiento, existen tensiones simples y tensiones complejas, como las que ocasionan las fuerzas que provocan deformaciones de flexión o torsión. Así, cuando una fuerza externa actúa sobre un cuerpo, la forma en que se distribuye por su superficie se denomina tensión, estrés o presión, con una magnitud igual a la fuerza aplicada dividida por el área sobre la que actúa y representada por la fórmula $\sigma = F/S$; luego σ (tensión) es sólo fuerza por unidad de superficie.

Asimismo, el componente traccional de una fuerza va a provocar una tensión de tracción; el de compresión, una tensión de compresión y el de cizallamiento o flexión produce tensión de cizallamiento que a su vez puede producir los tres tipos de tensión dentro de una estructura.

Además, asociado e inseparable del estrés (tensión, presión) está la deformación y la deformación relativa (ϵ), entendida ésta como la elongación por unidad de longitud. Cuando una fuerza actúa sobre un cuerpo éste se elonga, se deforma en una cierta cantidad, y al cociente entre esa elongación y la longitud inicial se llama deformación relativa (ϵ) y lo expresamos en microdeformaciones que es una unidad adimensional extensiométrica.

Ambos estrés (σ) y deformación (ε) se relacionan matemáticamente con la llamada Ley de Hooke ($\sigma = E\varepsilon$), en donde ε es la microdeformación y E el módulo de elasticidad. Su representación gráfica es una curva (FIGURA 3), siendo la pendiente el módulo de elasticidad de ese material y que de alguna manera predice cuanta deformación experimentará bajo la acción de una carga.

FIGURA 3.
Curva estrés-deformación de un material determinado con su módulo de elasticidad (pendiente de la curva).



De la observación de cualquier curva estrés/deformación de un cuerpo o material se deduce que la mayor o menor deformación que puede experimentar bajo una tensión (estrés) determinada depende de su rigidez, de tal forma que aquellos menos rígidos o menos resistentes sufrirán mayor deformación y al revés, o lo que es lo mismo, de su módulo de elasticidad. Así, un módulo de elasticidad alto significa material rígido, poco deformable necesitándose mucho estrés (tensión) para deformarlo. Tener siempre presente estas relaciones entre estrés, módulo de elasticidad y deformación es importante por cuanto un determinado nivel de microdeformación es el estímulo mecánico para la respuesta biológica de remodelado y reabsorción ósea. El no alcanzar niveles de microdeformación de sobrecarga patológica depende de la posibilidad de controlar el módulo de elasticidad (la rigidez) de los elementos problema como

son implantes, interfase y hueso periimplantario, así como de controlar el estrés transmitido.

El módulo de elasticidad de los elementos implicados es difícilmente controlable por cuanto el de la interfase y hueso periimplantario depende de la densidad y calidad ósea y aunque diferente según la arcada y zona de la arcada que se considere, poco puede hacer el dentista para modificarlo salvo conocer y determinar ante qué tipo de hueso se encuentra, utilizando algún método de medida de la densidad ósea como densitometría, unidades Hounsfield o una de las clasificaciones al uso (Kitamura et al., 2004). En cuanto al del titanio y aleaciones, componente principal de los implantes, el control del dentista se circunscribe a seleccionar del sistema de implante que por superficie, tamaño, diseño y geometría mejor distribuya y disipe el estrés, cuestión nada baladí por cuantos se han descrito hasta 14 factores implicados (Roberts et al., 1994). Por otro lado el mayor módulo de elasticidad del titanio, hasta 5-10 veces mayor que el del hueso cortical periimplantario, hace que esas diferencias creen mayor microdeformación aumentando los micromovimientos en la interfase y se incremente la tensión en la zona ósea crestral ya que según el principio del análisis del haz complejo, cuando dos materiales con módulos de elasticidad diferente se ponen en contacto y uno de ellos es sometido a carga, el mayor contorno de estrés se localiza donde toman contacto en primer lugar que es precisamente la cresta ósea marginal. Lo contrario ocurre cuando hay una mayor similitud entre el módulo de elasticidad del implante y los tejidos biológicos contiguos, por ejemplo cuando el hueso es tipo I o II de densidad ósea (Kitamura et al., 2004).

El estrés, la tensión aplicada y transmitida por las fuerzas oclusales hacia la interfase y hueso periimplantario a través de las restauraciones protésicas implantadas soportadas, puede y debe ser controlado por el odontólogo a través de dos acciones básicas. Una, recordando la relación $\text{estrés} = \text{fuerza} / \text{superficie}$, aumentando la superficie de carga funcional que se consigue aumentando el diámetro, la longitud y el número de implantes. Se sabe que al aumentar 0,25 mm el diámetro, la superficie funcional aumenta entre un

5-10% y por cada 3 mm de incremento de longitud, aumenta un 20-30%; no obstante es preferible aumentar el número de implantes y/o su diámetro y no su longitud, pues el estrés se localiza y distribuye por los 6-9 mm hacia apical del cuerpo del implante y aumentar su longitud, no resuelve el problema (Borchers y Reidhart, 1983). Y otra, disminuyendo y teniendo en consideración los factores de fuerza del paciente y características de la fuerza aplicada. En cualquier caso la consecuencia principal del control del estrés, vista la relación, deformación= estrés/módulo elasticidad, es no alcanzar niveles de deformación para una respuesta patológica de los tejidos biológicos periimplantarios.

De acuerdo con los estudios y la teoría del mecanostato de Frost (1987, 1990, 1994, 1996, 2001, 2004) con su modelo de cuatro patrones histológicos de adaptación mecánica a la deformación y la revisión de Martin y Burr (1989), se ha propuesto que son necesarios niveles de deformación por encima de 4.000 microdeformaciones (3.000 para Frost) para situarse en la ventana de sobrecarga patológica, en la que predomina la reabsorción sobre la aposición/formación ósea en el proceso de remodelado óseo y se pierde hueso (FIGURA 4). Como valores de referencia 1 megapascal (Mpa) corresponde a 50 microdeformaciones equivalente a 0,1 kg/mm² o a 106 Newtons/m², con lo que 3.000 microdeformaciones equivalen a 60 Mpa o 6 Kg/m² (Frost, 2004).

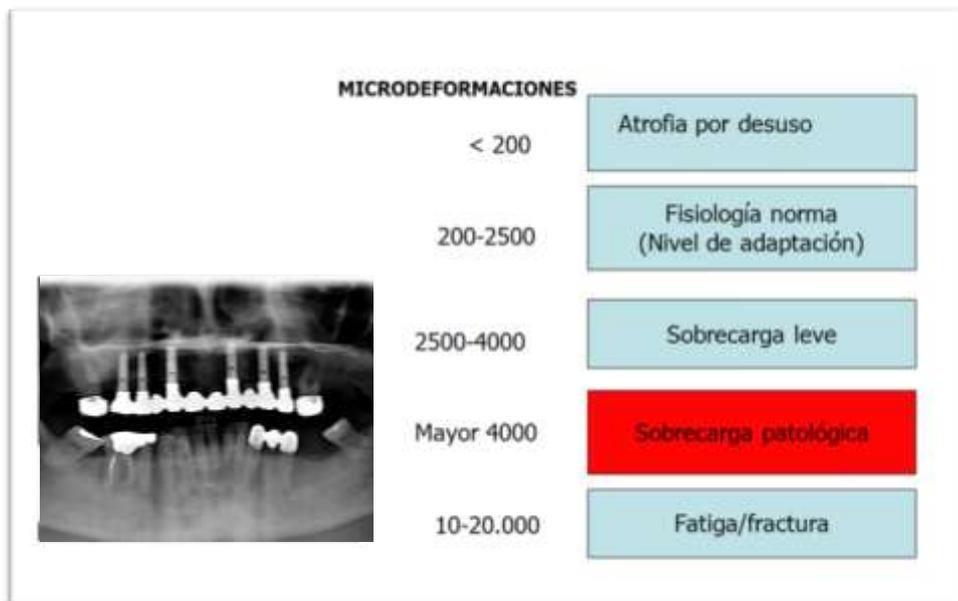
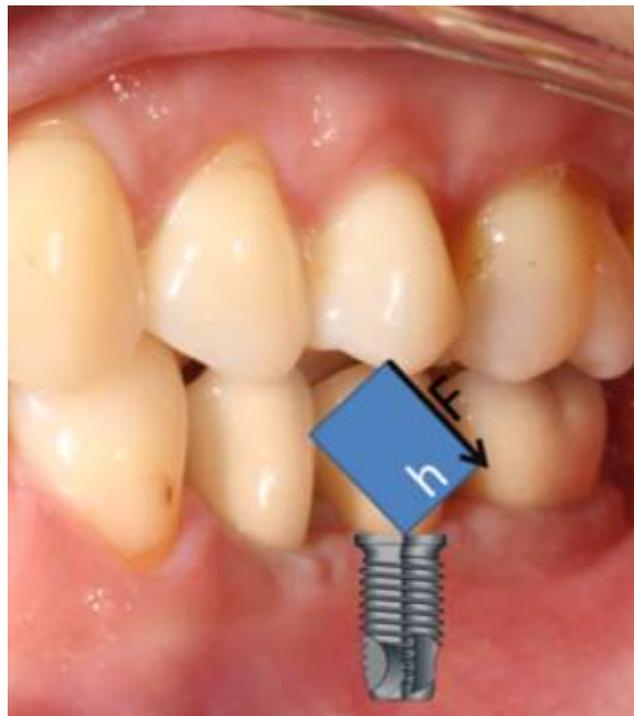


FIGURA 4. Niveles de microdeformación y adaptación del hueso según la teoría del mecanostato.

En cualquier caso, sea el tipo de fuerza que sea que actúa sobre el sistema restauración-implante-hueso periimplantario, el resultado final será una determinada cantidad de estrés-deformación. Para prevenirlo o minimizarlo y que no alcance niveles de sobrecarga patológica, se impone una actuación sobre la fuerza responsable independientemente de la actuación sobre la superficie de carga funcional sobre la que actúa. En general, y sumado a lo dicho, la capacidad lesiva de una fuerza oclusal F viene determinada por lo que se denomina momento de rotación, torque o carga tensional, que es igual a la fuerza F multiplicado por la distancia h en perpendicular desde la dirección de la fuerza hasta el centro de rotación del implante. Su representación gráfica es el área de un paralelogramo (FIGURA 5) o rectángulo, uno de cuyos lados es el vector F de la fuerza de aplicación y otro h , de tal forma que cuanto mayor es el área mayor es el movimiento de rotación y mayor es la capacidad tensional o lesiva de la fuerza oclusal de aplicación. De su propia definición, se desprende que el momento de rotación es mayor cuanto mayor sea: la magnitud de la fuerza, la distancia al centro de rotación, el ángulo de aplicación formado entre la dirección de la fuerza y el eje longitudinal del implante, la distancia en horizontal desde el punto de aplicación de la fuerza hasta el centro del implante y cuanto el ángulo formado por la fuerza con su superficie de aplicación más se aleje de los 90° .



*FIGURA 5.
Área del rectángulo que
representa gráficamente el
momento de rotación de
una fuerza F a una
distancia h del centro de
rotación de un implante.*

- MAGNITUD DE LAS CARGAS OCLUSALES

La fuerza máxima de oclusión (FMO) representa el esfuerzo máximo de apretamiento ejercido entre los dientes maxilares y mandibulares, cuando la mandíbula es elevada por la musculatura masticatoria. La magnitud de esta fuerza varía en función del individuo, pero también en función del método empleado en su medición (Alberg et al., 2003). Diversos estudios han sugerido que la FMO pudiera estar influida por el sexo, el tamaño y la dirección de las fibras del músculo masetero, la morfología craneofacial, el estado oclusal de los dientes, la sensibilidad periodontal y los factores psicológicos (Alberg et al., 2003; Raadsher et al., 1999; Van Spronsen et al., 1989), entre otros.

Históricamente se han empleado diversos métodos en la medición de la máxima fuerza de oclusión. En la actualidad se emplean transductores de carga para estas mediciones, tanto en dentición natural como prótesis sobre implantes, de los cuales los más modernos son capaces de medir y analizar fuerzas axiales y transversales, como en los estudios de Mericske-Stern et al. (2000), que colocaba unos transductores de fuerza piezoeléctricos y cuyo objetivo era medir la FMO en función de si sobre esos implantes se soportaba una prótesis fija o una sobredentadura. La medición de la FMO constituye un parámetro útil por su sencilla reproductibilidad, de hecho, tan sólo consiste en solicitar al individuo sujeto a estudio que aplique la máxima fuerza de la que sea capaz sobre sus dientes o prótesis, durante un determinado intervalo de tiempo, para luego descansar y realizar una nueva prueba si fuera necesario. Cabe destacar que la carga así registrada, que en definitiva es la fuerza máxima de oclusión, es una carga estática que frecuentemente es empleada en los estudios de carga oclusal, aunque es preciso reconocer que difiere de la fuerza de masticación normal empleada durante un uso rutinario (Misch, 2005). Así, la fuerza de oclusión normal es una carga dinámica y de impacto y, teóricamente, su magnitud media debiera ser menor. No en vano, existen estudios que han medido la fuerza de oclusión normal cuando los sujetos a estudio masticaban diferentes tipos de alimentos (Scott y Ash, 1966) o incluso determinados tipos de dietas (Graf y Grassel, 1974), registrando valores que pertenecen a los rangos

inferiores de los publicados para la FMO. Por ello, conocer los valores de la FMO nos coloca en el peor de los supuestos que nuestras prótesis deberán soportar y esto resulta extremadamente útil para actuar sobre el diseño de las restauraciones implantosoportadas.

Numerosos estudios defienden que la dentición humana normal es capaz de aplicar grandes fuerzas y que los componentes axiales de dichas fuerzas son mucho mayores, situándose en el rango de los 20-2440 N, mientras que los componentes laterales solo lo hacen sobre los 30 N (Brunski, 1988; Watanabe et al., 2005). Por otro lado, también existen datos que muestran que las fuerzas de masticación en pacientes con prótesis sobre implantes son comparables e incluso mayores que las de la dentición natural (Clelland et al., 1991; Curtis et al., 2000; Haraldson y Carlsson, 1977) aunque otras mediciones in vivo de las fuerzas de cierre vertical obtuvieron valores entre 42 y 412 N (Bränemark et al., 1986).

Las magnitudes de fuerza apuntados son valores netos, de manera que es preciso estudiar la manera en la que luego esta fuerza es distribuida. Así, parece demostrado que las fuerzas oclusales son mayores en los dientes posteriores que en los anteriores (Graf y Grassel, 1974; Mericske-Stern et al., 2000; Scott y Ash, 1966). La explicación de esta distribución reside en que durante la masticación la mandíbula actúa como palanca de tipo III, en la que el fulcro (punto de apoyo) estaría situado en el cóndilo, la fuerza la desarrollan los músculos masticatorios y la resistencia los dientes. Por lo tanto, los dientes soportan fuerzas mayores en la zona posterior por encontrarse más próxima al eje de fulcro donde son más perpendiculares al plano oclusal. En este sentido, ciertos estudios experimentales con mediciones in vivo, demuestran que un segundo molar soporta un 25% del total de la fuerza aplicada a la totalidad de la arcada y el primer molar un 15% de ella (Watanabe et al., 2005). No obstante e independientemente de lo que haya en la arcada antagonista, ha de tenerse en cuenta que cuando se coloca una restauración implantosoportada aumenta notablemente la fuerza de masticación del paciente equiparándose a la de la

dentición natural y hasta 3-4 más de fuerza cuando se pasa de prótesis completa convencional a prótesis híbrida/sobredentadura, o ambas arcadas se restauran con prótesis fija sobre implantes, por la falta o escasez de propiocepción (Carr y Laney, 1987). Además, conviene recordar que dentro de la variabilidad de las fuerzas oclusales en la arcada, la mayor fuerza oclusal acontece en la región molar disminuyendo progresivamente hasta la región incisal donde son 4-5 veces menores (Scott y Ash, 1966); en el 2º molar son un 10% más intensas que en el 1º molar, y una cifra de fácil recuerdo son 100 N en dientes anteriores por 500 N en dientes posteriores.

En esta línea, Van Eijden (1991) sometió a estudio el efecto de la orientación tridimensional de la fuerza oclusal en máxima fuerza de mordida, en tres zonas diferentes de la dentición natural: canino, segundo premolar y segundo molar. En cada posición la magnitud de la fuerza masticatoria fue registrada en 17 direcciones definidas de manera precisa, utilizando un transductor de fuerza de tres componentes y un método de retroalimentación. Los resultados demostraron que para cada dirección, la fuerza producida registrada fue mayor en las zonas posteriores que en la zona canina. Por tanto, parece demostrado que las características de oclusión normal en relación a las cargas, incluyen la distribución simétrica bilateral de las mismas y unas fuerzas de oclusión mayores en dientes posteriores que en anteriores (Watanabe et al., 2005).

- DIRECCIÓN DE LAS CARGAS OCLUSALES

Las cargas oclusales que actúan sobre los implantes rara vez se dirigen de manera totalmente longitudinal a lo largo de un solo eje. De hecho, existen tres ejes dominantes de carga clínica en la implantología: mesiodistal, vestibulolingual y apicocoronal. Un único contacto oclusal puede resultar en una fuerza oclusal tridimensional, que puede a su vez ser descrita en términos de sus componentes de la fuerza total, los cuales se dirigen a lo largo de los tres ejes del espacio (Misch, 2005). La mayor parte de los autores defienden que la masticación produce principalmente fuerzas verticales sobre los dientes, aunque

también son creadas fuerzas transversas debidas al movimiento horizontal de la mandíbula y la propia inclinación de las cúspides de los dientes y los implantes (Rangert et al., 1989). Otros autores (Morneburg y Próschel, 2003) defienden la idea de que en realidad la fuerza de masticación es transferida al diente a través de la capa de comida que está siendo triturada simultáneamente contra las superficies de las cúspides vestibulares y linguales. Esto generará componentes de fuerza perpendiculares a ambas pendientes vestibular y lingual. Estos componentes se suman a un vector cuya dirección puede cambiar con cada movimiento de masticación. Por este motivo, la dirección de los momentos de rotación durante los ciclos de masticación no pueden predecirse fácilmente y además dependen de factores adicionales como la angulación de los implantes y la posición de los dientes antagonistas. Además, los músculos masticatorios tienen diferentes orientaciones respecto al plano oclusal; el masetero y el pterigoideo interno producen una fuerza con dirección anterior, el temporal posterior produce una fuerza de dirección posterior, mientras que la orientación del temporal anterior es relativamente perpendicular al plano oclusal. En teoría, esta diversidad permite al sistema producir fuerzas oclusales en diferentes direcciones (Van Eijden, 1991).

Por otro lado, parece probado que los patrones musculares de masticación pudieran estar alterados en pacientes portadores de prótesis. Esto es especialmente importante si se tiene en cuenta que los responsables de la aplicación de la carga oclusal son obviamente los músculos masticatorios. En un estudio clínico controlado y aleatorizado (Freine, 2006), se llegaba a la conclusión de que existían importantes diferencias en las pruebas de dinámica masticatoria, con la reproducción de elipses mayores en pacientes portadores de prótesis fijas parciales y de arcada completa sobre implantes, respecto al grupo control de dentición natural. Esta dinámica alterada parecía deberse a unos patrones alternos menos repetibles de contracción de los maseteros y temporales, tanto en el lado de trabajo como el de no trabajo. Además, los pacientes portadores de este tipo de prótesis se veían obligados a una mayor contracción de su musculatura masticatoria para obtener los mismos resultados estandarizados de masticación, que el grupo control. Esta modificación de la

dinámica masticatoria podría tener influencia en la dirección de las cargas oclusales que se transmiten a los implantes, pero de facto no parecen tenerlo en su magnitud. En esta línea, un estudio experimental electromiográfico (Tartaglia et al., 2008) obtuvo como resultado que las prótesis sobre implantes eran funcionalmente equivalentes a la dentición natural y eso pese a que registraban no solo un incremento de la actividad de los temporales, sino también una menor coordinación neuromuscular, que achacaban a la falta de ligamento periodontal.

Según lo dicho, las restauraciones sobre implantes van a sufrir cargas verticales y transversales que serán transferidas desde la prótesis a los implantes y de éstos al hueso. Durante este flujo de carga, una determinada fuerza oclusal puede producir patrones de tensión y estrés completamente diferentes, en relación con la configuración geométrica de la restauración en cuestión.

La dirección de la carga oclusal da lugar a diferencias significativas en la magnitud de las fuerzas ejercidas sobre un implante. Hemos comentado que las fuerzas sobre el mismo pueden ser de tracción, compresión o de cizallamiento, pues bien, el hueso es más fuerte frente a las fuerzas de compresión, un 30% más débil frente a las cargas de tracción y un 65% aún más débil ante las cargas de cizalla. Un análisis tridimensional de tensiones (Kakudo y Amano, 1972) puso de manifiesto que casi todas las tensiones se producen en la mitad coronal de la interfase implante-hueso. Las cargas verticales generan mucho menos estrés biomecánico en comparación con una carga angulada sobre un implante. Las fuerzas laterales representan un aumento del 50-200% en la tensión de compresión respecto a la carga vertical, y las tensiones por tracción pueden aumentar más de diez veces. Por otro lado, el componente de cizalla de una fuerza no existe con una carga axial, pero aumenta de forma drástica a medida que aumenta la angulación de la fuerza. La pérdida inicial de hueso en la cresta se produce de forma similar ante estos patrones de tensión, y los métodos para reducir la tensión en la cresta se orientan a mejorar la salud y la longevidad del implante. Además, las cargas anguladas aumentan la incidencia de aflojamiento del tornillo de los componentes protésicos, junto con el descementado de las

restauraciones y la fractura de la porcelana. Por todo ello, la dirección de las fuerzas puede ser uno de los factores más cruciales a evaluar durante la planificación del tratamiento con implantes (Misch, 2005).

Los dientes o los implantes del sector anterosuperior rara vez se colocan según la dirección de las fuerzas oclusales. La dirección de la carga oclusal sobre la dentición natural se halla a 12° de media en relación con la raíz dentaria. La pérdida dentaria va a suponer una reabsorción ósea acentuada en vestibular dando lugar a defectos horizontales o tipo II de Siebert (1983). Por ello, el ápice del implante se sitúa a menudo con una angulación hacia palatino. En general, los implantes colocados en la zona premolar inferior se colocan en una posición más favorable para recibir las cargas axiales, mientras que los implantes de la zona molar inferior se sitúan con una inclinación a vestibular del ápice del implante con el fin de evitar la perforación de la cortical lingual (en implantes colocados en la mandíbula) o aprovechar la mayor disponibilidad ósea que aparece en ocasiones en la zona más palatina del maxilar. Estas configuraciones anatómicas influyen sobre la angulación de los implantes y el plan de tratamiento. Si las fuerzas de oclusión no son axiales o cuasi-axiales al cuerpo del implante, se debe valorar la posibilidad de colocar más implantes, más anchos o algún tipo de dispositivo que reduzca las tensiones en la prótesis (Misch, 2005).

- FACTORES DE INFLUENCIA EN LA MAGNITUD DE LAS CARGAS OCLUSALES

Además de lo citado para el momento de rotación, es necesario añadir que hay otros factores que pueden influir de manera significativa en la magnitud y el efecto que las fuerzas oclusales van a tener sobre hueso, implante y aditamentos protésicos, como son los hábitos parafuncionales, la posición de los implantes en la arcada, la naturaleza de la arcada antagonista, la proporción corona-implante y las características propias o personales del paciente.

HÁBITOS PARAFUNCIONALES

Una de las causas más importantes del fracaso de los implantes tras una exitosa estabilidad quirúrgica es la parafunción. Estas complicaciones ocurren con mayor frecuencia en el maxilar superior, debido a la menor densidad ósea y al aumento en los momentos de fuerza (Jaffin y Berman, 1991). Dentro de la parafunción cabe destacar el bruxismo, ya sea por rechinar o apretamiento, que supone un aumento de la duración de la fuerza, además de la intensidad y oblicuidad. Así, en una escala incremental del 1 al 10, el rechinar o apretamiento ocupan los puestos 10 y 9 respectivamente de factores de riesgo generadores de estrés (Misch, 2005). El hecho de tener esto en cuenta facilita su diagnóstico, que resulta fácil cuando el paciente es consciente de este hábito y hay desgaste dental, por lo que la anamnesis y una simple inspección de los dientes suele ser suficiente, aunque cuando el paciente lo desconoce y el desgaste no es tan evidente, como sucede en algunos casos de apretamiento, el diagnóstico se vuelve más complicado. En cualquier caso, conviene recordar que en el bruxismo en general, las fuerzas oclusales son más intensas (hasta 4-7 veces más de lo normal), duran más tiempo (más de los 20-30 minutos de la masticación y deglución normal, hasta incluso horas), son más oblicuas que axiales, predominan las de cizallamiento y tracción sobre las compresivas y tienen un alto componente de impacto y dinamicidad (Choy y Kydd, 1988; Gibbs et al., 1986; Mericske-Stern et al., 1996).

Por otro lado, hay que tener en cuenta que los materiales siguen una curva de fatiga que se ve afectada por el número de ciclos y por la intensidad de la fuerza (Bidez y Misch, 1992). En el caso del apretamiento hay que considerar el fenómeno conocido como fluencia de carga, que es una deformación progresiva que se expresa en un material al estar sometido a una carga constante que podría, por sí sola, causar la fractura de los diferentes elementos. Sin embargo, las fuerzas verticales del bruxismo de apretamiento son en teoría menos perjudiciales que las horizontales que se producen en el rechinar (Misch, 2005).

Otra de las parafunciones a tener en cuenta es el empuje no natural de la lengua contra los dientes al tragar (Kydd y Toda, 1962) que ejerce una fuerza de 41 a 709 gr/cm² en las zonas anteriores y laterales del paladar (Winders, 1958). Aunque la fuerza del empuje lingual es de menor intensidad en comparación con otras fuerzas parafuncionales, es de naturaleza horizontal y puede aumentar el estrés periimplantario (Misch, 2005).

POSICIÓN DE LOS IMPLANTES EN LA ARCADA

Como ya hemos comentado, el hecho de que la mandíbula se comporte durante la masticación como una palanca de clase III implica que las fuerzas generadas son mayores conforme nos acercamos a los sectores posteriores, al acercarnos a ese fulcro que suponen ambas articulaciones temporomandibulares. Pero además, la dirección de las fuerzas también se ve modificada ya que los sectores posteriores (molares y premolares) pueden recibir cargas de magnitud entre 3 y 5 veces mayor y con una dirección más perpendicular al plano de oclusión. Por esta razón, sus raíces son anchas y cortas, especialmente diseñadas para soportar las mayores cargas. Sin embargo, en una oclusión mutuamente protegida, el papel de los dientes anteriores es el de discluir y proteger los dientes posteriores durante los movimientos excursivos, de manera que son sometidos a cargas de menor magnitud pero de dirección mucho más desfavorable desde el punto de vista biomecánico, al predominar el componente horizontal por lo que los dientes anteriores cuentan con una raíz estrecha y proporcionalmente larga. Por ello, parece razonable intentar crear con los implantes una biomecánica similar a la de los dientes naturales y por eso es deseable que los implantes de regiones posteriores tengan un mayor diámetro, especialmente en presencia de factores adicionales de fuerza (Misch, 2005).

Finalmente, es importante recordar que la densidad del hueso edéntulo varía también en función de la posición de la arcada. Tras la pérdida dentaria, las regiones posteriores mantienen en general un hueso de menor densidad que las regiones anteriores, dato a tener en cuenta ya que una mayor densidad ósea se traduce en una mayor resistencia al estrés biomecánico (Misch, 2008).

NATURALEZA DE LA ARCADA ANTAGONISTA

Entre otros factores, es innegable que la fuerza máxima oclusal está determinada por la cantidad de apoyo dentario o implantario y que los dientes naturales transmiten mayores fuerzas de impacto a través de los contactos oclusales que las prótesis mucosoportadas. Además, la fuerza oclusal máxima en los pacientes con prótesis completas se reduce con el tiempo ya que se produce atrofia muscular, adelgazamiento de los tejidos blandos y atrofia ósea, y aunque algunos portadores de prótesis pueden apretar sus prótesis de forma constante, lo que puede mantener la masa muscular. Sin embargo, esta situación acelera habitualmente la pérdida de hueso.

Es importante recordar que los pacientes portadores de prótesis sobre implantes no se benefician de la propiocepción, a diferencia de aquellos que tienen dientes naturales, y muerden con una fuerza cuatro veces superior a la de los dientes naturales, por lo que los mayores factores de fuerza se desarrollan en este tipo de restauraciones implantosoportadas. Además, si hay contactos prematuros o interferencias en oclusión normal o durante la parafunción, no puede verse alterada la trayectoria de cierre, debido a la disminución de la percepción oclusal en las prótesis sobre implantes en comparación con los dientes naturales.

En casos de pacientes portadores de prótesis parciales removibles, se pueden registrar fuerzas intermedias entre las de los dientes naturales y las prótesis completas, aunque depende mucho de la localización y estado de los dientes restantes, la musculatura y las articulaciones temporomandibulares, mientras que cuando un paciente parcialmente desdentado se restaura con prótesis fija implantosoportada, las fuerzas oclusales son más similares a los de la dentición natural, aunque la carencia de propiocepción puede amplificar la magnitud de la carga durante la función normal y la parafunción (Carr y Laney, 1987).

PROPORCIÓN CORONA-IMPLANTE

La proporción corona-implante (PCI), hace referencia a la relación que existe entre la longitud del implante y la longitud de la corona, considerando la primera como la longitud desde el ápice del implante al punto más coronal del contacto hueso-implante; y la segunda como la longitud desde la parte más coronal de la restauración protésica hasta el punto más coronal del contacto hueso-implante (Blanes, 2009; Laney, 2007).

La primera publicación que versa sobre el efecto de la PCI en la supervivencia del implante data de 1989, cuando Brose et al. descubrieron en un estudio longitudinal a 5 años que en los casos de PCI mayores (mayor longitud de la restauración) había una mayor pérdida ósea periimplantaria, mayores complicaciones protésicas y una mayor profundidad de sondaje. La utilización de implantes lo más largos posible se ha recomendado clásicamente para reducir el estrés periimplantario y la pérdida ósea (Lekholm et al., 1999; Naert et al., 2002; Wyatt y Zarb, 2002), sin embargo, otras publicaciones, y tras la aparición de implantes de superficie rugosa, demostraron que los implantes cortos (< 10 mm) pueden ofrecer resultados similares, en cuanto a éxito y supervivencia, a los implantes largos (Fiberg et al., 2000; Renouard y Nisand, 2005; Ten Bruggenkate et al., 1998). En contraposición, otros estudios concluyen que cuando la PCI aumenta se va a producir una mayor pérdida ósea periimplantaria y una mayor frecuencia de complicaciones protésicas (Rangert et al., 1995, 1997), aunque una extensa revisión bibliográfica acerca de las complicaciones derivadas de una desfavorable PCI realizada por Blanes (2009), afirma que no hay evidencia concluyente de que dicha proporción tenga una influencia negativa en la pérdida ósea periimplantaria y que no hay datos suficientemente fiables para evaluar la relación de la PCI con la supervivencia del implante y la aparición de complicaciones.

4. DEL ESTRECHAMIENTO DE PLATAFORMA

- CONCEPTO Y ANTECEDENTES

El concepto de “*platform switching*” (cambio de plataforma o estrechamiento de plataforma) aparece por primera vez en la literatura en el año 2005 y hace referencia a la utilización de aditamentos protésicos o pilares de cicatrización de un diámetro inferior al diámetro de la plataforma del implante. En esta publicación, Gardner presenta un caso clínico en el que coloca un implante osseotite certain (Biomet 3i, Implants Innovations Inc, Palm Beach gardens, FL, USA) de 5x13 mm, situando la plataforma a nivel de la cresta ósea vestibular. A continuación colocó un pilar provisional de 4´5 mm de diámetro, lo que creaba una discrepancia horizontal de 0´25 mm, distanciando la interfase pilar-implante (IPI) del hueso que, según el autor, producía a su vez un alejamiento de la zona de colonización bacteriana que supone esta interfase para reducir la pérdida ósea periimplantaria de 1´5-2 mm que se producía de forma característica a este nivel. A pesar de ser esta la primera referencia al estrechamiento de plataforma, apenas tuvo repercusión ya que fue publicada en una revista sin factor de impacto. Un año después, Lazzara y Porter (2006) introducen, en una revista que sí lo tiene, el concepto de “*platform switching*” o “*estrechamiento de plataforma*”, que surge como un hallazgo casual. En 1991, la casa de implantes Biomet 3i (Implants Innovations Inc, Palm Beach gardens, FL, USA) lanza al mercado implantes de 5 y 6 mm de diámetro con la finalidad de conseguir mayor estabilidad primaria en zonas de hueso pobre, y puesto que no había disponibles aditamentos protésicos de estos diámetros, era necesario restaurar los implantes con aditamentos estándar de 4,1 mm. Así, había una discrepancia horizontal de 0,45 o 0,95 mm entre la plataforma de estos nuevos implantes y los aditamentos protésicos. Tras un periodo inicial de 5 años, la observación radiográfica mostraba que el hueso periimplantario no se comportaba como era de esperar en implantes de 2 piezas, ya que no se observó la típica pérdida ósea vertical hasta la primera espira. El desplazamiento de la unión implante-pilar hacia el eje del implante había tenido dos consecuencias:

Por un lado, se había reducido la reabsorción ósea necesaria para la inserción del tejido blando a la superficie del implante y por otro, el alejamiento de la IPI de la cresta ósea redujo la inflamación del tejido blando a este nivel.

Aparece así un concepto revolucionario que podría reducir la pérdida ósea que se producía *sine qua non* en la IPI de implantes de dos piezas. A partir de aquí empiezan a publicarse estudios clínicos, histomorfométricos y biomecánicos para tratar de esclarecer las causas de estos hallazgos así como evidenciar la efectividad de esta técnica.

- SOBRE SU REPERCUSIÓN BIOLÓGICA Y BIOMECÁNICA

ESTUDIOS HISTOMORFOMÉTRICOS

En base a la literatura disponible, podemos decir que existen escasos trabajos que evalúen el efecto biológico del EP. Así, hasta la fecha tan sólo encontramos dos estudios histológicos e histomorfométricos realizados en perros y otros dos en humanos.

En esta línea, Becker et al. (2007) realizan un estudio histomorfométrico utilizando perros Beagle en el que comparan un grupo de control de implantes con pilares de cicatrización del mismo diámetro, con un grupo de estudio de implantes con pilares de cicatrización de menor diámetro. Tras el sacrificio de los animales a los 7, 14 y 28 días, se procesaron los bloques disecados para su análisis histomorfométrico. Se midieron las distancias entre la plataforma del implante y la extensión apical del epitelio de unión, la parte más coronal del hueso crestal en contacto con el implante y el hueso alveolar crestal. Los resultados mostraron que ambos grupos presentaron pérdida ósea periimplantaria sin haber diferencias estadísticamente significativas entre ellos, con una pérdida ósea media de 0´5 mm en la zona vestibular y de 0´1 mm en la zona lingual.

Dos años después, los mismos autores (Becker et al., 2009) investigaron en un estudio con diseño similar, la influencia del estrechamiento de plataforma en los cambios de nivel de la cresta ósea con implantes de titanio no sumergidos durante un periodo de 6 meses. Colocaron 72 implantes Camlog Screw-Line Implant, Promote plus (Camlog Biotechnologies AG, Basel, Switzerland) de 3´8x11 mm en la mandíbula de 12 perros fox hounds, 6 a cada uno de ellos. De las 6 fijaciones que se colocaron a cada perro, 3 recibieron pilares del mismo diámetro (grupo de control) y los otros 3, pilares de 3,1 mm de diámetro (grupo de estudio). A las 4, 8, 12 y 24 semanas sacrificaron a los perros para la obtención de muestras para su procesado y posterior análisis histomorfométrico. También aquí se midieron las distancias entre la plataforma de los implantes y la parte más apical del epitelio de unión, la parte más coronal del hueso en contacto con el implante y el nivel de la cresta alveolar. Los resultados mostraron que la reabsorción ósea era mínima en ambos grupos (0´3 mm de media para ambos grupos tanto en vestibular como en lingual) concluyendo de nuevo que no había diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

En cuanto a los estudios en humanos, Degidi et al. (2008) publican un estudio en el que evaluaron los tejidos blandos y duros periimplantarios de un implante Ankylos plus (Dentsply-Friandent, Mannheim, Germany) de 3´5x8 mm colocado en un humano 2 mm apicalmente al nivel de la cresta alveolar con carga inmediata. Después de un mes tras la colocación del implante, éste fue retirado mediante trefina de 5´5 mm de diámetro por problemas psicológicos del paciente. El implante y tejidos circundantes fueron lavados con suero salino para su posterior procesado. Se realizaron tres cortes longitudinales de precisión para su tinción y evaluación histomorfométrica. Observaron que había tejido óseo 2 mm por encima de la plataforma del implante, y que no había reabsorción del hueso coronal ni bolsas infraóseas. También se encontró un 65´3 % de hueso neoformado en contacto con la superficie del implante. En cuanto al tejido blando, hallaron la presencia, a nivel del hombro del implante, de un tejido conectivo denso con un bajo número de células inflamatorias dispersas. Los autores concluyen que el estrechamiento de plataforma en combinación con la ausencia

de micromovimientos puede proteger los tejidos duros y blandos periimplantarios explicando la ausencia de reabsorción de hueso.

En esta línea, Luongo et al. (2008) presentan los resultados de un estudio histológico e histomorfométrico de un implante y tejidos circundantes que fueron retirados de un humano dos meses después de su colocación por dificultades en la rehabilitación protésica. Se trataba de un implante de 4x10 (con plataforma de 4'8) con un pilar de 4'1 mm, que fue explantado con trefina de 6 mm. El espécimen se procesó para su análisis histológico e histomorfométrico con la finalidad de evaluar las características cualitativas y cuantitativas de los tejidos periimplantarios. El análisis mediante microscopía óptica reveló que el implante estaba rodeado en aproximadamente un 65% de su superficie por hueso trabecular, no había bolsas infraóseas y aparecía un infiltrado de tejido conectivo inflamatorio a nivel de la IPI, siendo lo más destacable que este infiltrado inflamatorio se extendía verticalmente 0'35 mm coronal a la IPI a lo largo del pilar de cicatrización mientras que en sentido apical no aparecía. En sentido horizontal, el infiltrado no excedía la longitud de la plataforma del implante. Sin embargo, no midieron la distancia entre la plataforma del implante y la parte más coronal del contacto hueso-implante.

ESTUDIOS CLÍNICOS CON MÉTODOS DE IMAGEN

La gran mayoría de los trabajos publicados en relación con el EP son por método de imagen o clínicos, y es importante mencionar que existen diferencias notables en cuanto al diseño de los estudios (como son la localización y profundidad del implante o si son o no controlados, entre otros), lo que hace difícil compararlos utilizando un mismo método de evaluación.

En 2006, Vela-Nebot et al. compararon un grupo de control de 30 implantes restaurados con aditamentos de igual diámetro que la plataforma del implante, con otro grupo de 30 implantes con estrechamiento de plataforma y hallaron que la pérdida ósea periimplantaria (medida radiográficamente a los 1, 4 y 6 meses) era de 2'53 mm en mesial y de 2'56 mm en distal de los implantes

sin EP y de 0´76 y 0´77 mm con EP, de manera que hay una reducción significativa de pérdida ósea alrededor de los implantes con EP.

En esta línea, Hürzeler et al. (2008), colocaron un total de 22 implantes de los que 14 de ellos tenían un diámetro de plataforma de 5 mm y fueron restaurados con pilares de 4´1 mm aplicando la técnica de EP (grupo de estudio), mientras que los 8 implantes restantes eran de 4´1 mm de diámetro para recibir pilares del mismo diámetro (grupo de control). Se realizaron radiografías digitales estandarizadas para la evaluación de los niveles del hueso periimplantario en el momento de la colocación de la restauración definitiva y un año después. Utilizaron un software de imagen para calibrar las mediciones, que se hicieron desde la plataforma del implante a la parte más coronal del hueso en contacto con el implante, tanto por mesial como por distal. Estas mediciones fueron sometidas a un programa de análisis de covarianza. Los resultados obtenidos en el momento de la colocación de la restauración, mostraron una pérdida ósea media de 0´09 mm en el grupo con EP y de 1´73 mm en el grupo sin EP. Un año después, la pérdida ósea media era de 0´22 mm en el grupo con EP y de 2´02 mm en el grupo sin EP. Estos hallazgos supusieron una diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos.

En un estudio similar al anterior, Capiello et al. (2008) evaluaron un total de 131 implantes colocados en 45 pacientes en una sola fase quirúrgica. El grupo de estudio estaba formado por 75 implantes de 4´8 mm de diámetro de plataforma a los que se le colocaron pilares de cicatrización de 4´1 mm. El grupo de control estaba compuesto por 56 implantes de 4´1 mm de diámetro de plataforma a los que se les colocaron pilares de la misma medida. Para comparar ambos grupos, tomaron radiografías estandarizadas a los 0, 2, 4 y 12 meses tras la cirugía. Dichas radiografías fueron digitalizadas y analizadas mediante un software informático para medir la distancia desde la plataforma del implante a la parte más coronal del contacto hueso-implante, tanto en mesial como en distal. Los resultados mostraron una pérdida ósea media de 0´95 mm en el grupo con EP y de 1´37 en el grupo sin EP.

Siguiendo la misma línea, Trammel et al. (2009) colocan 25 implantes de Biomet 3i en 10 pacientes sanos para evaluar la pérdida ósea periimplantaria al colocar pilares de cicatrización con EP (grupo de estudio) y sin EP (grupo de control). Cada paciente recibía al menos un implante de cada grupo, aunque no se especifica cuántos implantes de cada grupo fueron colocados. Se realizaron radiografías estandarizadas a los 0, 1'5, 2, 6, 18 y 30 meses tras la colocación de las fijaciones, para ser posteriormente digitalizadas y medir mediante un software informático la distancia, en mesial y distal, desde la plataforma del implante hasta la parte más coronal del hueso en contacto con la fijación. Los resultados arrojaron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos al revelar una pérdida ósea periimplantaria media de 1'19 mm en el grupo sin EP y de 0'99 mm en el grupo con EP.

Conclusiones muy similares obtienen Cocchetto et al. (2010) en un trabajo en el que miden la migración apical del hueso periimplantario en implantes de plataforma ancha con EP. Para realizar el estudio, colocaron 15 implantes de 5'8 mm de diámetro de plataforma a los que atornillaron aditamentos de 4'1 mm. Realizaron un seguimiento radiográfico estandarizado a los 0, 2, 12 y 18 meses tras la cirugía. Para realizar estas placas utilizaron posicionadores estándar para posteriormente digitalizarlas y utilizar un software donde realizar las mediciones desde la plataforma hasta el hueso más coronal en contacto con la fijación. Éstas revelaron que la pérdida ósea media en 14 de los 15 implantes fue de 0'19 mm, un implante tuvo una pérdida de 1'63 mm que fue atribuida a un lecho implantario de pobre calidad y cantidad ósea. Concluyen que el EP en implantes anchos, en los que la discrepancia horizontal es mayor, va a reducir la pérdida ósea respecto a los implantes de plataforma estándar con EP y aún más que si no se hace EP.

En conclusión, los artículos citados hacen referencia a una pérdida ósea significativamente menor cuando se utilizaban implantes con estrechamiento de plataforma.

En ensayos de mayor evidencia científica, los resultados respecto a la pérdida ósea periimplantaria se asemejan a los comentados anteriormente, como el trabajo de Canullo et al. (2010a) donde nos muestran los resultados de un estudio clínico aleatorizado y controlado de 80 implantes con y sin EP colocados en 31 pacientes. El objetivo del estudio era comparar los cambios del nivel del hueso periimplantario de 4 grupos diferentes: uno de control en el que tanto la plataforma del implante como los aditamentos protésicos tenían un diámetro de 3´8 (sin EP) y otros 3 (con EP), en los que se colocaban pilares 3´8 mm de diámetro sobre implantes de 4´3 (grupo 1), 4´8 (grupo 2) y 5´5 (grupo 3) mm de plataforma. Todos los implantes se colocaron con cirugía en dos fases y tras 2-3 meses se conectaron a pilares de cicatrización de 3´8 mm de diámetro, para recibir las restauraciones finales que mantenían dicho EP, una semana después. Para comparar los grupos, hicieron radiografías periapicales digitales estandarizadas con posicionadores individualizados en el momento de la colocación del implante, tras la colocación de la restauración a los 3 meses y cada 6 meses durante 2´5 años. Estos registros se utilizaron para medir mediante un software informático, la distancia vertical desde la plataforma del implante hasta la parte más coronal del hueso en contacto con la fijación. El análisis radiográfico reveló una pérdida ósea periimplantaria media de 0´99 mm para el grupo 1; 0´82 mm para el grupo 2 y 0´56 mm para el grupo 3. Estos valores resultaron ser estadísticamente inferiores que los del grupo de control, en el que la pérdida ósea media fue de 1´49 mm, lo que hizo concluir a los autores que hay una correlación inversa entre la extensión de la discrepancia horizontal entre pilar e implante y la cantidad de pérdida ósea, es decir, cuanto mayor es el EP, menor es la pérdida ósea periimplantaria.

También en esta dirección, pero obteniendo diferentes conclusiones, Vigolo y Givani (2009) realizan un estudio prospectivo controlado a 5 años para evaluar y comparar clínicamente los cambios que se producen alrededor de 182 implantes de hexágono externo de 5 mm de diámetro de plataforma, sobre 144 pacientes. 85 de esos implantes fueron restaurados con aditamentos del mismo diámetro (grupo de control) y 97 aplicando el EP (grupo de estudio). Para el estudio se realizaron radiografías estandarizadas tras la colocación de los

implantes, en cada una de las citas de la fase protésica y anualmente durante los 5 años de seguimiento. Para el análisis de las mismas se utilizaron microlupas con magnificación 6x, que según los autores, proporcionaban un margen de error de ± 0.2 mm en las mediciones. Estas mediciones iban desde el punto más apical del cuello pulido del implante al punto más coronal del contacto hueso-implante, en sentido vertical, y poder así determinar mediante método estadístico si las diferencias entre ambos grupos eran significativas. Tras el primer año, la pérdida ósea media del grupo sin EP fue de 0.9 mm y de 0.6 mm para el grupo con EP. A pesar de esto, la evaluación a los 2, 3, 4 y 5 años no reveló diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

Por otro lado, para evaluar la influencia del EP en la distancia interimplantaria, Rodríguez-Ciurana et al. (2009a) estudiaron un total de 82 implantes colocados en 37 pacientes. A cada paciente le pusieron al menos 2 implantes adyacentes con una separación horizontal entre ellos menor de 3 mm, para evaluar la pérdida ósea periimplantaria no respetando la distancia mínima aconsejada en estudios previos (3 mm) y aplicando EP. Para su estudio, utilizaron implantes de 4.8 mm y 6 mm de plataforma y 4.1 mm y 5 mm de diámetro de pilar respectivamente. Tras 6-24 meses de la colocación de la prótesis definitiva realizaron radiografías digitales estandarizadas para medir mediante un software informático la pérdida ósea periimplantaria en vertical y en horizontal. Los resultados mostraron que la pérdida ósea vertical media fue de 0.62 mm, mientras que en sentido horizontal el valor medio fue de 0.60 mm. Según este estudio, aunque implantes adyacentes no cumplan el requisito mínimo de la separación de 3 mm entre ellos, el EP parece contribuir a la reducción de la pérdida ósea periimplantaria.

En la misma tónica de los resultados de ensayos anteriores pero con un muestra significativamente mayor, Prosper et al. (2009) llevaron a cabo un estudio aleatorio prospectivo en el que compararon radiográficamente la migración apical del hueso periimplantario en 360 implantes colocados sobre 60 pacientes. Utilizaron 2 tipos de implantes (unos con cuerpo y plataforma del mismo diámetro y otros con mayor diámetro de la plataforma) de 3.8, 4.5 y 5.2

mm de diámetro de plataforma y pilares de 3´3, 3´8 y 4´5 mm respectivamente (todos ellos con EP), para comparar estos 6 grupos. Tras un seguimiento radiográfico de 2 años, concluyeron que al aplicar el EP, los implantes con plataforma mayor que el cuerpo del implante sufrían menor pérdida ósea vertical que los implantes cilíndricos convencionales.

Ya en 2010, se publica el mayor estudio clínico de control radiográfico de implantes con EP. Wagenberg y Forum presentan un artículo en el siguen 94 implantes durante 11-14 años. Todas las fijaciones eran de la casa Nobel Biocare y tenían un diámetro de plataforma de 5 mm. Sobre ellas se colocaban aditamentos de 4 mm en una segunda fase quirúrgica. Para el control se realizaron radiografías estandarizadas tomando como referencia la distancia vertical entre las espiras (0´8 mm). Éstas se tomaron en el momento de la inserción del implante, al conectar el pilar, al colocar la restauración definitiva y anualmente hasta los 5 años siendo llamados a los 11-14 años para realizarlas una nueva radiografía. Posteriormente fueron digitalizadas y magnificadas para medir los niveles hueso en contacto con el implante, tanto en mesial como en distal. Los resultados mostraron que 71 de los 94 implantes (75%) no tuvieron pérdida ósea en la cara mesial y 67 de ellos (71%) no tuvieron pérdida ósea en la cara distal. Por otro lado, el 84% de las caras mesiales y el 88% de las distales tuvieron una pérdida ósea menor o igual a 0´8 mm. Los autores concluyen que el EP efectivamente reduce la migración apical del hueso.

Sin embargo, otros diseños de plataforma de implantes no proporcionan buenos resultados y así, Carinci et al. (2009), Irinakis et al. (2009) y Danza et al. (2010) estudiaron un total de 532 implantes con un diseño de cuello troncocónico, es decir, la parte más coronal del cuerpo del implante se va estrechando hacia oclusal con EP. Tras un seguimiento radiográfico en el que medían la pérdida ósea periimplantaria en mesial y distal del implante, concluyeron que este diseño (al que atribuyeron el concepto de “estrechamiento de plataforma óseo”) no contribuía a la reducción de la pérdida ósea alrededor del implante.

Por otro lado, y en relación a los estudios que relacionan el EP con la carga inmediata, Calvo-Guirado et al. (2006) presentaron los resultados de un estudio en que colocaron 24 implantes de 4,8 mm de plataforma en alveolos postextracción de maxilar anterior (a nivel de incisivos centrales y laterales), que se cargaron un día tras la cirugía con coronas implantosoportadas provisionales de 3´8 mm. Las restauraciones definitivas, que mantenían este EP, se colocaron 15 días después de la intervención. Tras un control radiográfico a los 0´5, 1, 2, 3, 6 y 8 meses, observaron una pérdida ósea media de 0´6 mm en los incisivos centrales y de 0´7 mm en los laterales. Los autores refieren que se necesitan al menos 3 mm de tejido blando supracrestal para el correcto establecimiento del ancho biológico y 6 mm de anchura vestibulo-lingual, y concluyen que el estrechamiento de plataforma parece ser una técnica simple, funcional y definitiva para la preservación del hueso periimplantario, aunque hacen referencia a la necesidad de estudios concluyentes más definitivos.

Resultados más sorprendentes obtuvieron los mismos autores (Calvo-Guirado et al., 2009) de un estudio clínico de seguimiento radiográfico a 12 meses tras colocar 61 implantes inmediatos de 4´8 mm de diámetro en la plataforma. Estos implantes fueron cargados en el momento de la cirugía con restauraciones provisionales de 4´1 mm, que se sustituyeron por restauraciones definitivas, con el mismo EP, 15 días después de la colocación del implante. Evaluaron la pérdida ósea periimplantaria mesial y distal mediante radiografías digitales estandarizadas a los 0, 0´5, 1, 2, 3, 6, 8 y 12 meses. Los resultados arrojados de este estudio muestran una migración apical media de 0´08 mm en la cara mesial u de 0´09 mm en la cara distal. Cabe decir por tanto, que no utilizaron un grupo de control (sin EP) con el que comparar resultados.

Con un diseño de estudio similar al anterior, Canullo et al. (2007) publicaron un ensayo en que evaluaron la respuesta de los tejidos duros y blandos de implantes inmediatos unitarios con carga inmediata con EP colocados tanto en la parte anterior como posterior del maxilar superior. De este modo, colocaron 10 implantes de 6 mm de diámetro de plataforma restauradas con coronas provisionales de 4 mm con carga inmediata no funcional, para

colocar tres meses después la restauración definitiva. Tras un seguimiento radiográfico estandarizado a los 0 y 6 meses y cada 6 meses hasta una media de 22, evaluaron la pérdida ósea periimplantaria (medida desde la plataforma del implante a la zona más coronal del contacto hueso-implante) utilizando un software informático. Observaron que la pérdida ósea media alrededor de los implantes era de 0´78 mm en sentido vertical, que concluyeron que era significativamente menor que los 1´7 mm descritos en la literatura para implantes sin EP. Tampoco existe en este trabajo grupo sin EP con el que comparar los resultados obtenidos.

Mejorando el diseño del estudio, los mismos autores (Canullo et al., 2009) compararon un grupo de 11 implantes de 5´5 mm que restauraron con coronas provisionales de 3´8 mm en la conexión con la plataforma del implante (grupo con EP) con carga inmediata no funcional, con otros tantos implantes restaurados con el mismo protocolo de carga pero con coronas provisionales de 5´5 mm en la plataforma (grupo sin EP). Realizaron radiografías estandarizadas tras la colocación del implante, en el momento de la colocación de la restauración definitiva (2 meses después de la cirugía) y cada 6 meses desde entonces hasta un período medio de 25 meses. Tras aplicar un software informático, observaron que el grupo con EP presentaba una pérdida ósea periimplantaria media de 0´30 mm que era significativamente menor que los 1´19 mm de media del grupo sin EP.

Siguiendo esta línea, Crespi et al. (2009) colocaron 64 implantes inmediatos, con carga inmediata en 45 pacientes. El grupo de control estaba formado por 34 implantes de hexágono externo al que no se le aplicó EP, mientras que el grupo de estudio lo completaban 30 implantes con EP. Se realizaron radiografías digitales estandarizadas a los 0, 12 y 24 meses tras la cirugía para medir, mediante un software informático, la pérdida ósea mesial y distal en ambos grupos. El grupo de estudio obtuvo una migración ósea apical media de 0´78 mm, mientras que la del grupo de control fue de 0´7 mm, por lo que no encontraron diferencias estadísticamente significativas.

Además, hay ensayos que estudian la influencia que el EP pueda tener en la flora periimplantaria. Así, Canullo et al. (2010b) examinaron las diferencias de dicha flora entre implantes restaurados con y sin EP, estudiando 48 implantes en 18 sujetos en los cuales 15 se aplicó y en 33 de ellos no. Tras 36 meses de la colocación de la prótesis definitiva se tomaron muestras de la placa mediante curetas de Gracey para análisis microbiológico de 40 especies bacteriológicas distintas. Concluyeron que las diferencias de la pérdida ósea periimplantaria al aplicar o no el EP no estaban asociadas con diferente flora periimplantaria.

ESTUDIOS BIOMECÁNICOS CON ELEMENTOS FINITOS

El método de análisis mediante elementos finitos (AMEF) se ha convertido en los últimos veinte años en una herramienta útil para predecir los efectos de las cargas en los implantes, hueso de soporte y aditamentos protésicos (Geng et al., 2001). El AMEF fue inicialmente desarrollado a principios de 1960 para solventar problemas estructurales en la industria aeroespacial, desde donde se extendió a otros campos. Weinstein et al. (1976) fueron pioneros al aplicar el AMEF a la Implantología y desde entonces su uso se ha extendido rápidamente (Atmaram et al., 1983a, 1983b; Borchers y Reichart, 1983; Mohammed y Atmaram, 1979). No obstante, su aplicación en implantología no está exenta de limitaciones, ya que son muchas variables a considerar y modelar como es la geometría del hueso, implante y elementos protésicos, las propiedades de los materiales, las condiciones de contorno y la interfase entre hueso e implante, (Korioth y Versluis, 1997; Van Oosterwyck et al., 1998) entre otros.

Así, con la finalidad de obtener modelos lo más parecidos a la realidad, se aplican técnicas avanzadas de imagen digital para modelar la geometría de los cuerpos con gran detalle, siendo necesario considerar la naturaleza isotrópica o no de los materiales así como las condiciones de contorno necesarias. Además, cuando se modela la interfase hueso-implante hay que valorar la oseointegración en el hueso cortical y trabecular.

Por otro lado, el AMEF permite también estudiar la transmisión de las cargas sobre los diferentes componentes del sistema, para lo que hay que tener en cuenta los factores que influyen en la interfase hueso-implante como son: tipo de carga, propiedades de los materiales de la prótesis y del implante, largo y ancho del implante, superficie del implante, naturaleza de la unión hueso-implante, y la cantidad y calidad del hueso circundante. Asimismo, la distribución de la tensión a través del implante y la prótesis también ha de considerarse debido a la incidencia de problemas clínicos como son el aflojamiento y fractura del tornillo y/o implante, que pueden acontecer en las restauraciones implantosoportadas.

En ocasiones, se ha empleado el AMEF para establecer la influencia del tipo de carga sobre las coronas unitarias sobre implantes. Papavisiliou et al. (1996) emplearon este método para valorar diferentes efectos a nivel del terreno de soporte de un único implante unitario colocado sobre hueso mandibular, llegando a la conclusión de que las cargas oblicuas y superiores a 200 N, eran las responsables de los mayores niveles de estrés a ese nivel. En este sentido, Eskitascioglu et al. (2009) publican un estudio, también sobre implantes unitarios, en el que se evaluaban los niveles de estrés sobre el propio implante y el hueso en función de si una misma carga de 300N fuese aplicada en un único punto (la cúspide vestibular del premolar modelizado), en dos puntos (150N en la cúspide vestibular y 150 en la fosa distal) o en tres puntos (100 N en la cúspide vestibular, 100 en la fosa distal y 100 en la fosa mesial), llegando a la conclusión de que las cargas distribuidas en 2 o 3 puntos, resultaban más convenientes en lo que respecta a la distribución del estrés.

En otras ocasiones, como en el trabajo de Assunção et al. (2009), se han empleado este tipo de estudios para valorar cual es la combinación de materiales más favorable para la confección de coronas unitarias sobre implantes con diferente grado de ajuste. Sus resultados demostraron que los desajustes protésicos se relacionaban con mayores niveles de estrés en el implante y los tornillos de retención cuando se comparaban con coronas perfectamente ajustadas, y por otro lado, que el tipo de material empleado en la

construcción de la prótesis, ya fuera éste más rígido o de comportamiento más elástico, no influía de manera significativa ni en la forma de distribución ni en los valores de estrés sobre el terreno de soporte.

Por lo relatado, el AMEF parece un método apropiado para evaluar el comportamiento biomecánico del sistema implante-hueso periimplantario-aditamentos protésicos al aplicar o no el EP.

En cuanto a los estudios sobre el EP que emplean el AMEF, éstos parecen confirmar de alguna manera los hallazgos clínicos y radiológicos que hemos comentado anteriormente. Así, Maeda et al. (2007) modelizan un implante de 4x15 mm con un pilar de cicatrización de 4 mm y otro implante de las mismas características pero con un pilar de 3'25 mm. Tras aplicar una carga vertical de 10 N sobre el punto más alejado del centro del pilar, los resultados revelaron que el nivel de estrés en el hueso alrededor del cuello del implante se reducía enormemente en el modelo con EP. Sin embargo, los autores no muestran datos cuantitativos de tensión-deformación y éstos han de ser interpretados a través de unas figuras que representan la localización y distribución del estrés transferido al hueso, mediante una medición cualitativa de un sistema de degradación de color, donde se observaba que la máxima concentración del estrés se distribuía siguiendo la dirección de la fuerza, localizándose a lo largo del pilar en el modelo con EP (por lo tanto se desplaza hacia el centro del implante) y a nivel del pilar y la zona más coronal del contacto hueso-implante en el modelo sin EP.

En un estudio con un diseño más adecuado, Baggi et al. (2008) comparan 5 configuraciones implante-pilar diferentes, utilizando un AMEF, para determinar la influencia del diámetro, longitud y conexión en los patrones de distribución de la carga oclusal. Para el estudio, modelaron 2 implantes ITI de Straumann (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland), 2 implantes Nobel Biocare implant systems (Nobel Bio care AB, Göteborg, Sweden) y un implante Ankylos implant (Dentsply Friadent, Mannheim, Germany), lo que hace un total de 5 grupos. De todos ellos, sólo el último incluía EP en su diseño. Por otro lado,

realizaron TACs bimaxilares a partir de los cuales modelizaron un hueso tipo II maxilar y otro mandibular, en los que el hueso cortical tenía un grosor de 2 mm. Modelizaron 2 geometrías diferentes de hueso cortical periimplantario en función de la migración apical que cabría esperar en cada tipo de configuración implante-pilar y aplicaron cargas axiales y a 22° de inclinación con una magnitud de 250 N en sentido vertical y 100 N de componente horizontal. Los resultados revelaron que el modelo del implante con EP sufría estadísticamente menos estrés biomecánico en todas las partes del hueso estudiado, especialmente en el hueso cortical (tanto maxilar como mandibular) en contacto con la plataforma del implante. Así, observaron que el modelo sin EP que más tensiones recibía iba a sufrir 4 veces más estrés en el hueso cortical mandibular que el modelo con EP, mientras que en el hueso cortical maxilar este incremento era 7 veces mayor. La distribución de estas tensiones era cuasi simétrica en torno al eje longitudinal del implante cuando la carga era axial y se concentraba en la zona contraria a la de la aplicación de la carga (zona de compresión) cuando dicha carga era oblicua.

Resultados similares encuentran Hsu et al. (2009), quienes publican un estudio en el que calculan el estrés que sufre el hueso y los micromovimientos de la interfase hueso-implante mediante un medidor de deformación y AMEF. Para ello compararon 4 grupos de implantes de 4 y 5 mm de diámetro de plataforma con pilares de 4 y 5 mm, sobre los que aplicaron cargas de 130 N en sentido axial y con una inclinación de 45° en sentido vestíbulo-lingual. Tras el análisis de los resultados observaron que, cuando la carga era axial, no había diferencias entre el grupo con EP y los otros 3, mientras que cuando dicha carga llevaba una angulación de 45° la mayor concentración de estrés se localizaba en la zona lingual, produciéndose una reducción del 9% de estrés a nivel del contacto más coronal hueso-implante en el grupo con EP. En cuanto a la localización y distribución de las tensiones, observaron que en el modelo con EP el mayor estrés se concentraba en la parte más apical del pilar y que no había diferencias significativas entre aplicar o no EP en relación a la distribución de las tensiones por el hueso periimplantario. De este modo, concluyeron que la reducción del estrés sufrido por el hueso se debía más al aumento del diámetro del implante que a la aplicación del EP.

En otros ensayos con mayor evidencia científica encontramos resultados acordes con los comentados, como los de Rodríguez-Ciurana et al. (2009b), que someten a estudio mediante AMEF, 3 configuraciones implante-pilar diferentes para comparar las tensiones sufridas por el hueso, implante y pilar al aplicar una carga de 150 N en sentido axial y 50 N en sentido horizontal. De los 3 grupos que hicieron para el estudio, el primero estaba formado por un implante de 5x11'5 mm de hexágono externo con un pilar de 5 mm; el segundo, por un implante de hexágono externo de 5x11'5 mm con un pilar de 4'1 mm; y el tercero, de 4'8x11'5 mm de conexión interna con un pilar de 4'1 mm. En la modelización del hueso cortical, de 2 mm de grosor, reprodujeron la pérdida ósea periimplantaria media descrita en la literatura para cada una de las 3 configuraciones: 2'5 mm para el grupo 1, 0'76 para el grupo 2 y 0'60 para el grupo 3, de manera que hay 2 modelizaciones diferentes del hueso crestral para los tres grupos. También modelizaron una porción de hueso trabecular. Los resultados de este estudio hacen concluir a los autores que en los grupos 2 y 3 (con EP) existe un mejor comportamiento mecánico con una reducción de las tensiones en el hueso, aunque debido a la modelización de diferentes geometrías de hueso, el potencial de carga en estos grupos era menor. Así, cuando aplicaron una fuerza axial, las tensiones en el hueso cortical se reducían en los modelos con EP independientemente de la modelización o no de la reabsorción ósea crestral, pero después de ésta, las tensiones aumentaban en todos los modelos. En cuanto a la localización y distribución de las tensiones para el hueso cortical, en los tres grupos éstas se localizaban en la porción más coronal de la zona contraria a la de la aplicación de la carga extendiéndose de manera circunferencial en sentido horizontal y ligeramente en sentido vertical.

Resultados similares obtienen Chang et al. (2010), que analizan y comparan el estrés que se genera en la interfase hueso-implante en modelos creados por AMEF 3D de un implante con EP y otro sin EP. Para ello, modelizan una sección de hueso correspondiente al maxilar superior a través de un TAC, un implante de 4,1x10 mm, un pilar de 4'1 y otro de 3'4 mm y una corona de oro de 2 mm de grosor. Aplicaron fuerzas de 200 N en sentido vertical y 40 N en

sentido horizontal sobre la fosa central y distal de la corona. Los resultados de este estudio ponen de manifiesto que el implante con EP reducía el estrés sobre el hueso cortical un 24´35% al aplicar cargas oblicuas, pero que a nivel del hueso trabecular este estrés se incrementaba en un 82´61% en el modelo con EP, concluyendo que el EP disipa las cargas oclusales hacia el hueso trabecular. Bajo carga oblicua de 40 N en sentido vestíbulo-lingual, las tensiones se localizaban principalmente en la zona lingual de la plataforma del implante en ambos modelos. Las tensiones máximas, menores en el grupo con EP, se localizaban a nivel de la primera espira del implante, junto a la zona de unión entre el hueso cortical y el trabecular.

Aunque el objetivo principal de su ensayo no era la evaluación del comportamiento biomecánico del EP, es importante mencionar el trabajo de Schrottenboer et al. (2008) que investigan la influencia de las microespiras, y como objetivo secundario, del EP en la distribución de las cargas oclusales sobre el hueso periimplantario. A través de un AMEF en 2 dimensiones, modelizaron un implante 5x13 mm con microespiras (de 0´2 mm de distancia entre ellas) en el cuello del implante (con una extensión de 4´8 mm en sentido vertical) y otro implante de las mismas características pero con el cuello pulido, colocados a nivel de la zona premolar inferior al que colocaron un pilar con un 10% de EP, otro con un 20% de EP y un tercero sin EP. Tras aplicar cargas axiales y cargas oblicuas de 15° de 100 N, observaron que las tensiones máximas se localizaban en la zona más crestal del hueso en contacto con el implante, que el hueso periimplantario del implante con microespiras sufría un 29% más de estrés, y que la reducción del diámetro del aditamento protésico resultaba en la reducción del estrés transmitido al hueso periimplantario. Así, la reducción de las tensiones era de 9´31 a 8´26 Mpa al reducir el diámetro del pilar de 5 mm (sin EP) a 4 mm (con EP) en el modelo con microespiras con carga vertical de 100 N y de 7´20 a 6´48 Mpa, en el modelo con el cuello pulido. Si dichas cargas eran aplicadas con una inclinación de 15°, la disminución del estrés sufrido modelo con EP con pilar de 4 mm en comparación el modelo sin EP era de 31´61 a 29´29 Mpa en el implante con microespiras; y de 24´51 a 22´92 Mpa en el implante de cuello pulido.

- **SOBRE SU REPERCUSIÓN SOBRE EL CONJUNTO IMPLANTE-RESTAURACIÓN PROTÉSICA**

A pesar de las ventajas evidentes de EP, en la literatura odontológica hay escasas referencias a la biomecánica del EP sobre el implante y aditamentos protésicos, y apenas se hace mención de los patrones de distribución y efectos de la carga oclusal sobre el conjunto implante-restauración protésica, ya que la mayoría de ellos tienen el estudio del hueso como objetivo principal. Son muy pocos los trabajos que estudian la distribución de las fuerzas masticatorias sobre los implantes y casi inexistentes los que evalúan su efecto sobre los componentes y/o aditamentos protésicos.

Entre ellos destaca el ensayo de Maeda et al. (2007) en el que relatan que la tensión se distribuía de manera longitudinal por el pilar hasta la parte más coronal del contacto hueso-implante siguiendo la dirección de la fuerza de 10 N aplicada, aunque hay que recordar que el punto de aplicación de la misma era en el punto más alejado del centro del pilar. Por lo tanto, la distribución de las tensiones se desplazaba hacia el eje del implante y se alejaba del hueso al aplicar el EP. Los autores no hacen referencia a valores cuantitativos sobre el estrés generado a implante y pilar.

Tampoco son muy clarificadores los resultados de un estudio de Hsu et al. (2009), que se limitan a afirmar que cuando se aplicaba el EP las tensiones se concentraban a nivel de la interfase implante-pilar. Por otro lado, concluyeron que la reducción del estrés sufrido por el hueso se debía más al aumento del diámetro del implante que a la aplicación del EP.

Por otro lado, en el ensayo de Rodríguez-Ciurana et al. (2009b) se constató que en los grupos 2 y 3 (con EP), existía una reducción del estrés biomecánico que afectaba al hueso periimplantario, aunque en estos grupos las tensiones sufridas por el conjunto implante-pilar eran mayores, especialmente en el grupo 2 (modelo con más EP). En los grupos sin EP las tensiones sufridas por el pilar se localizaron concéntricamente en la parte más coronal del mismo, por

encima del margen de la restauración, reduciéndose en sentido apical. En el grupo 1 (sin EP), la localización y distribución era similar pero de una intensidad ostensiblemente menor.

III. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS

- 1. Definición de la hipótesis**
- 2. Objetivos**

1. HIPÓTESIS

Del análisis y valoración crítica del estado actual del tema, surge la hipótesis inicial de trabajo o de partida:

“El estrechamiento de plataforma del pilar en prótesis unitaria sobre implantes transmite menos estrés al sistema implante-hueso periimplantario y aditamentos protésicos que cuando el pilar es del mismo diámetro”.

Formulada la hipótesis inicial como una afirmación o pregunta dirigida a todo el marco del estudio, es indudable que dada su generalidad surgirán más interrogantes, más construcciones teóricas que nos obligarán a generar sucesivas hipótesis. Por ello, con una visión pragmática, reduccionista y explicativa preferimos hablar de objetivos en vez de hipótesis sin que por ello nos olvidemos de lo que significa y representa.

2. OBJETIVO GENERAL

El objetivo general o principal que queremos conseguir es:

”Mostrar que la tensión-deformación transmitida al terreno de soporte y aditamentos protésicos de una prótesis unitaria implantosoportada con estrechamiento de plataforma es diferente en magnitud, localización y distribución que cuando no existe tal estrechamiento”.

3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Los objetivos específicos u operativos, considerados como los pasos iniciales a recorrer en la búsqueda del objetivo más general, únicos, sencillos y unívocos que pretendemos conseguir son:

1. Medir y cuantificar la cantidad de tensión-deformación transmitida al terreno de soporte (implante y hueso periimplantario), bajo carga axial de masticación, en restauraciones unitarias con diferentes diseños de conexión de plataforma (con y sin estrechamiento de plataforma).

2. Especificar la influencia de la variabilidad de la dirección de la carga oclusal en la magnitud de la tensión-deformación transferida a implante y hueso periimplantario en prótesis unitarias sobre implantes con y sin EP.

3. Señalar la influencia de la disparidad pilar-plataforma del implante en la cantidad de tensión-deformación recibidas por los aditamentos protésicos en restauraciones unitarias sometidas a carga oclusal de diferente angulación.

4. Indicar jerárquicamente la graduación de tensión-deformación recibidas por el sistema implante-hueso-aditamentos protésicos con y sin EP, en situaciones de carga oclusal de diferente dirección.

5. Comparar y mostrar qué diferencias existen entre la cantidad de tensión-deformación transmitidas al implante, hueso periimplantario y aditamentos protésicos en función de cambios en la dirección de la carga oclusal y la concordancia o no del diámetro entre pilar y plataforma del implante.

6. Mostrar y especificar la localización y distribución del estrés en el implante, hueso periimplantario y aditamentos protésicos en prótesis unitaria sobre implantes bajo carga oclusal axial e inclinada y diferente relación implante-pilar.

7. Señalar la influencia de la axialidad o no de la fuerza oclusal y de la disparidad de diámetros de pilar-plataforma del implante en la localización y distribución de la tensión-deformación en todo el conjunto protésico-implantológico.

8. Comparar e indicar cuál de las variables (dirección de la carga, estrechamiento de plataforma) y qué categoría de ellas es la más favorable en la localización y distribución de la tensión-deformación sufrida por el implante, hueso periimplantario y aditamentos protésicos de una prótesis unitaria implantosoportada.

Para dar respuesta a los objetivos planteados y admitir o rechazar la hipótesis formulada, diseñamos **un plan de investigación tipo estudio experimental “in-vitro” con la técnica de análisis mediante elementos finitos.**

IV. MATERIAL Y METODOLOGÍA

- 1. Modelo de trabajo o espécimen**
- 2. Modelización de los componentes**
- 3. Procedimiento de registro y medida**
- 4. Análisis estadístico**

1. MODELO DE TRABAJO O ESPÉCIMEN

El modelo de trabajo previo tomado como base para la modelización está formado por una porción de hueso a nivel del cuerpo mandibular, un implante, aditamentos protésicos (pilar y tornillo) y un retenedor (corona de metal-porcelana). Con esta base, el modelo de trabajo final consistió en la modelización mediante un modelo CAD 3D de todos los elementos necesarios para la realización del estudio: hueso, implante y aditamentos protésicos.

Para la modelización del hueso se tomó como referencia una sección de hueso mandibular humano a nivel premolar, como hicieron otros autores (Natali et al., 2006a, 2006b), de calidad tipo II de acuerdo con la clasificación de Lekholm y Zarb (1985) (FIGURA 6), que es el hueso más habitual en la mandíbula de acuerdo a la literatura (Sahin et al., 2002), y consiste en un hueso trabecular denso rodeado por una gruesa capa de hueso cortical denso.

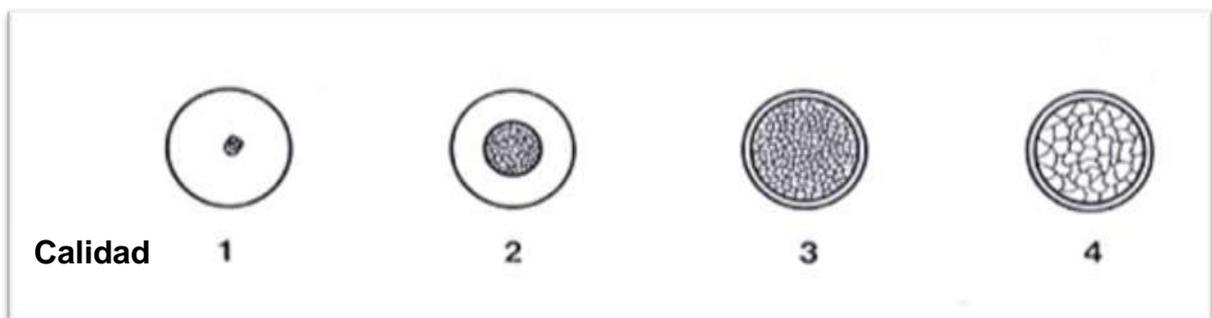


FIGURA 6. Clasificación de Lekholm & Zarb de los diferentes tipos de hueso según su calidad.

Al existir diferencias estructurales entre el hueso cortical y trabecular, se consideró necesario atribuir diferentes propiedades mecánicas a cada uno de ellos en el modelo 3D, como hicieron Sevimay et al. (2005). Puesto que el tejido óseo que está en contacto íntimo y directo con la superficie del implante va a sufrir muchos cambios a lo largo de los procesos biológicos que acontecen durante las diferentes fases que componen la osteointegración (Abrahamson et al., 2004), se diferenciaron dos porciones de hueso tanto en el hueso cortical

como en el hueso trabecular, de manera que el hueso periimplantario quedó dividido en cuatro zonas diferenciadas para el estudio, acorde con la literatura consultada (Natali et al., 2006a): hueso cortical (HC), hueso trabecular (HT), hueso cortical de transición (HCT) y hueso trabecular de transición (HTT), teniendo estos dos últimos un grosor de 1 mm en sentido horizontal.

En cuanto a la fijación, se modeló un implante Certain Prevail (Biomet 3i, Implants Innovations Inc, Palm Beach gardens, FL, USA) de 4 mm de diámetro del cuerpo, 13 mm de longitud y plataforma de 4,1 mm de diámetro (FIGURA 7)



FIGURA 7.
Implante Certain Prevail de 4 mm de diámetro del cuerpo, 13 mm de longitud y plataforma de 4,1 mm de diámetro

Como pilar, se modeló un pilar para cementar Gingi Hue (Biomet 3i, Implants Innovations Inc, Palm Beach gardens, FL, USA) de 3,8 mm de diámetro en su parte más apical donde conecta con el implante, es decir, una discrepancia horizontal de 0,3 mm respecto a la plataforma del implante (para aplicar EP), una altura transmucosa de 2 mm y una altura de pilar de 3 mm (FIGURA 8); y un tornillo Gold-Tite (Biomet 3i, Implants Innovations Inc, Palm

Beach gardens, FL, USA) para fijación del pilar (FIGURA 9). También se modeló un pilar con similares características que el descrito, pero con un diámetro de 4´1 mm a nivel de la conexión con la plataforma del implante (sin EP, no disponible comercialmente).



FIGURA 8. Pilar Gingihue de 3,8 mm de diámetro en su parte más apical donde conecta con el implante, es decir, una discrepancia horizontal de 0´3 mm respecto a la plataforma del implante (EP) una altura gingival de 2 mm.



FIGURA 9. Tornillo Gold-Tite para la fijación del pilar

Para completar el conjunto, también se modelizó una corona de Cr-Co como estructura interna y recubrimiento de porcelana feldespática acorde con las características de la literatura consultada (Cibirka et al., 1992; Wheeler et al., 1969; Williams et al., 1990) (FIGURA 10). La unión entre la estructura metálica de la corona, con un grosor de 0,8 mm, y el recubrimiento feldespático, de 2 mm de grosor, de acuerdo con estudios previos (Sevimay et al., 2005), se explica por atrapamiento mecánico, fuerzas compresivas, fuerzas de Van der Waals y unión

química (Shillinburg, 2000) y en cualquier caso esa unión es íntima, firme y efectiva, lo cual también asumimos en el modelado.



*FIGURA 10.
Corona metal-cerámica para
cementar sobre el pilar del
implante.*

La modelización de todos estos elementos (hueso, implante, pilar, tornillo y corona), generó el modelo con EP (grupo A) y representado (a excepción del hueso) en la FIGURA 11.

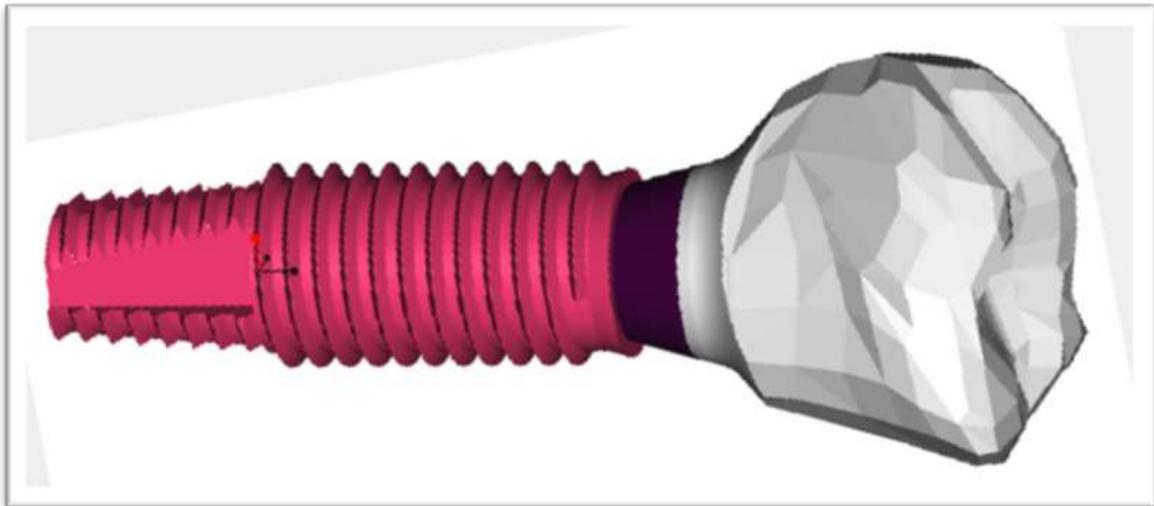


FIGURA 11. Modelo del GRUPO A (a excepción del hueso) (modelo con EP).

Para la creación del grupo B (sin EP) se utilizó el mismo modelo del grupo A excepto el pilar protésico, que tiene un diámetro en la conexión idéntico al del implante. Así, se modeló un pilar con características similares al ya citado, pero de 4,1 mm de diámetro en la zona de conexión con el implante de manera

que, en el Grupo B, la plataforma del implante y el pilar tienen el mismo diámetro en su conexión. Es importante apuntar que este pilar protésico no está disponible comercialmente y que para su modelización se utilizó el pilar para cementar Gingi Hue (Biomet 3i, Implants Innovations Inc, Palm Beach gardens, FL, USA) citado anteriormente y modificado mediante un software que comentaremos más adelante.

De este modo, disponemos de dos grupos para nuestro ensayo en los que la única diferencia existente entre ambos es el diámetro del pilar a nivel de la conexión con el implante:

- Grupo A: con EP, pilar de 3´8 mm (FIGURA 12).
- Grupo B: sin EP, pilar de 4´1 mm (FIGURA 13).



FIGURA 12. Modelo de implante y pilar con EP.



FIGURA 13. Modelo de implante y pilar sin EP.

2. MODELIZACIÓN DE LOS COMPONENTES

El análisis mediante elementos finitos (AMEF) es un método de ingeniería que permite a los investigadores determinar el comportamiento de un cuerpo sólido bajo condiciones de carga (Geng et al., 2001; Ismail et al., 1987; Nagasao et al., 2002). Esta técnica consiste en dividir la geometría en minúsculos elementos, teniendo en cuenta una serie de ecuaciones y condiciones de contorno para cada uno de ellos. Es una técnica muy utilizada en el campo de la ingeniería, ya que muchos problemas físicos de interés se formulan mediante la resolución de una ecuación diferencial en derivadas parciales, a partir de cuya solución es posible modelar el problema objeto de estudio (como son la transmisión del calor, electromagnetismo, cálculo de estructuras, etc). Esta técnica se encuentra automatizada en las herramientas de softwares comerciales, llamadas herramientas de análisis por elementos finitos para problemas físicos tanto de propósito general, como aplicadas a problemas físicos particulares.

Para solucionar una ecuación diferencial determinada mediante AMEF hay seguir los siguientes pasos tal y como describe la literatura (Álvarez Arenal et al., 2008; Chardrupatla y Belegudu, 1991; Cos Juez et al., 2008):

- Formulación variacional del problema.
- Discretización mediante AMEF: construcción del espacio dimensional finito.
- Programación mediante implementación del método al ordenador.

Un modelo de AMEF se construye partiendo de un objeto sólido, el cual se divide en cierto número de elementos discretos que están conectados por nodos. A cada elemento se le asigna las propiedades de material adecuadas que se correspondan con las propiedades de la estructura a ser modelada. Las condiciones de contorno se aplican al modelo para simular interacciones con su entorno (Segerlind, 1984).

Este modelo permite simular la aplicación de fuerzas a puntos específicos del sistema y obtener sus resultantes. Por ello, el AMEF es particularmente útil en la evaluación de prótesis dentales soportadas por implantes endoóseos (Akca y Iplikcioglu, 2001; Geng et al., 2001; Iplikcioglu y Akca, 2002), ya que las fuerzas resultantes en los implantes, pilar transmucoso y hueso subyacente pueden fácilmente ser evaluadas con esta técnica (Stupideler et al., 2004). No obstante, en el proceso de modelización se necesitan los módulos de Young y Poisson de cada una de los elementos y materiales del ensayo.

Así, el Módulo de Young o módulo elástico longitudinal es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza (Ashby y Jones, 2008). Para un material elástico lineal e isótropo (material homogéneo), el módulo de Young tiene el mismo valor para una tracción que para una compresión, siendo una constante independiente del esfuerzo siempre que no exceda un valor máximo denominado límite elástico, y es siempre mayor que cero: si por ejemplo se tracciona una barra, ésta aumenta de longitud, no disminuye. Este comportamiento fue observado y estudiado por el científico inglés Thomas Young.

Tanto el Módulo de Young como el límite elástico son distintos para los diversos materiales. El módulo de elasticidad es una constante elástica que, al igual que el límite elástico, puede encontrarse empíricamente con base al ensayo de tracción del material. Además de éste módulo de elasticidad longitudinal, puede definirse en un material el módulo de elasticidad transversal.

Por otro lado, el Coeficiente de Poisson es una constante elástica que proporciona una medida del estrechamiento de sección de un prisma de material elástico lineal e isótropo cuando se estira longitudinalmente y se adelgaza en las direcciones perpendiculares a la de estiramiento (Fernández y Pujal, 1992). El nombre de dicho coeficiente se le dio en honor al físico francés Simeon Poisson.

En nuestro ensayo, la modelización del hueso y demás elementos estudiados se hizo de acuerdo con los módulos de Young y Poisson descritos en la literatura (Anusavice y Phillips, 2003; Chang et al., 2003; Eskitascioglu et al., 2009; Lewinstein et al., 1995; Peyton y Craig, 1963) y que se recogen en la TABLA I.

Material	Módulo de Young (E) (GPa)	Módulo de Poisson (μ)
Titanio	110	0,35
Aleación Co-Cr	218	0,33
Porcelana feldespática	82,8	0,35
Hueso cortical	15	0,25
Hueso trabecular	1	0,25
Zona de transición cortical	10	0,25
Zona de transición trabecular	4	0,25

TABLA I. Módulos de Young y Poisson de los diferentes elementos analizados.

Por otro lado, a la hora de valorar la unión entre los aditamentos entre sí y con el implante, se consideró que existía un ajuste correcto entre corona-pilar y pilar-implante. El implante se posicionó en un bloque de hueso que simulaba hueso cortical y trabecular como hicieron otros autores (Natali et al., 2006a; Sahin et al., 2002). Todos los materiales se presumieron lineales, elásticos, homogéneos e isótropos en base a estudios anteriores (Richter, 1995). Hemos de comentar que un sistema constituido por uno o varios elementos es homogéneo cuando sus propiedades son idénticas en todas sus partes. Si además, las propiedades direccionales (como la dilatación térmica, la resistencia mecánica o la velocidad de la luz) son las mismas en todas las direcciones, se considera que es isótropo. Por otra parte, los modelos estáticos lineales han sido empleados ampliamente en los estudios mediante elementos finitos y son considerados válidos si la estructura exhibe una relación lineal entre

la tensión y la deformación hasta alcanzar un nivel de estrés conocido como límite proporcional y además todos los volúmenes están unidos en uno solo.

Es importante recordar que el hueso no es isótropo ni posee elasticidad lineal (Geng et al., 2001), sin embargo, en nuestro estudio hemos considerado que sí lo es porque es necesario asumir ciertas simplificaciones que hagan que el proceso de modelado y obtención de resultados sea posible (Baggi et al., 2008; Chang et al., 2010; Hsu et al., 2009; Maeda et al., 2007; Rodríguez-Ciurana et al., 2009b; Schrotenboer et al., 2008) y con un coste de computación asumible. Además, se consideró una oseointegración del 100% de acuerdo con otros estudios similares precedentes (Petrie y Williams, 2007; Sahin et al., 2002).

Finalmente, el modelo final con estrechamiento de plataforma consistió en 61.673 elementos con 77.091 nodos, mientras que el del modelo sin estrechamiento estaba formado por 59206 elementos y 73237 nodos.

3. PROCEDIMIENTOS DE REGISTRO Y MEDIDA

En el ensayo de carga, la fuerza utilizada fue de 150 N, que es considerada como fuerza oclusal normal en la literatura consultada (Natali et al., 2006a; Soares et al., 2008; Southard et al., 1990), y fue aplicada de manera estática sobre una superficie en vez de aplicarla en un punto como hicieron otros previamente (Baggi et al., 2008; Hsu et al., 2009; Maeda et al., 2007; Petrie y Williams, 2007; Sahin et al., 2002). A efectos de este ensayo y teniendo en cuenta el Principio de Saint-Venant, la aplicación de estas fuerzas en un punto o en una superficie se puede considerar equivalente. Este principio relata que a suficiente distancia del punto de aplicación de las cargas, los efectos de las mismas dependen sólo de su resultante y no de su distribución, de lo que se deduce que los sistemas estáticamente equivalentes producen los mismos efectos (Ortiz Berrocal, 2003).

Asimismo, para cada modelo se hicieron ensayos con diferentes inclinaciones o angulaciones de la fuerza oclusal. De este modo, las direcciones

(0, 15, 30 y 45° respecto al eje longitudinal del implante) de las cargas aplicadas, se eligieron para tratar de representar el mayor número de situaciones clínicas posibles en contraposición de otros estudios similares consultados en los que sólo aplican cargas desde 2 direcciones diferentes (Baggi et al., 2008; Hsu et al., 2009; Maeda et al., 2007; Petrie y Williams, 2007; Sahin et al., 2002). Por otro lado, la aplicación de fuerzas a 15°, 30° y 45° permiten simular el comportamiento biomecánico de implantes verdaderamente inclinados.

En cuanto a la expresión de resultados o datos, la tensión se calculó utilizando valores del criterio de Von Mises (Timoshenko, 1968) que es el más frecuentemente usado en el AMEF (Seegerlind, 1984) para el cálculo de tensiones equivalentes. Además, los diferentes valores de tensión y deformación experimentados por los distintos elementos finitos modelizados que componen cada objeto del estudio se registraron cualitativa y cuantitativamente.

La medición cualitativa se realizó mediante un sistema de degradación de color, donde el color rojo representa los valores más altos y el azul los más bajos. Es importante indicar que no hay un valor determinado para cada color, sino que el color rojo representa el valor más alto de todos los obtenidos al aplicar la fuerza de 150 N a un elemento en concreto a una inclinación concreta; mientras que el color azul, el mínimo, por lo que la gama de colores intermedios los valores comprendidos entre el valor máximo y mínimo. El registro de medida cuantitativo asigna los valores de tensión y deformación en megapascales (Mpa). Los huesos maxilares, al igual que otros huesos que reciben carga, se adaptan a las fuerzas aplicadas mediante procesos de remodelación que mantienen la competencia biomecánica del hueso (Frost, 1992, 2004; Kannus et al., 1996; Lanyon y Skerry, 2001). Este estrés biomecánico, consecuencia de las fuerzas musculares, se traduce en una deformación del hueso que lo recibe, produciéndose un cambio en las dimensiones del mismo (Isidor, 2006). Esta deformación se expresa frecuentemente mediante unidades de microdeformación relativa (UMR, del término anglosajón *microstrain*), donde 1000 unidades de microdeformación relativa equivalen a una deformación del 0'1%. De acuerdo con Frost (2004), una carga de 1-2 Mpa resulta en una

deformación de 50-100 UMR en hueso cortical de los mamíferos adultos sanos.

La cantidad de estrés recibido está directamente relacionada con la deformación experimentada, por ejemplo, a través de la carga de los implantes. Sin embargo, el estrés también depende de las características del hueso que las recibe, de manera que una misma carga tiene diferentes efectos en diferentes tipos de hueso (Isidor, 2006).

Para el modelado tanto del implante y la supraestructura como del hueso circundante se empleó un software de diseño asistido por ordenador (Pro/Engineer Wildfire; Parametric Technology Corp, Needham, Mass). Dicho modelo fue simulado por la técnica de elementos finitos mediante el software Ansys de la casa Ansys Inc. Existen en la actualidad numerosos programas para análisis de elementos finitos como Abaqus, Cosmos o Patran, pero entre todos ellos se decidió utilizar Ansys por tratarse de una herramienta muy versátil para dicho análisis ya que puede realizar funciones de preprocesador, soluciones, postprocesador, gráficos, modelado paramétrico y utilidades para que el programa sea fácil de usar. Además este programa ofrece una excelente relación calidad-precio.

Para computar los datos se empleó una estación de trabajo HP xw8400, microprocesador Intel®Xeon® Dual Core 5100 Sequence a 2,6 GHz, memoria RAM 16 GB, disco duro 2 unidades de 250 GB SATA, 2'5 TB (7200 rpm).

4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos se analizaron descriptivamente en sus valores crudos comparando cualitativamente los datos obtenidos en cada ensayo y haciendo representaciones gráficas mediante diagramas de barras, tablas y otros.

V.RESULTADOS

- 1. Estrés-deformación transferido a implante y hueso periimplantario con y sin EP en condiciones de carga axial y no axial**
- 2. Estrés-deformación transferido a pilar y tornillo con y sin EP en condiciones de carga axial y no axial**
- 3. Localización y distribución del estrés transferido a implante y hueso periimplantario con y sin EP en condiciones de carga axial y no axial**
- 4. Localización y distribución del estrés transferido a los aditamentos protésicos con y sin EP en condiciones de carga axial y no axial**

1. ESTRÉS-DEFORMACIÓN TRANSFERIDO A IMPLANTE Y HUESO PERIIMPLANTARIO CON Y SIN EP EN CONDICIONES DE CARGA AXIAL Y NO AXIAL

Las TABLAS II y III y las FIGURAS 14 a 17 muestran los valores en megapascales (Mpa) de las tensiones máximas, y en milímetros (mm) las deformaciones sufridas por el implante, pilar, tornillo, hueso cortical transicional (HCT), hueso trabecular transicional (HTT), hueso cortical (HC) y hueso trabecular (HT) bajo la acción de una fuerza de 150 N con angulaciones de 0°, 15°, 30° y 45° con y sin estrechamiento de plataforma (EP), así como su representación gráfica en los diferentes diagramas.

	CON EP				SIN EP			
	0°	15°	30°	45°	0°	15°	30°	45°
Implante	38,623	48,867	77,737	103,69	37,355	53,039	85,521	112,35
Pilar	39,594	155,61	270,06	371,48	36,028	246,27	447,79	619,88
Tornillo	20,509	55,703	99,475	136,6	16,689	84,906	149,16	203,05
HCT	9,7318	19,877	30,099	38,405	11,581	23,395	34,998	44,384
HTT	6,6955	6,897	7,087	6,8442	5,8392	5,5132	5,6708	5,5071
HC	4,5787	8,5381	12,752	16,186	4,4851	8,8199	13,29	16,938
HT	1,10002	1,0851	1,2362	1,4442	1,1055	1,088	1,2463	1,4677

TABLA II. Valor de la tensión en MPa según el equivalente de tensión de Von Mises en cada elemento del ensayo bajo la acción de una fuerza oclusal de 150N de diferente angulación, con y sin estrechamiento de plataforma.

	CON				EP			
	0°	15°	30°	45°	0°	15°	30°	45°
Implante	0,0053	0,0084	0,0119	0,015	0,0053	0,0087	0,0125	0,0157
Pilar	0,006	0,017	0,0296	0,0406	0,0059	0,016	0,0279	0,0381
Tornillo	0,0053	0,0096	0,0152	0,0202	0,0052	0,0095	0,0152	0,0201
HCT	0,0052	0,0082	0,0116	0,0145	0,0052	0,0083	0,0118	0,0147
HTT	0,0051	0,0072	0,0097	0,0117	0,0051	0,0073	0,0097	0,0118
HC	0,0046	0,0071	0,01	0,0125	0,0047	0,0072	0,0102	0,0127
HT	0,0046	0,0064	0,0085	0,0103	0,0046	0,0065	0,0086	0,0104

TABLA III. Valor de la deformación en mm en cada elemento ensayo bajo la acción de una fuerza oclusal de 150N de diferente angulación con y sin estrechamiento de plataforma.

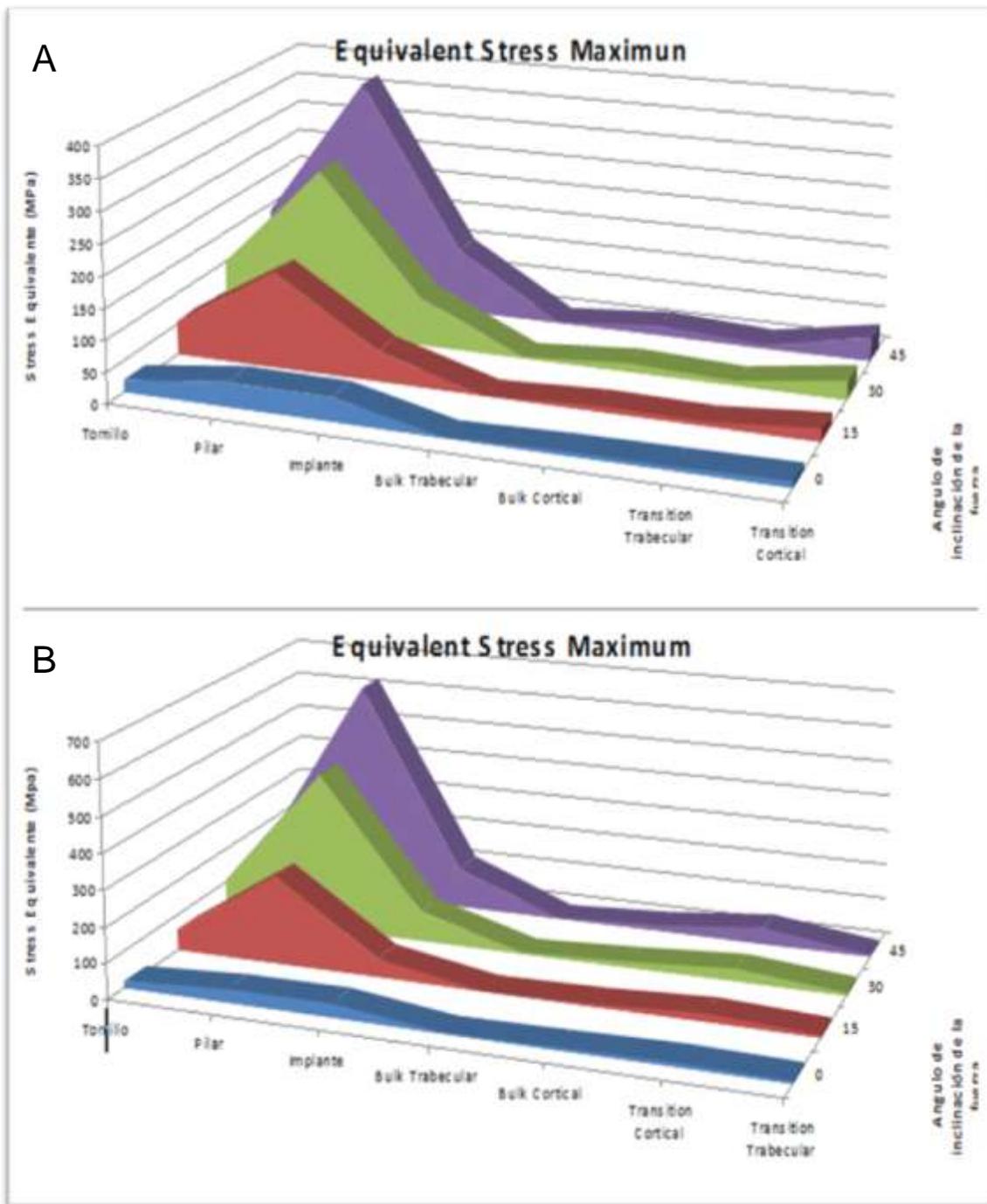


FIGURA 14. Representación gráfica del máximo estrés soportado por cada uno de los elementos del ensayo bajo carga de diferente angulación con EP (A) y sin EP (B).

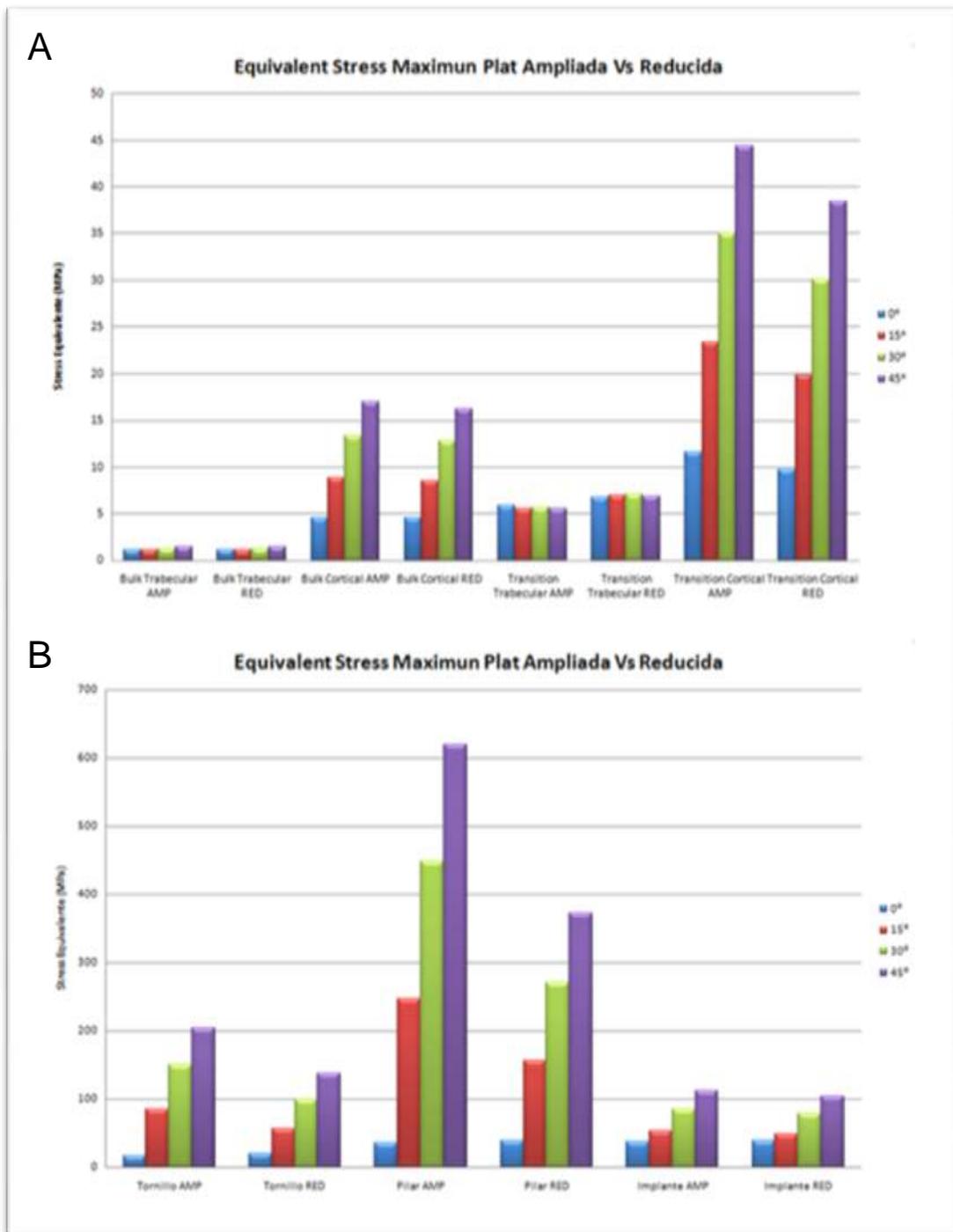


FIGURA 15. Diagrama de barras que muestra el estrés soportado por el hueso periimplantario (A) y por el implante y aditamentos protésicos (B) bajo cargas axial y no axiales para uno y otro tipo de plataforma.

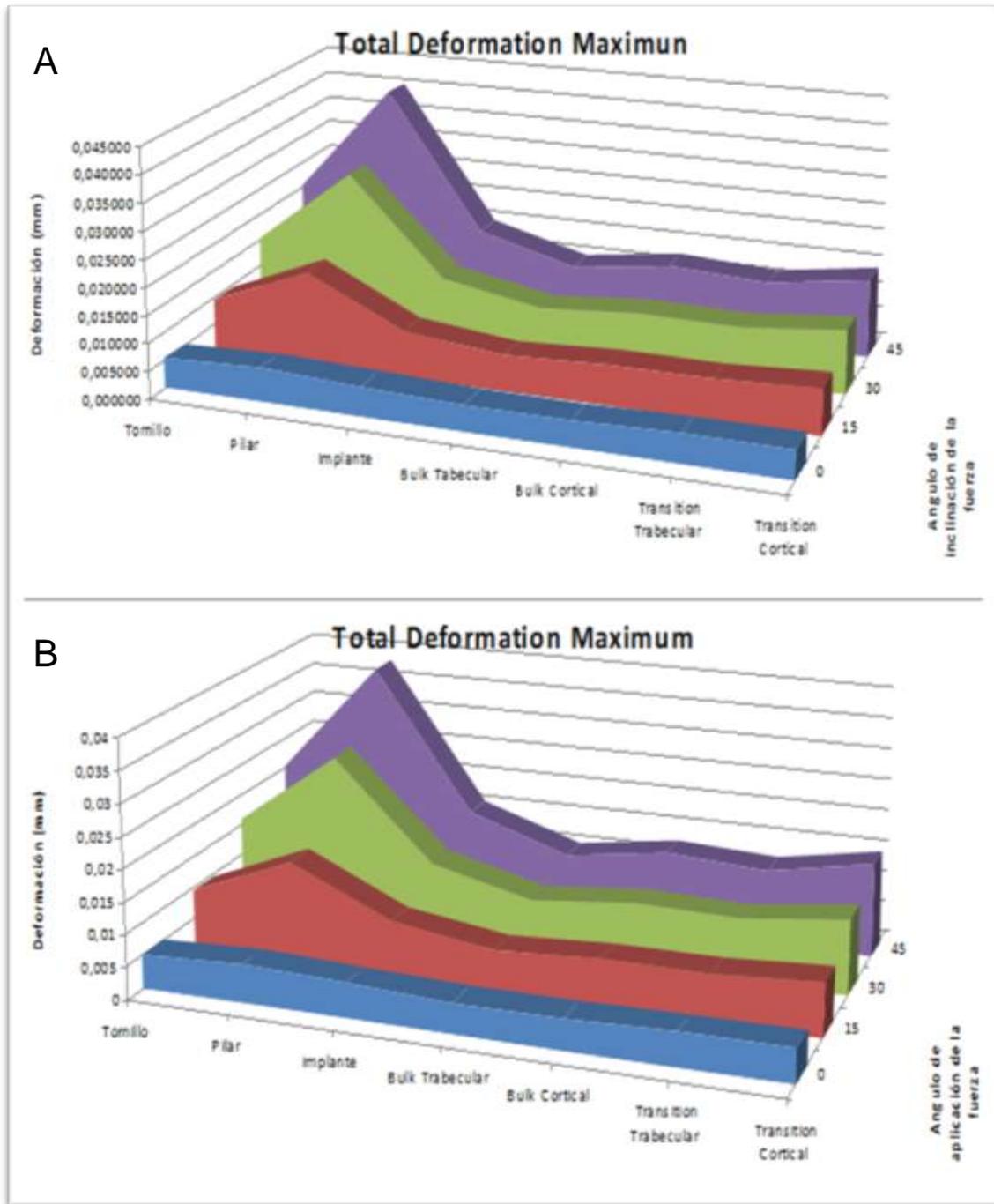


FIGURA 16. Representación gráfica de la deformación sufrida por cada uno de los elementos del ensayo bajo carga de diferente angulación con EP (A) y sin EP (B).

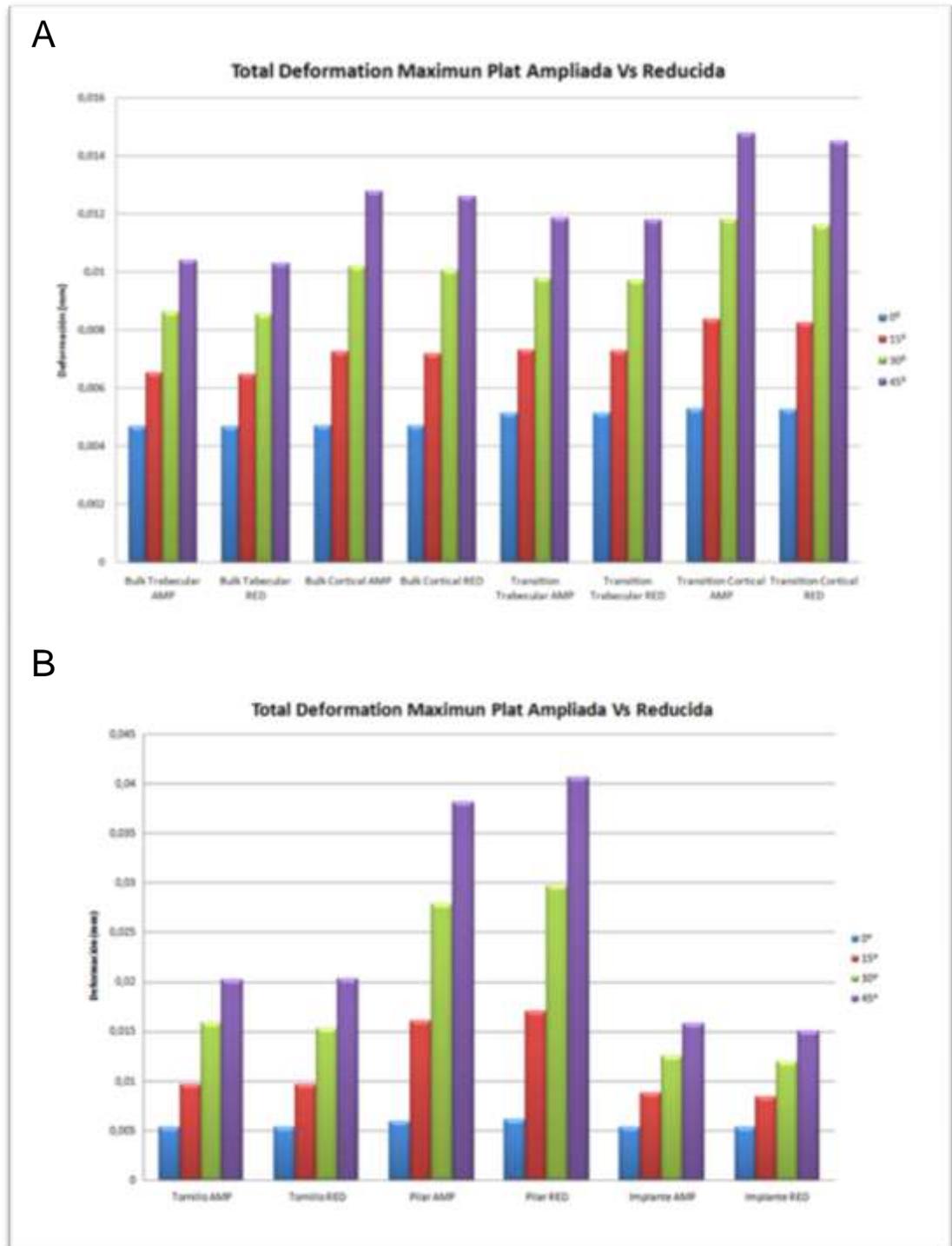


FIGURA 17. Diagrama de barras que muestra la deformación sufrida por el hueso periimplantario (A) y por el implante y aditamentos protésicos (B) bajo cargas axial y no axiales para uno y otro tipo de plataforma.

- ESTRÉS-DEFORMACIÓN TRANSFERIDO AL IMPLANTE

De acuerdo con la TABLA II y las FIGURAS 14 y 15, tanto en el modelo con EP como en el que no se aplica, los datos muestran un aumento progresivo de las tensiones sufridas por el implante a medida que la dirección de la carga aumenta su angulación respecto al eje mayor del implante, es decir, a menor axialidad, mayores tensiones experimenta el implante y con él todos los elementos del estudio.

En el modelo con EP el implante sufre una tensión de 38'623 Mpa al recibir una carga de 150 N en sentido vertical. Dicha tensión aumenta un 26'52% (48'867 Mpa) cuando la dirección de la carga es de 15°, el doble (77'737 Mpa) cuando es de 30° y casi el triple (103'69 Mpa) cuando es de 45° respecto al eje central del implante.

Por su parte, en el modelo sin EP, el implante sufre un estrés, ligeramente menor que con EP, de 37'355 Mpa al recibir la misma carga en sentido axial, que en el modelo con EP pero que sin embargo aumenta en mayor proporción a medida que la carga es menos axial, en un 41'98% (53'039 Mpa) cuando la dirección de las fuerzas es de 15°, 1'5 veces (85'521 Mpa) cuando es de 30° y el triple (112'35 Mpa) cuando es de 45°.

En cualquier caso, al comparar ambos modelos observamos que el estrés soportado por el implante siempre es menor en el modelo con EP al aplicar una fuerza de 150 N sea la angulación que sea, a excepción de la carga axial. De este modo, la reducción del estrés sufrido por el implante con EP en comparación al implante sin EP es del 7'87% a 15°, del 9'10% a 30° y del 7'70% a 45°. Sin embargo, cuando la carga es vertical el implante con EP sufre un 3'39% más de estrés.

Como consecuencia de estas tensiones sufridas por el implante, se producen una serie de deformaciones (medidas en milímetros) que están recogidas en la TABLA III y representadas en la FIGURAS 16 y 17. Los

resultados muestran que, aunque se sigue la tónica o tendencia relatada de crecimiento progresivo del estrés-deformación a medida que aumenta la angulación y siempre mayor en el modelo sin EP, se constata que las diferencias entre el modelo con EP y el modelo sin EP son pequeñas. Así, como máximo se produce una deformación de 0´015 mm al aplicar una carga de 150 N a 45° sobre el implante con EP y de 0´0157 sin EP. Aunque, y para ambos grupos, la deformación a nivel del implante al aplicar cargas a 45° es tres veces mayor que cuando la carga es axial.

- ESTRÉS-DEFORMACIÓN TRANSFERIDO AL HUESO PERIIMPLANTARIO

Como ya se comentó anteriormente, y con la finalidad de crear una situación in-vitro lo más parecida a la realidad, se diferenciaron en la modelización dos porciones de hueso con características diferentes, tanto en el hueso cortical como en el trabecular, de manera que el hueso periimplantario quedó dividido en cuatro zonas diferenciadas para el estudio: hueso cortical (HC), hueso trabecular (HT), hueso cortical de transición (HCT) y hueso trabecular de transición (HTT). Debido a que el estudio de la distribución y efecto de las cargas sobre el HC y HT tiene menos relevancia, nos centramos principalmente en los efectos de la carga sobre el mm de hueso en contacto con el implante, sea crestal o trabecular de transición (HCT y HTT).

Según muestra la TABLA II y las FIGURAS 14 y 15, cuando aplicamos 150 N de carga sobre el modelo con EP, en sentido axial, el HCT experimenta un estrés de 9´7318 Mpa, que se incrementa el doble (19´877 Mpa) cuando la dirección de la carga es a 15°; más del triple (30´099 Mpa) si es de 30°; y más de cuatro veces (38,405 Mpa) cuando la dirección es de 45°.

Sin embargo, el comportamiento del HTT para el mismo modelo con EP es totalmente diferente en el sentido de que soporta menor estrés para cada diferente angulación con un valor mínimo de 6´69 Mpa para carga axial y máximo de 7´087 Mpa para carga no axial de 30°, además de un mínimo

aumento en el porcentaje de estrés a medida que aumenta la angulación, de tal forma que dicha tensión aumenta un 3% al aumentar 15° la dirección; un 5´84% cuando la carga es a 30°; y un 2´22% cuando ésta es de 45°, aunque ligeramente menor que para 15° y 30°. Así, al comparar ambas porciones de hueso en el modelo con EP, se constata un gran aumento de las tensiones recibidas en el HCT conforme la carga se hace más oblicua que sin embargo, para el HTT, es poco llamativo al inclinar la dirección de las cargas, incluso disminuye ligeramente con angulación de 45° respecto a 30° y 15°. En cualquier caso, hay grandes diferencias entre las tensiones soportadas tanto por HCT y HTT bajo cualquier condición de inclinación o no de la carga respecto a las transferidas al implante, donde son mucho mayores para este último componente.

En cuanto al modelo sin EP, el HCT experimenta una tensión de 11´581 Mpa al recibir la carga de 150 N en sentido axial, que se va a incrementar el doble (23´395 Mpa) cuando la dirección es de 15°, el triple (34´998 Mpa) cuando es de 30° y el cuádruple (44´384 Mpa) si lleva una inclinación de 45°. Es decir, una tendencia semejante a lo citado para el modelo con EP, aunque hemos de señalar que con valores ligeramente superiores.

De manera semejante al modelo con EP, en este modelo sin EP, el HTT va a sufrir un estrés de 5´8392 Mpa cuando recibe la carga a 0°. Si dicha carga es aplicada a 15°, la tensión se reduce en un 5´58%; un 2´88% si la carga es de 30°; y un 5´69% si es de 45°. Es decir, menor tensión cuantitativa que el HCT del mismo modelo, a su vez ligeramente menor que el HTT del modelo con EP, reduciéndose las tensiones al aplicar carga oblicua de diferente angulación. En resumen, al comparar ambas porciones de hueso en el modelo sin EP, se constata un gran aumento de las tensiones recibidas en el HCT conforme la carga se hace más oblicua. Y al contrario, en el HTT las tensiones son mucho menores sea la angulación que se considere y no aumentando sino disminuyendo ligeramente cuando las cargas se alejan de la axialidad.

Al comparar ambos modelos con EP y sin EP, observamos que a nivel del HCT las tensiones sufridas van a ser menores en el modelo con EP, en las cuatro inclinaciones en las que aplicamos la carga de 150 N. De este modo, el estrés experimentado por el HCT al aplicar EP se reduce un 15'97% cuando la carga es axial; un 15'04% cuando dicha carga es a 15°; un 14% si es de 30°; y un 13'47% cuando esta carga es de 45° y sin embargo para el HTT el comportamiento es diferente ya que para este tipo de hueso las tensiones son menores cuando no aplicamos el EP. Así, esta reducción es del 12'79% cuando la carga es vertical; del 20'06% si es de 15°; del 19'98% si es de 30°; y del 19'54% cuando dicha carga lleva una dirección de 45°.

Por otro lado, las tensiones experimentadas por el HCT y el HTT llevan aparejadas las subsiguientes deformaciones, medidas en milímetros, que están recogidas en la TABLA III y las FIGURAS 16 y 17. Los resultados muestran que para el HCT la máxima deformación hallada es de 0'0145 y 0'0147 mm en uno y otro modelo con la carga de mayor inclinación (45°), y que a medida que la carga es más axial la deformación disminuye progresivamente independiente de si hay o no EP, hasta un valor mínimo de 0'0052 mm para carga axial en ambos grupos.

En cuanto a las deformaciones que afectan al HTT, tampoco hay diferencias importantes entre ambos modelos de plataforma, siendo la deformación máxima que experimentan, a 45° de inclinación, de 0'0117 y 0'0118 mm, e idéntica tendencia de disminución para cargas más axiales hasta un mínimo de 0'0051 para carga totalmente axial en ambas plataformas; aunque todos los valores de deformaciones para HTT son algo menores que para el HCT, independientemente del tipo de plataforma y angulación que se considere.

2. ESTRÉS-DEFORMACIÓN TRANSFERIDO A PILAR Y TORNILLO CON Y SIN EP EN CONDICIONES DE CARGA AXIAL Y NO AXIAL

De acuerdo con la TABLA II y las FIGURAS 14 y 15, en el modelo con EP, el pilar protésico experimenta un estrés de 39´594 Mpa cuando es sometido a una carga axial de 150 N, que aumenta progresivamente a medida que la carga se va haciendo más oblicua. Tanto es así que cuando la inclinación de la fuerza es de 15° el estrés es aproximadamente 4 veces mayor (155´61 Mpa), con 30° es 7 veces mayor (270´06 Mpa) y con 45° es 9 veces mayor (371,48 Mpa).

En cualquier caso, las tensiones en el modelo con EP son cuantitativamente menores que las registradas en el pilar del modelo sin EP, a excepción de las tensiones en carga axial que es algo menor en este modelo (36´028 Mpa) que al aplicar EP. Es importante destacar que el mayor estrés sufrido por todos los componentes en nuestro estudio se registró en el pilar del modelo sin EP para cualquier angulación. Así, si comparamos ambos modelos observamos que el estrés sufrido por el pilar es siempre menor cuando hacemos EP para cualquier variación en la angulación sea ésta de 15°, 30° o 45°. De este modo, la reducción del estrés sufrido por el pilar con EP en comparación al pilar sin EP es del 36´91% a 15°; del 39´69% a 30° y del 40´07% a 45°. Sin embargo, cuando la carga es axial el pilar con EP sufre un 9´9% más de estrés. Por otro lado, ya hemos señalado que en el modelo sin EP existe un mayor incremento en los valores de las tensiones a medida que la carga se hace más oblicua.

Como consecuencia de estas tensiones sufridas por el pilar, se van a producir una serie de deformaciones que están recogidas en la TABLA III y las FIGURAS 16 y 17. Estos resultados muestran que la deformación máxima hallada en el pilar es de 0´0406 mm con carga de 45° y en el modelo con EP, por 0´0381 en el modelo sin EP. Esto supone, en la situación biomecánica más crítica, una reducción de la deformación del 6´16% en el modelo sin EP.

Por otro lado, la deformación experimentada por el pilar es ligeramente mayor tanto en carga axial como a 15° y 30° (no así a 45°) en el modelo sin EP, y para ambos modelos, la deformación del pilar aumenta progresivamente a medida que aumenta la inclinación de la carga, aunque el porcentaje de incremento es algo mayor para el modelo con EP.

- ESTRÉS-DEFORMACIÓN TRANSFERIDO AL TORNILLO

La TABLA II y las FIGURAS 14 y 15, muestran que en el modelo con EP, cuando aplicamos 150 N de carga en sentido axial, el tornillo experimenta un estrés de 20´509 Mpa, que se incrementa más del doble (55´703 Mpa) cuando la dirección de la carga es a 15°; 5 veces más (99´475 Mpa) cuando es de 30°; y 7 veces más (136´6 Mpa) cuando la dirección es de 45°. Sin embargo, a pesar que en el modelo sin EP el tornillo recibe menor estrés para carga axial (16´689 Mpa) que con EP, cuando se varía la inclinación de la carga a 15°, 30° y 45°, las tensiones que experimenta son cuantitativamente y porcentualmente mayores que las halladas para el modelo con EP a medida que la inclinación aumenta o la axialidad disminuye.

Así, la reducción del estrés sufrido por el implante con EP en comparación al implante sin EP es del 34´39% a 15°, del 33´31% a 30° y del 37´73% a 45°, y cuando la carga es vertical el implante con EP sufre un 22´89% más de estrés. A su vez, observamos que en el modelo sin EP existe un mayor incremento en los valores de las tensiones que se producen a medida que la carga se hace más oblicua.

Subsiguiente a las tensiones sufridas por el tornillo, se van a producir una serie de deformaciones (medidas en mm) que están recogidas en la TABLA III y las FIGURAS 16 y 17. Estos resultados señalan que, sin apenas diferencias entre el modelo con EP y el modelo sin EP, se va producir una deformación de 0´0202 mm y 0´0201 mm respectivamente cuando se aplica una carga de 150 N a 45° sobre el tornillo. Además, en ambos grupos, la deformación del mismo al aplicar cargas a 45° es el cuádruple que cuando la carga es axial.

3. LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS TRANSFERIDO A IMPLANTE Y HUESO PERIIMPLANTARIO CON Y SIN EP EN CONDICIONES DE CARGA AXIAL Y NO AXIAL

La localización y distribución del estrés en todos los elementos del ensayo está representada mediante una escala colorimétrica gradual para cada figura, en la que independientemente de la magnitud del estrés, el color rojo representa la localización del máximo estrés que se recibe seguido del naranja, amarillo, verdes y azules hasta finalizar en color azul oscuro, que señala las zonas de ausencia o mínimo estrés.

Por otro lado, la localización particular en cada figura del lugar del estrés está en la dirección y sentido en la que se aplicó la carga de 150 N utilizada en el ensayo, tal como muestra la FIGURA 18. Las zonas de estrés en otros lugares del elemento en estudio, se traducen como localizaciones de carga bajo cargas axiales o estrés de tracción si son cargas no axiales.

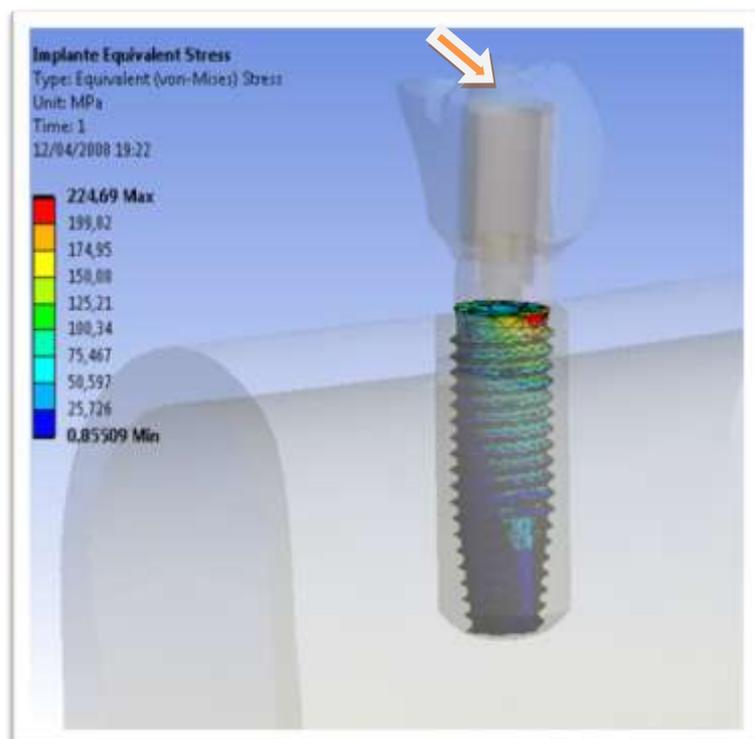


FIGURA 18.

Representación colorimétrica de la localización del estrés en el implante, que está en el sentido de aplicación de la carga (en este caso de 45° según indica la flecha).

- LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS TRANSFERIDO AL IMPLANTE

Las FIGURAS 19 a 22 y 23 a 26 representan respectivamente la localización y distribución del estrés transferido al implante con EP y sin EP bajo carga axial y cargas no axiales.

De acuerdo con las características colorimétricas que se observan en los márgenes, en condiciones de carga axial, la localización del estrés tanto con EP como sin EP, es en la plataforma y 1ª y 2ª espiras del implante, distribuyéndose principalmente por la periferia de la plataforma sin llegar al orificio central del implante y no uniformemente puesto que hay zonas de la plataforma libres de estrés. Para las espiras, la distribución sigue una tendencia similar, con localización en sus aristas, de manera no uniforme en toda la longitud de la espira y coincidiendo la zona de estrés con la hallada en la plataforma.

Sin embargo, cuando la carga es no axial y de no excesiva inclinación (15°), se observa que el estrés se localiza principalmente, con EP y sin EP, a nivel de la plataforma y 1ª espira extendiéndose y disipándose progresivamente hasta alcanzar la 6ª espira (aproximadamente $1/3$ de la longitud del implante), a partir de la cual no se visualiza estrés. Al contrario que para carga axial, el estrés así localizado se distribuye principalmente por la periferia de la plataforma y espiras, aunque sólo en $1/3$ de su perímetro y llega a alcanzar el orificio central del implante. La imagen colorimétrica da un triángulo con base en la parte más coronal del implante y vértice a nivel de la 6ª espira.

A medida que aumenta la inclinación de la carga a 30° y 45° , la localización y distribución del estrés en el implante es similar a lo que ocurre con carga axial con la salvedad que tanto con una como con otra inclinación, aparecen zonas de estrés en la superficie de la plataforma situada en el lado contrario (representando lugares de estrés por tracción) y que en el modelo con EP parecen menos concentradas, distribuyéndose por toda la altura de la plataforma.

En resumen, ni el EP ni la mayor o menor inclinación de las cargas no axiales parecen influir en la localización y distribución del estrés a nivel del implante, salvo que para cargas no axiales por encima de 30° se muestran zonas de estrés por tracción a nivel de la zona de la plataforma situada enfrente de los lugares de estrés por compresión.

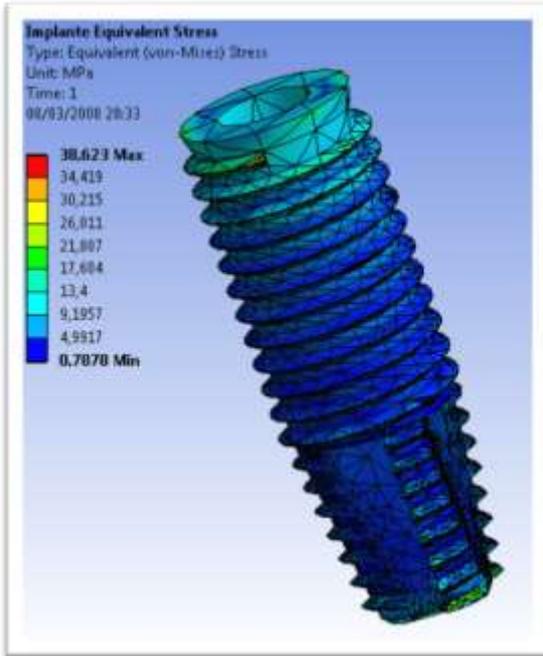


FIGURA 19. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N en sentido axial sobre el implante del modelo con EP

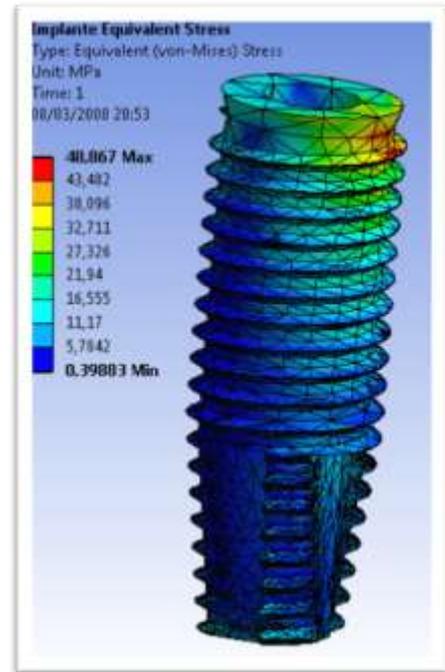


FIGURA 20. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con 15° de inclinación sobre el implante del modelo con EP

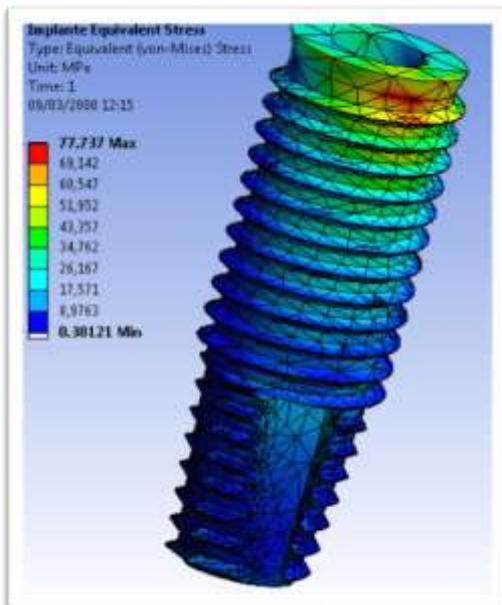


FIGURA 21. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con 30° de inclinación sobre el implante del modelo con EP

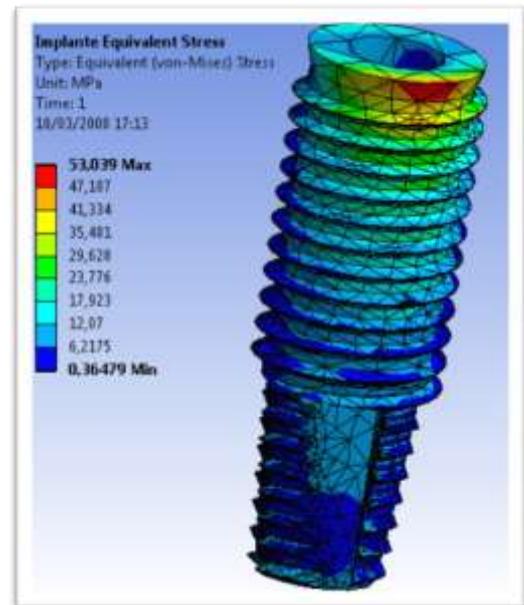


FIGURA 22. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con 45° de inclinación sobre el implante del modelo con EP

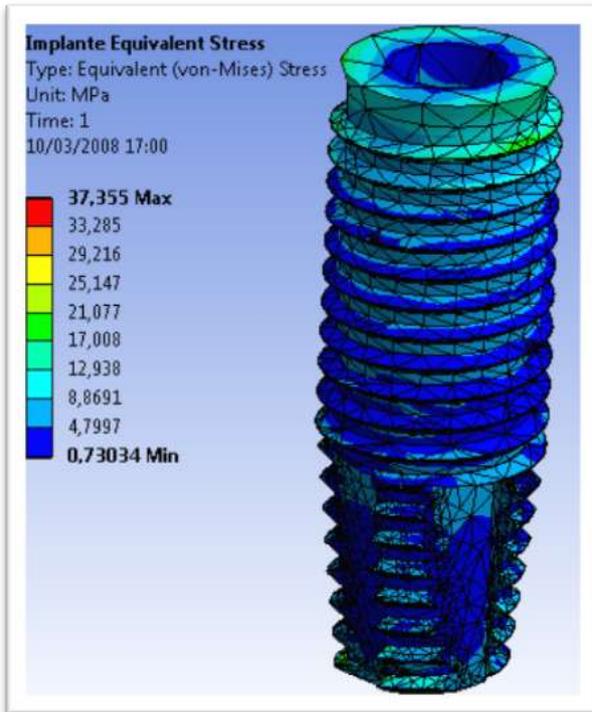


FIGURA 23. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N en sentido axial sobre el implante del modelo sin EP

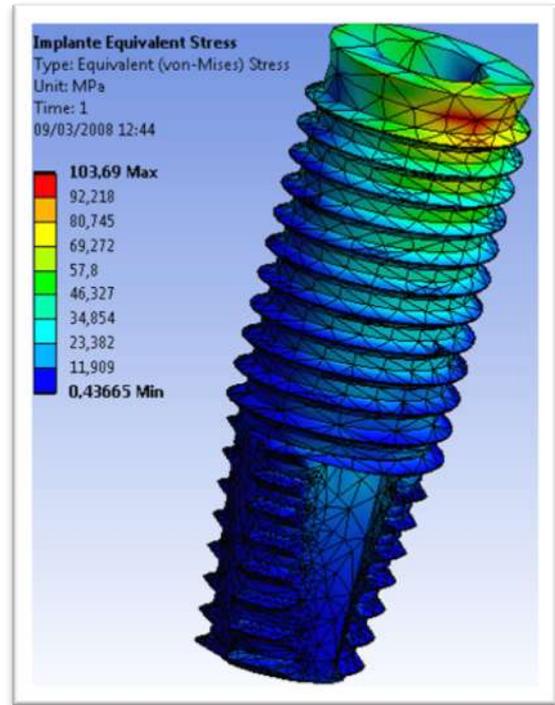


FIGURA 24. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con 15° de inclinación sobre el implante del modelo sin EP

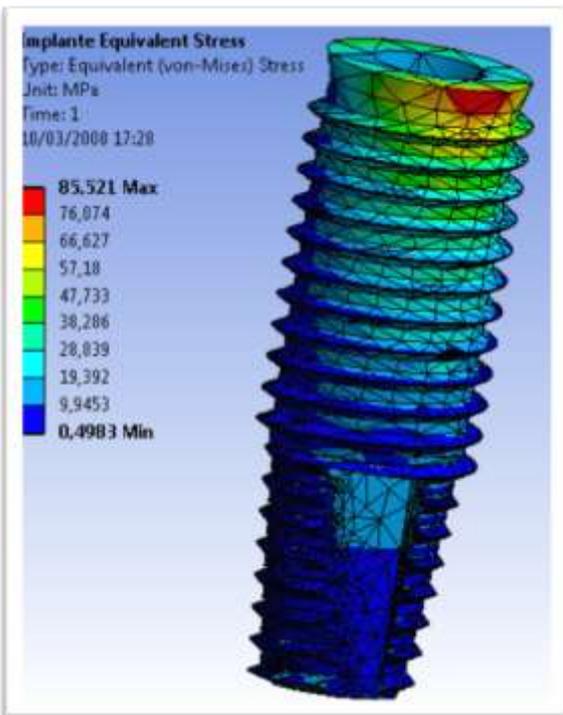


FIGURA 25. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con 30° de inclinación sobre el implante del modelo sin EP

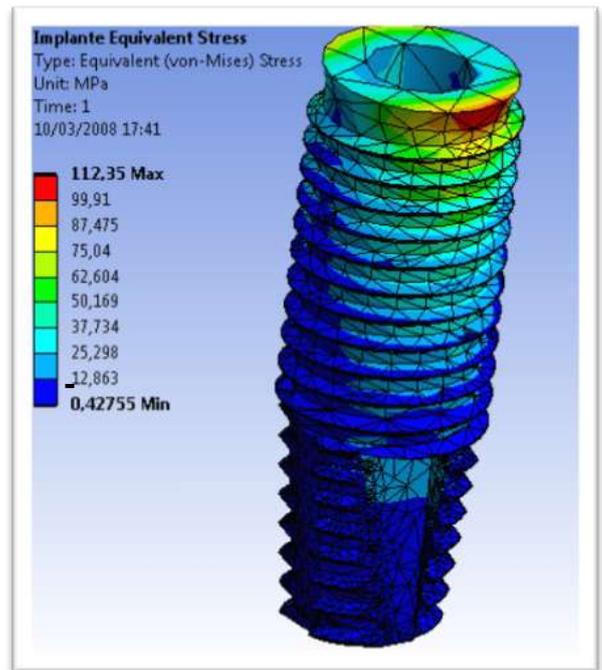


FIGURA 26. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con 45° de inclinación sobre el implante del modelo sin EP

- LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS TRANSFERIDO AL HUESO PERIIMPLANTARIO

Las FIGURAS 27 a 34 y 35 a 42 muestran respectivamente la localización y distribución del estrés en el hueso periimplantario bajo carga axial y cargas no axiales.

Para el hueso cortical de transición (HCT) y en condiciones de carga axial, las tensiones se localizan en toda la periferia del hueso más próxima a la plataforma del implante y zona superior de dicha plataforma (siendo éstas las zonas de mayor estrés) y distribuyéndose por toda la periferia del ancho del HCT, disipándose a medida que se aleja de la superficie de la plataforma hasta una longitud no determinada en sentido horizontal y antes de alcanzar lo que sería la altura de la plataforma en sentido vertical.

Cuando la carga deja de la axialidad y adquiere una inclinación moderada de 15° , el estrés del HCT deja de aparecer en toda su periferia para localizarse aproximadamente en la mitad de su perímetro más alejado de la zona desde donde se aplica la fuerza, aunque sigue teniendo similar distribución con mayor intensidad colorimétrica en las zonas próximas a la plataforma del implante disminuyendo a medida que se aleja de su superficie tanto en horizontal como en vertical.

Al aumentar la inclinación de la carga a 30° y 45° , la localización del estrés se modifica cualitativamente en el sentido de que aún siendo semejante la imagen colorimétrica en intensidad y localización a la de los 15° , para estas angulaciones de 30° y 45° , el estrés (aunque de menor intensidad) se extiende por toda la periferia o perímetro del HCT próximo a la zona más superior de la plataforma con una mayor longitud en horizontal de disipación para los 45° a juzgar por la imagen colorimétrica e independientemente de si se hace o no EP. Es de suponer que la mayoría de estas zonas sean lugares de tracción en apoyo de lo cual está el dato de su mayor intensidad y disipación a los 45° .

En resumen, el EP no parece influir en la localización y distribución del estrés a nivel del HCT sea en condiciones de carga axial o no axial.

Si para el HCT se describen claras localizaciones de estrés, para el hueso trabecular de transición (HTT), la máxima intensidad de estrés se localiza y distribuye irregularmente para carga axial con y sin EP por la zona más alejada de la superficie del implante, aunque ocupa casi todo el perímetro periimplantario y en vertical se disipa no uniformemente en toda la altura del HTT. Es de suponer vista la escala colorimétrica y la intensidad del estrés, que la localización del estrés se sitúa en zonas del HTT próximas al implante a pesar de que no se ve en las imágenes.

Con el aumento de la inclinación de la carga, la localización del estrés, ya ampliamente disipado, se observa en la periferia de la mitad del perímetro del HTT con EP y ocupando todo el grosor de la zona en el modelo sin EP, y distribuyéndose hacia apical en una imagen triangular. A medida que aumenta la angulación de la carga (30° y 45°), la localización y distribución es similar pero con aparición de zonas de tensión en la zona más coronal del HTT situado en el lado opuesto ocupando todo el grosor del mismo y con algo más de intensidad en el espécimen sin EP y máxima angulación, a excepción de la inclinación de 30° con EP en la que no aparece esta zona de tensión.

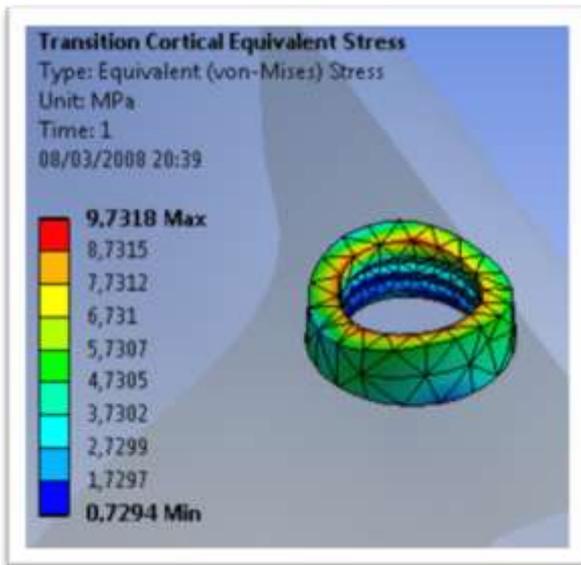


FIGURA 27. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N en sentido axial sobre el HCT del modelo con EP

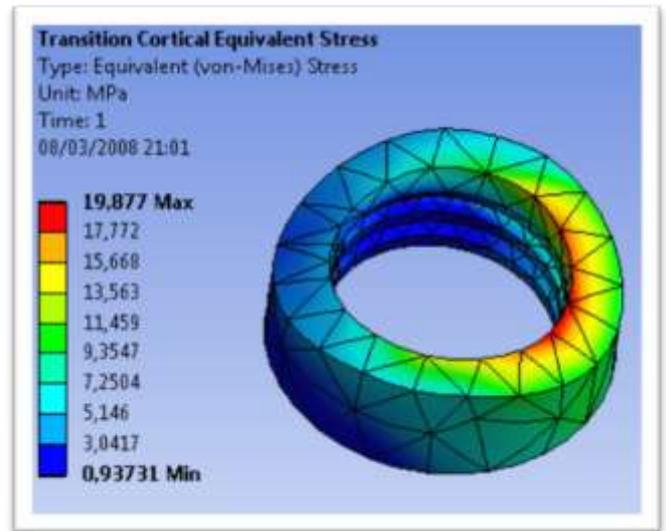


FIGURA 28. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 15° sobre el HCT del modelo con EP

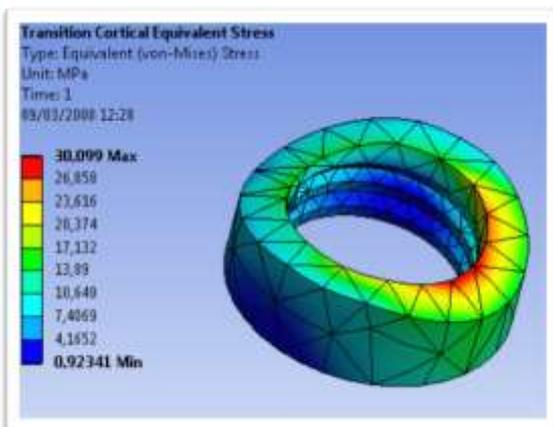


FIGURA 29. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 30° sobre el HCT del modelo con EP

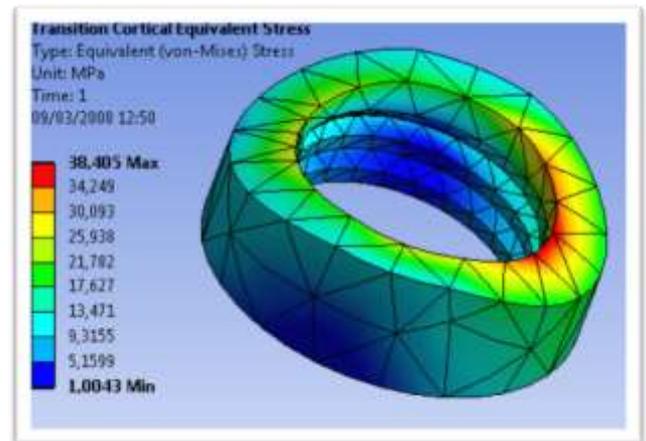


FIGURA 30. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 45° sobre el HCT del modelo con EP

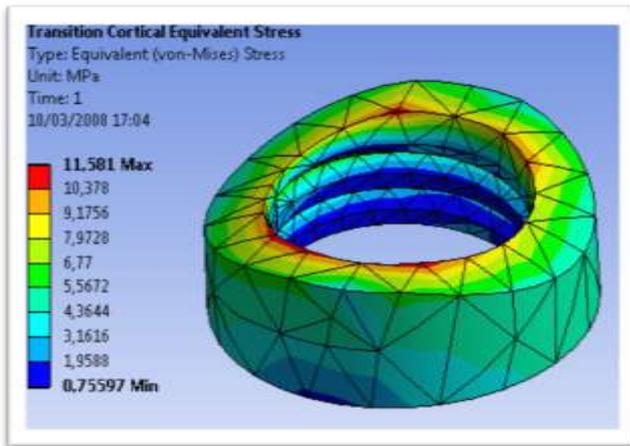


FIGURA 31. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N en sentido axial sobre el HCT del modelo sin EP

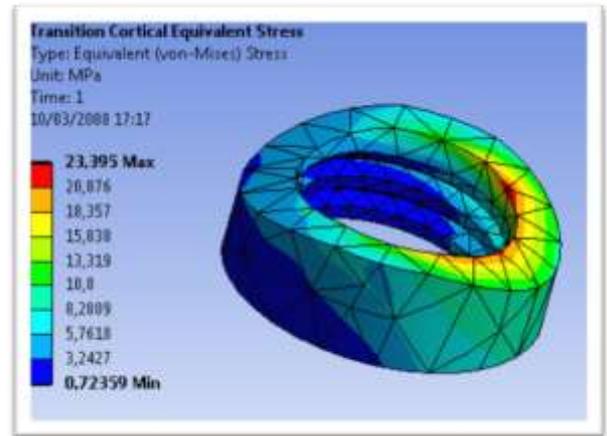


FIGURA 32. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 15° sobre el HCT del modelo sin EP

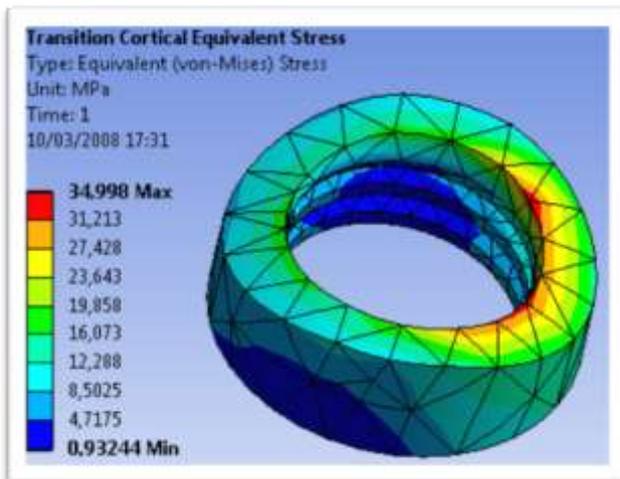


FIGURA 33. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 30° sobre el HCT del modelo sin EP

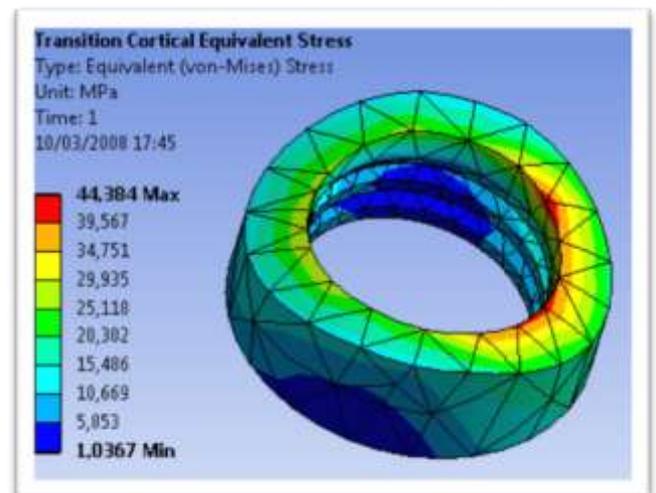


FIGURA 34. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 45° sobre el HCT del modelo sin EP

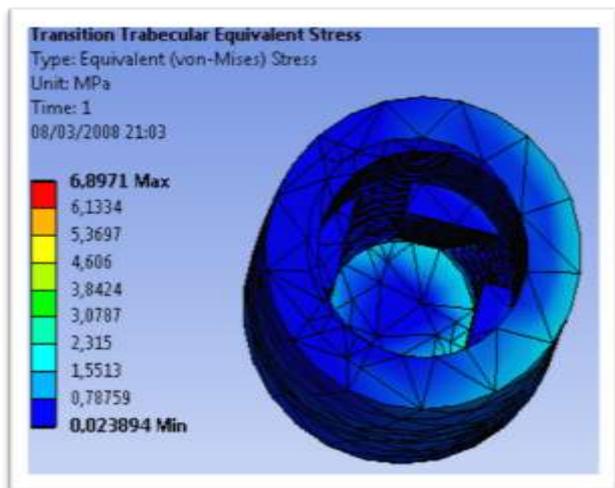


FIGURA 35. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N en sentido axial sobre el HTT del modelo con EP

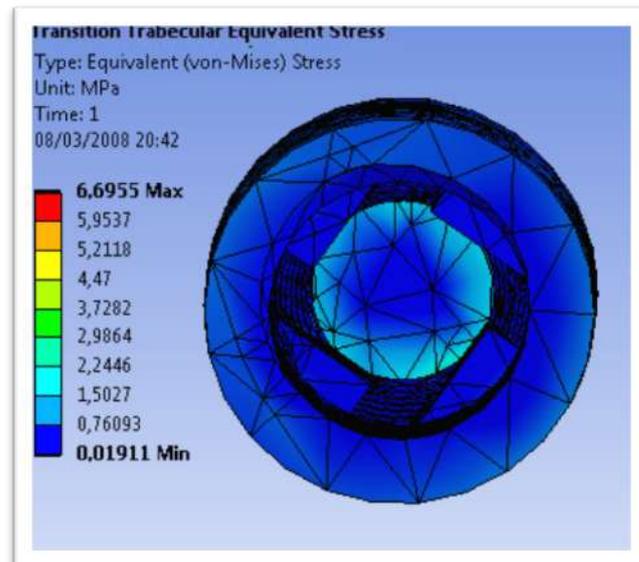


FIGURA 36. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 15° sobre el HTT del modelo con EP

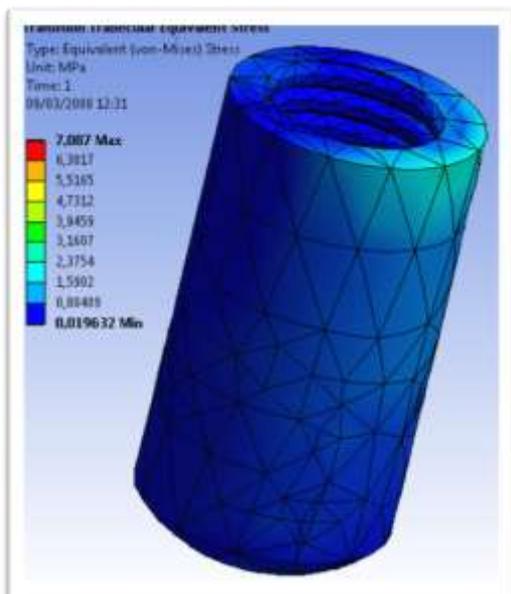


FIGURA 37. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 30° sobre el HTT del modelo con EP

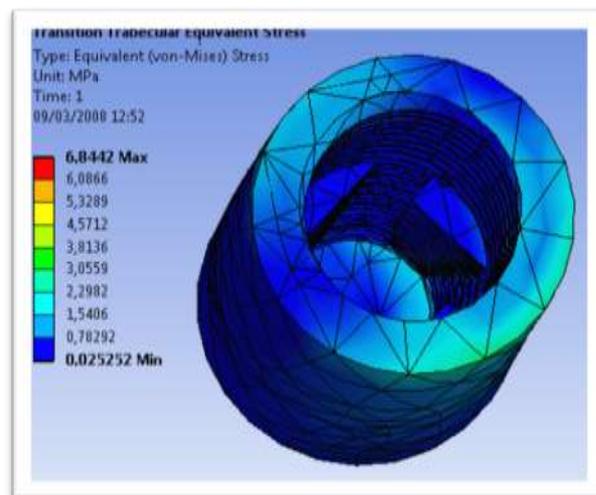


FIGURA 38. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 45° sobre el HTT del modelo con EP

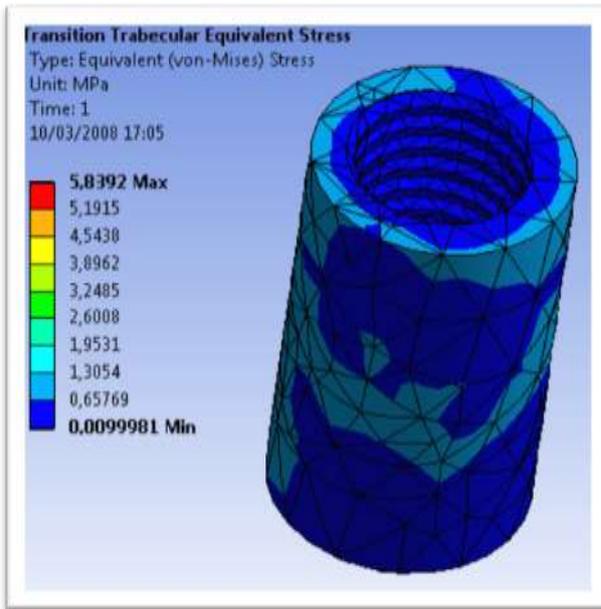


FIGURA 39. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N en sentido axial sobre el HTT del modelo sin EP

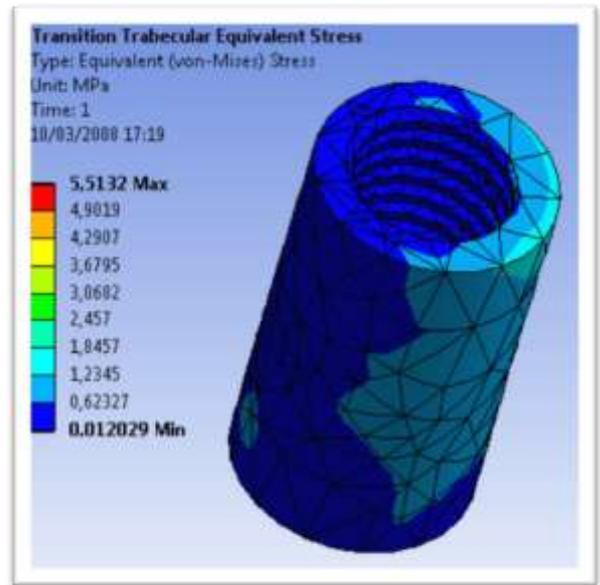


FIGURA 40. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 15° sobre el HTT del modelo sin EP

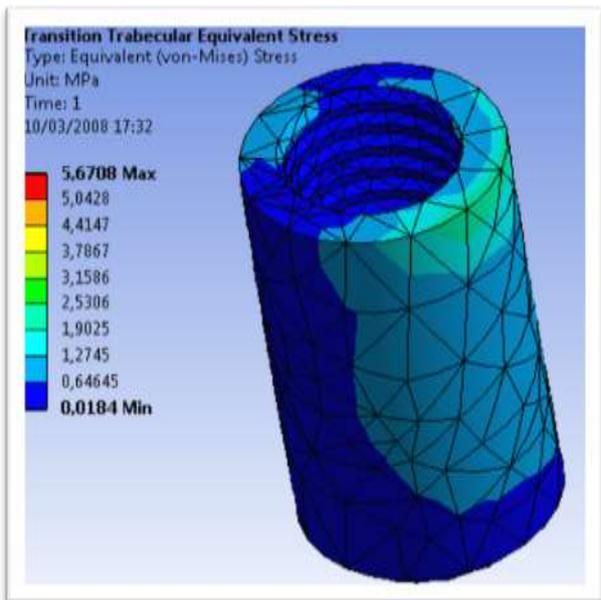


FIGURA 41. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 30° sobre el HTT del modelo sin EP

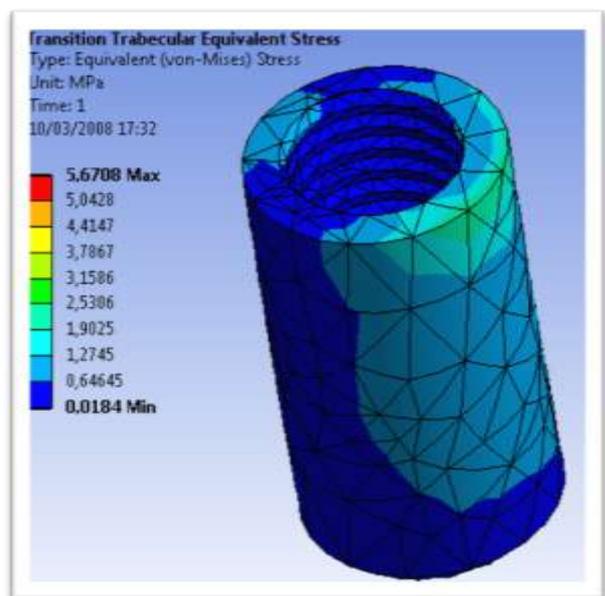


FIGURA 42. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 45° sobre el HTT del modelo sin EP

4. LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS TRANSFERIDO A LOS ADITAMENTOS PROTÉSICOS CON Y SIN EP EN CONDICIONES DE CARGA AXIAL Y NO AXIAL

- LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS TRANSFERIDO AL PILAR PROTÉSICO

Las FIGURAS 43 a 46 y 47 a 50 muestran respectivamente la escala colorimétrica y la localización-distribución del estrés en el pilar protésico con y sin EP.

De acuerdo con estas imágenes, para una carga axial de 150N el estrés se localiza, independientemente de si hay o no EP, en el margen del pilar, de manera más o menos uniforme, por toda su extensión y superficie a la vez que se distribuye y disipa ligeramente por la denominada altura gingival del pilar. En cualquier caso, también aparece alguna zona de intensidad de estrés en la parte más coronal e interna del pilar.

Se ha de resaltar que para cargas no axiales, sean de 15°, 30° o 45°, no se observa la tensión en la zona más coronal del pilar vista en carga axial, aunque por otro lado, en el pilar del modelo sin EP el estrés, a juzgar por las FIGURAS 48 a 50, se localiza en una zona bien delimitada y no muy extensa del margen del pilar, en continuación con el propio pilar. Con EP, la localización del estrés es similar a lo relatado con el añadido de que ahora aparecen zonas de estrés en la zona más apical de la altura gingival del pilar, en correspondencia con la zona de tensión del margen que se distribuye y disipa triangularmente a medida que aumenta, sin ocupar toda la altura gingival.

En resumen, la localización y distribución del estrés en el pilar protésico bajo carga axial es independiente del EP, situándose en el margen y distribuyéndose por todo él y la altura gingival del pilar, a la vez que aparecen zonas de tensión en la posición más coronal. Sin embargo la mayor o menor no

axialidad de las cargas no es un factor de influencia en la tensión transmitida al pilar, aunque sí parece serlo el EP.

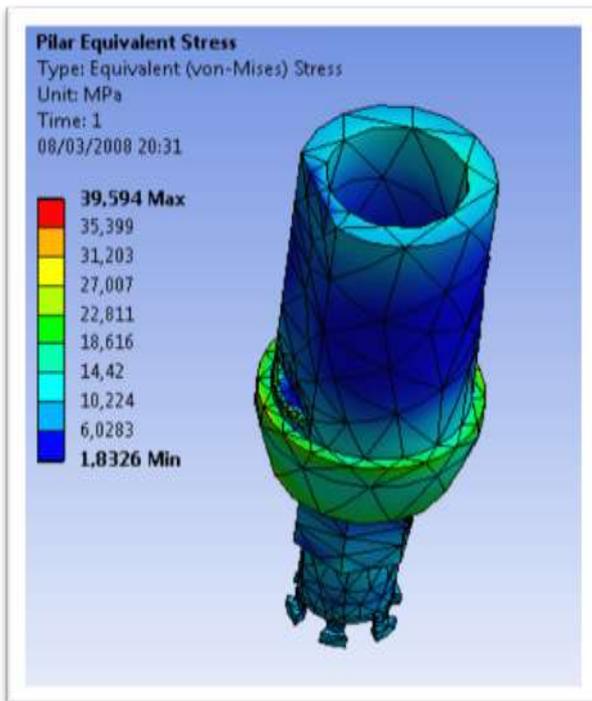


FIGURA 43. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N en sentido axial sobre el pilar protésico del modelo con EP

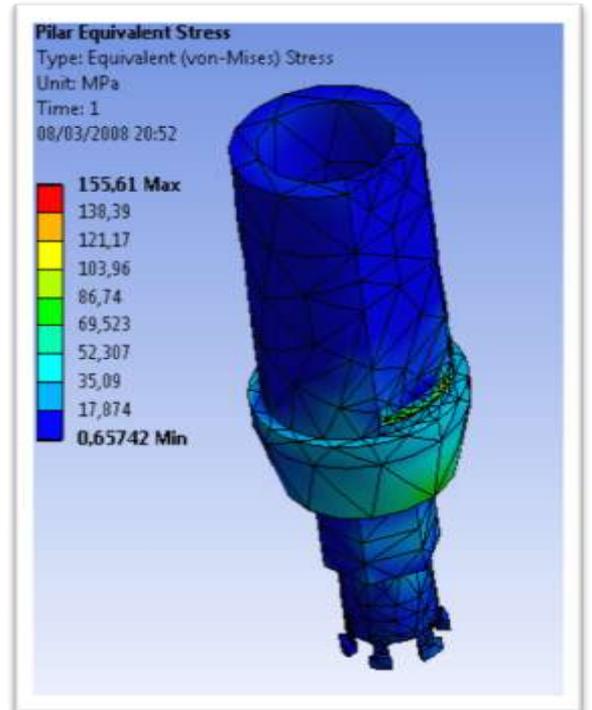


FIGURA 44. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 15° sobre el pilar protésico del modelo con EP

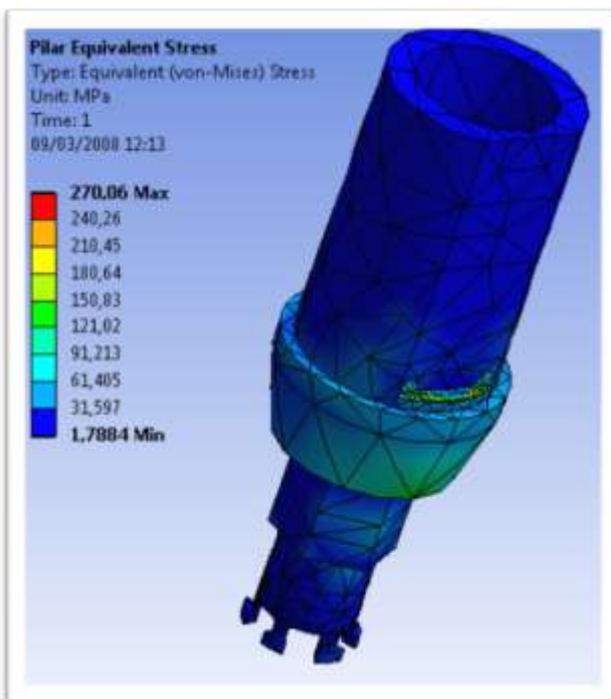


FIGURA 45. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 30° sobre el pilar protésico del modelo con EP

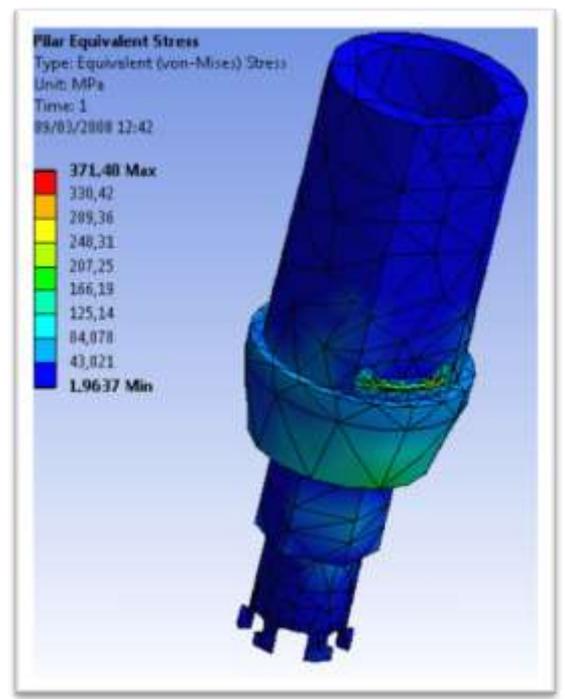


FIGURA 46. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 45° sobre el pilar protésico del modelo con EP

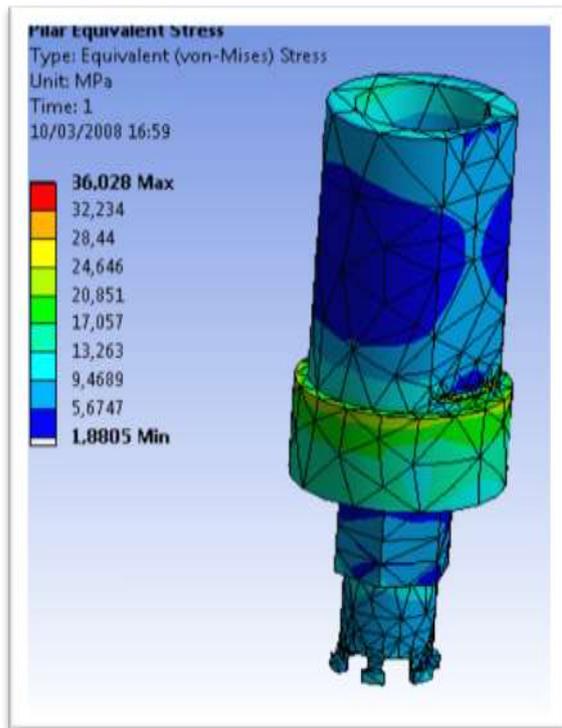


FIGURA 47. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N en sentido axial sobre el pilar protésico del modelo sin EP

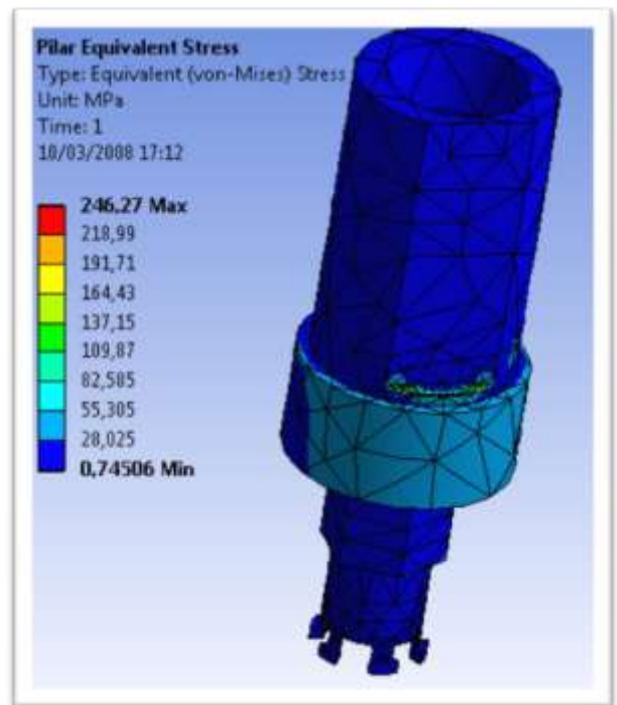


FIGURA 48. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 15° sobre el pilar protésico del modelo sin EP

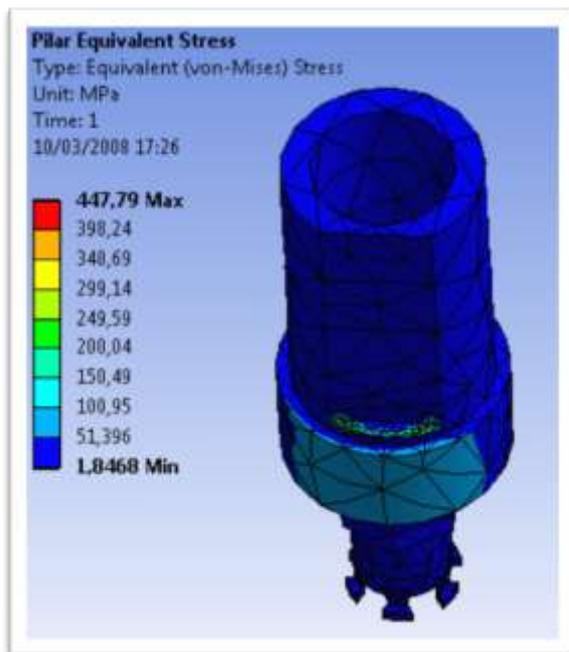


FIGURA 49. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 30° sobre el pilar protésico del modelo sin EP

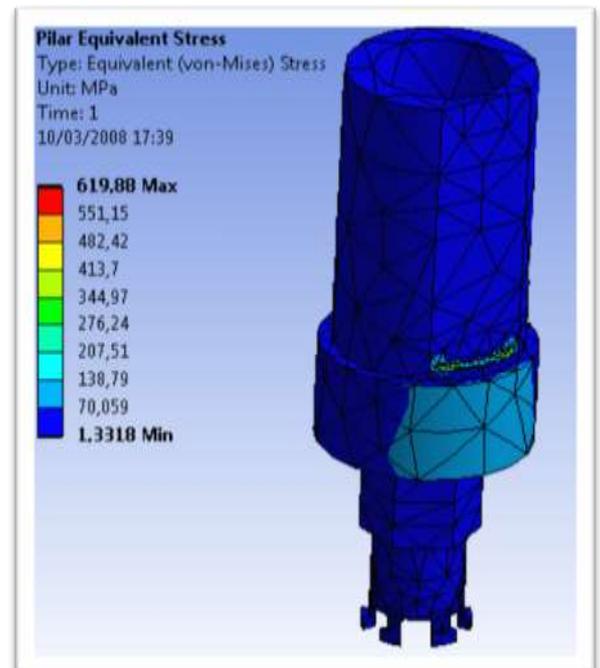


FIGURA 50. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 45° sobre el pilar protésico del modelo sin EP

- LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS TRANSFERIDO AL TORNILLO DEL PILAR PROTÉSICO

Las FIGURAS 51 a 54 y 55 a 58 muestran que la localización y distribución del estrés en el tornillo del pilar bajo carga axial es semejante tanto para el modelo con EP como sin EP. En ambos grupos se localiza principalmente en la mitad apical del vástago y las 2-3 primeras roscas del tornillo, así como en la porción apical de su cabeza (aquí con mayor intensidad) que contacta con el pilar. Las imágenes sugieren que las tensiones así localizadas se distribuyen por todo el contorno de los lugares citados.

Cuando se modifica la dirección de la carga y ésta deja de ser axial, la localización y distribución de las tensiones también se modifica, sea para una u otra inclinación (15° , 30° y 45°), y se sitúa en una zona concreta del vástago del tornillo sin abarcar todo su contorno, en su mitad apical próximo a las espiras sin prácticamente distribuirse por ninguna (a lo sumo por la primera y muy disipada), y en la zona correspondiente a la porción apical de la cabeza.

Cabe señalar que el EP o no EP no influye en la localización y distribución del estrés en el tornillo del pilar para cargas no axiales, pues es semejante en ambos grupos aunque el gradiente colorimétrico para los lugares de localización, señala menor intensidad para cualquier angulación en estudio en el modelo sin EP.

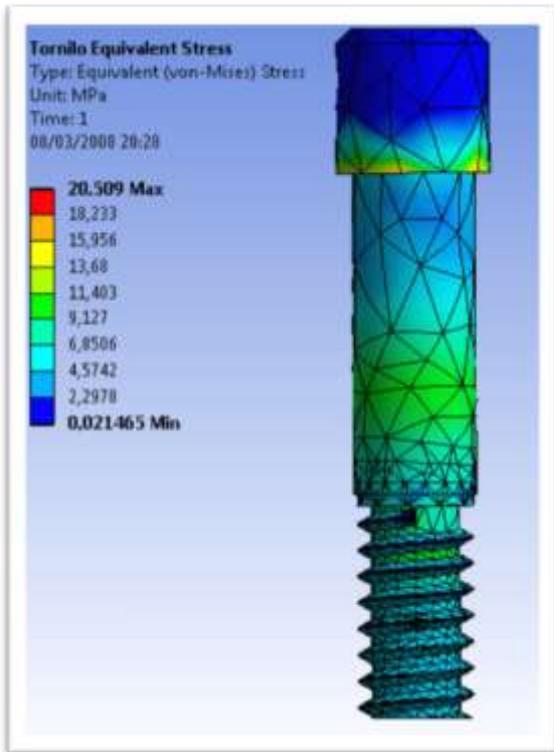


FIGURA 51. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N en sentido axial sobre el tornillo del modelo con EP

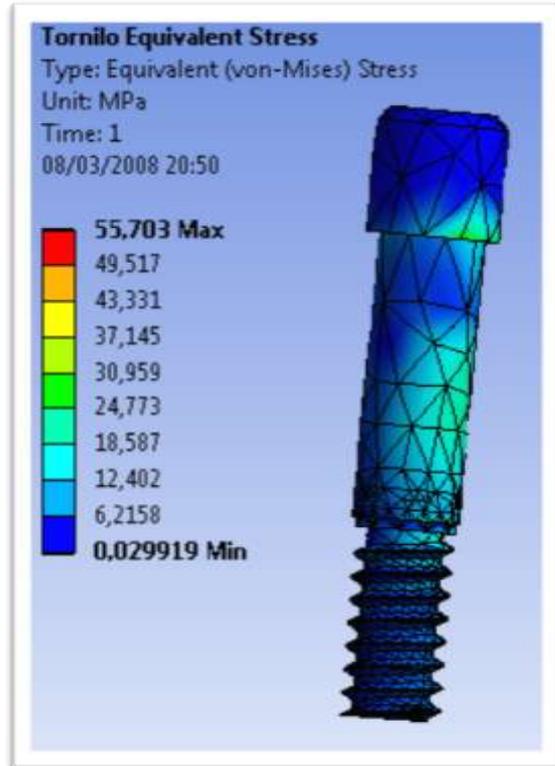


FIGURA 52. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 15° sobre el tornillo del modelo con EP

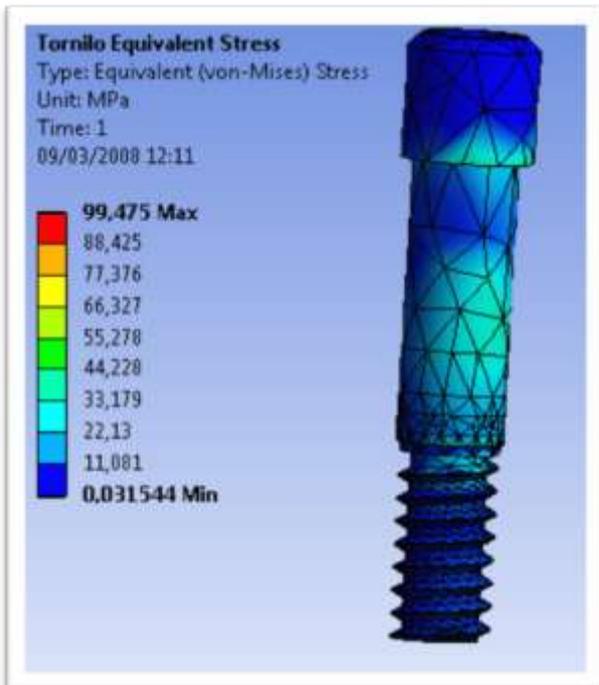


FIGURA 53. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 30° sobre el tornillo del modelo con EP

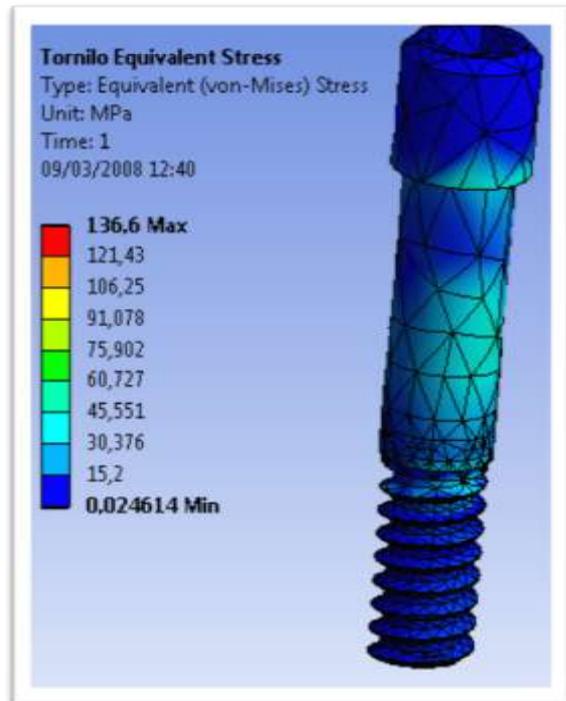


FIGURA 54. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 45° sobre el tornillo del modelo con EP

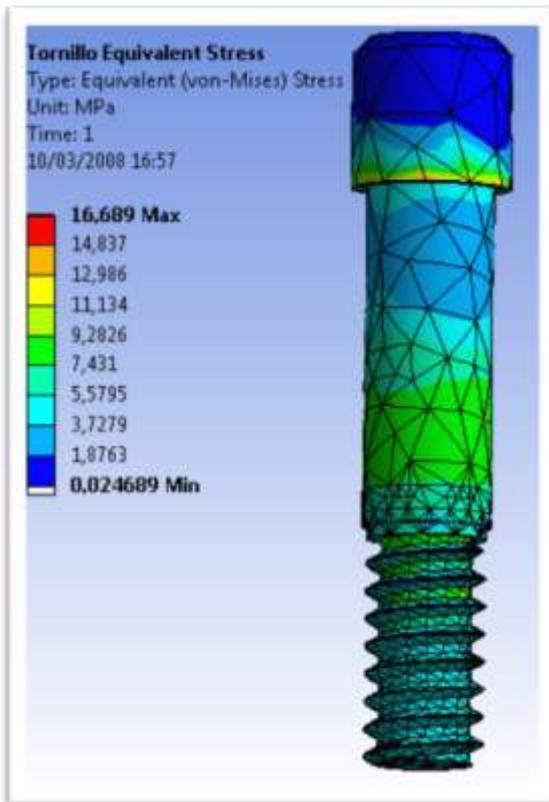


FIGURA 55. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N en sentido axial sobre el tornillo del modelo sin EP

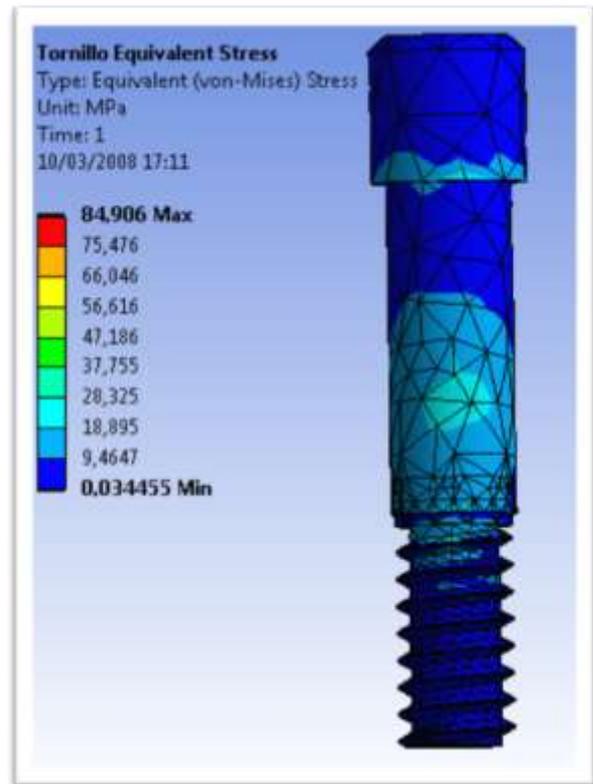


FIGURA 56. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 15° sobre el tornillo del modelo sin EP

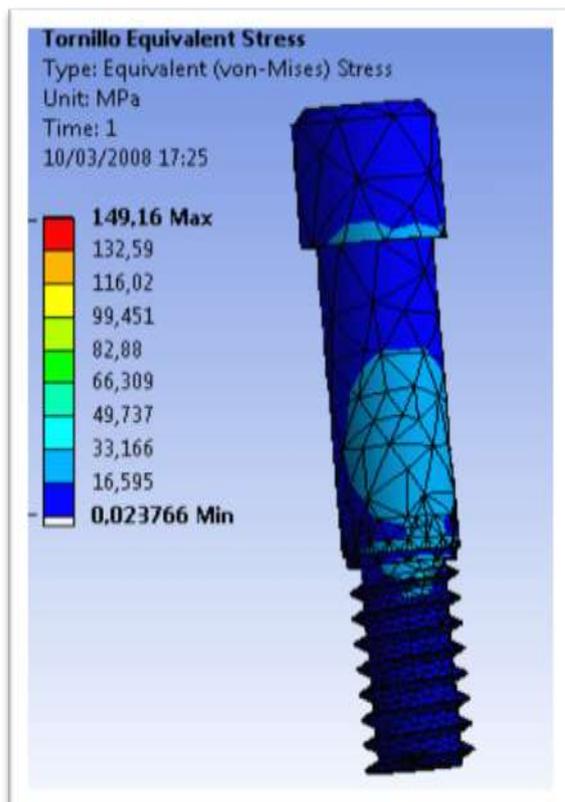


FIGURA 57. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 30° sobre el tornillo del modelo sin EP

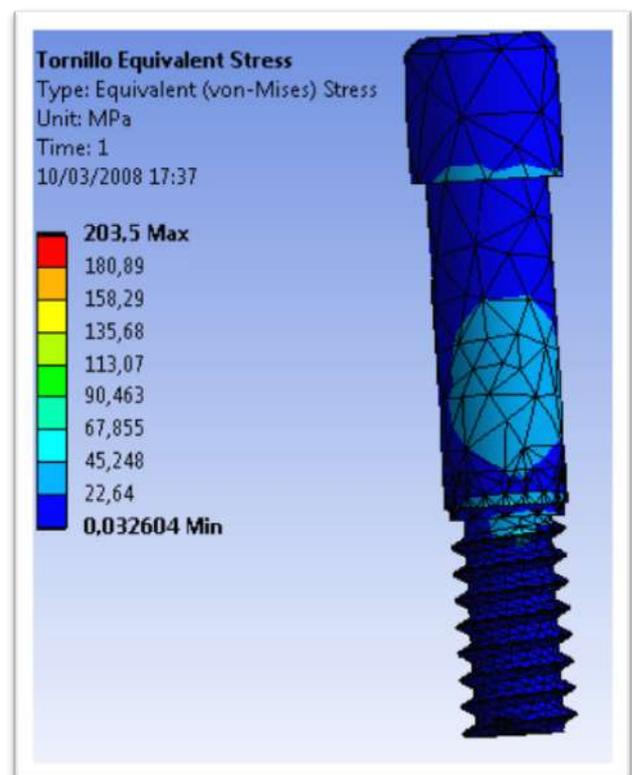


FIGURA 58. Localización y distribución del estrés al aplicar una carga de 150 N con inclinación de 45° sobre el tornillo del modelo sin EP

VI. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

- 1. Del material y metodología empleados**
- 2. Del estrés-deformación transferido al hueso periimplantario y de su localización-distribución**
- 3. Del estrés-deformación transferido al implante y de su localización-distribución**
- 4. Del estrés-deformación transferido al pilar y tornillo protésicos y de su localización-distribución**

1. DEL MATERIAL Y METODOLOGÍA EMPLEADOS

En este ensayo se empleó la técnica de análisis mediante elementos finitos (AMEF) que ha sido descrita en apartados anteriores. Esta técnica ha sido utilizada desde hace más de treinta años para ayudar a conocer los efectos biomecánicos de las cargas oclusales en prótesis sobre implantes, hueso periimplantario y aditamentos protésicos. Sin embargo, la utilización de modelos matemáticos *in vitro* para el estudio del comportamiento de diferentes materiales sometidos a carga, necesariamente implica asumir ciertas simplificaciones o estandarizaciones que pueden hacer que los resultados obtenidos no se correspondan exactamente con lo que acontece *in vivo*.

Así, a la hora de modelizar el hueso periimplantario hemos utilizado una porción mandibular a nivel premolar, clasificado como tipo II según Lekholm y Zarb (1985), como hicieron otros autores anteriormente (Baggi et al., 2008; Natali et al., 2006a, 2006b) y atribuyendo las diferentes propiedades mecánicas al hueso cortical y hueso trabecular encontradas en estudios previos (Petrie y Williams, 2007; Sevimay et al., 2005) y representadas mediante el módulo de Young y Poisson descrito en la literatura para los diferentes elementos estudiados (Anusavice y Phillips, 2003; Chang et al., 2003; Eskitascioglu et al., 2009; Lewinstein et al., 1995; Peyton y Craig, 1963), aunque cabe mencionar que encontramos estudios en que estos valores varían ligeramente (Baggi et al., 2008; Chang et al., 2010; Hsu et al., 2009; Maeda et al., 2007).

Por lo tanto, estamos basando los resultados de nuestro estudio en un hueso de características concretas que obviamente no representa la totalidad de casos que podemos encontrar y que puede tener comportamientos diferentes bajo mismas condiciones, ya que la variabilidad de las propiedades elásticas del hueso periimplantario tiene mucha importancia en la distribución de las cargas (Natali et al., 2006b). Además, hemos considerado al hueso como un material de elasticidad lineal e isótropo, es decir, como un material homogéneo tal y como se muestra en estudios de diseño similar al nuestro (Gardner, 2005; Hsu et al., 2009; Maeda et al., 2007; Petrie y Williams, 2007; Sahin et al., 2002), y puesto

que el hueso no es sino un material heterogéneo, los resultados obtenidos con AMEF pueden no corresponderse de manera exacta con la realidad, aunque algunos autores como Matsunaga et al. (2005), afirman que el hueso trabecular periimplantario es generalmente isótropo. También es importante recordar que al igual que en estudios anteriores (Gardner, 2005; Hsu et al., 2009; Maeda et al., 2007; Petrie y Williams, 2007; Sahin et al., 2002), se consideró que la osteointegración era del 100%, cosa que no ocurre en la realidad. Además, y con la finalidad de crear modelos lo más parecidos a la realidad, en algunos trabajos se modeliza el hueso teniendo en cuenta la pérdida ósea periimplantaria descrita por la literatura para las diferentes conexiones implante-pilar. Así, Rodríguez-Ciurana et al. (2009b) modelan una pérdida ósea vertical de 2´5 mm para una conexión implante-pilar del mismo diámetro, de 0´76 mm para una conexión externa con 0´45 mm de EP, y de 0´60 mm para una conexión interna de 0´45 mm de EP. Siguiendo esta línea, Baggi et al. (2008) simulan una pérdida ósea en forma de cráter de 0´9 mm para una configuración implante-pilar y de 0´4 mm para otra. Estas variaciones en la modelización del hueso tienen el objetivo de crear especímenes más reales, sin embargo, el hecho de considerar la pérdida ósea hace que las condiciones de los modelos a comparar sean diferentes, es decir, imposibilitan la comparación de las diferentes conexiones antes de que se produzca dicha pérdida, cuya estandarización no necesariamente se correlaciona con la realidad.

Por otro lado, el implante utilizado en nuestro ensayo fue un Certain Prevail (Biomet 3i, Implants Innovations Inc, Palm Beach gardens, FL, USA) de 4 mm de diámetro del cuerpo, 13 mm de longitud y plataforma de 4,1 mm de diámetro. Implantes de diseño similar han sido utilizados en otros estudios con AMEF (Rodríguez-Ciurana et al., 2009b; Chang et al., 2010), aunque existen otros trabajos que utilizan implantes con un diseño sensiblemente diferente al nuestro (Baggi et al., 2008; Hsu et al., 2010; Maeda et al., 2007; Sahin et al., 2002). Puesto que el diseño del implante determina en cierta medida la localización y distribución de las cargas oclusales, cabe mencionar que los resultados variarán necesariamente en función del implante objeto del estudio. En cuanto al diámetro y longitud del implante, la mayor parte de los estudios

coinciden en que un aumento de la longitud y del diámetro del implante se relaciona con unos valores de transferencia de estrés menores al terreno de soporte, precisamente porque suponen un incremento de la superficie de contacto entre el propio implante y el hueso (Guan et al., 2009), aunque es importante recordar que algunos estudios (Himmlová et al., 2004; Petrie y Williams, 2007) llegan a puntualizar que en realidad un aumento el diámetro del implante desempeña un papel más importante en la disminución del estrés que un aumento de la longitud, lo cual parece tener sentido si se tiene en cuenta que parece demostrado, especialmente mediante elementos finitos, que el estrés se transmite principalmente en la zona de la cresta ósea donde se sitúa la interfase entre el hueso y el implante. Sin embargo, otros estudios proponen una excepción y es que, cuando el hueso de soporte es de baja densidad, un incremento de la longitud parece ser más favorable respecto la disminución del estrés en el terreno de soporte (Roberts et al., 1994).

En cuanto a los aditamentos protésicos, se utilizó para nuestro ensayo un pilar para cementar Gingi Hue (Biomet 3i, Implants Innovations Inc, Palm Beach gardens, FL, USA) de 3,8 mm de diámetro en su parte más apical donde conecta con el implante, es decir, una discrepancia horizontal de 0,3 mm respecto a la plataforma del implante (EP), una altura transmucosa de 2 mm y una altura de pilar de 3 mm; y un tornillo Gold-Tite (Biomet 3i, Implants Innovations Inc, Palm Beach gardens, FL, USA) para fijación del pilar. También se modeló un pilar con similares características que el descrito, pero con un diámetro de 4,1 mm a nivel de la conexión con la plataforma del implante (sin EP, no disponible comercialmente). En la literatura consultada en relación a la biomecánica del EP apenas encontramos trabajos en los que se estudie el efecto de las cargas sobre los aditamentos protésicos, ya que en algunos estudios se utiliza un pilar de cicatrización y no una restauración protésica (Chun et al., 2006; Maeda et al., 2007; Sahin et al., 2002) o incluso no se modela ningún aditamento y se aplica la carga directamente sobre el implante (Natali et al., 2006b). En la mayoría de los escasos trabajos en los que se modelan aditamentos protésicos, se utilizan diversos tipos de pilares rectos de características similares al utilizado en nuestro ensayo (Baggi et al., 2008;

Rodríguez-Ciurana et al., 2009b), aunque en ninguno de ellos se estudia el tornillo de fijación, al contrario de lo que ocurre en nuestro trabajo. Por último, modelizamos una corona compuesta por un núcleo de Cr-Co y recubrimiento de porcelana feldespática como se hizo en trabajos anteriores (Cibrika et al., 1992; Williams et al., 1990; Wheeler, 1969), aunque no registramos los resultados obtenidos.

En relación a las cargas oclusales, utilizamos para el ensayo una carga de 150 N aplicada a 0°, 15°, 30° y 45°. Dicha magnitud ha sido utilizada en estudios anteriores (Natali et al., 2006a; Soares et al., 2008; Southard et al., 1990) considerándola como fuerza oclusal normal, aunque en otros trabajos de elementos finitos similares al nuestro utilizan cargas de 10 N (Maeda et al., 2007), 40 N (Chang et al., 2010), 50 N (Rodríguez-Ciurana et al., 2009b), que podrían ser de menor magnitud en relación a las ocurridas en realidad (si bien es cierto que en varios ensayos estas cargas de baja magnitud corresponden al componente horizontal de la carga asociada a otra carga con dirección axial), y de 100 N (Baggi et al., 2008; Chun et al., 2006; Natali et al., 2006b; Sahin et al., 2002; Tabata et al., 2010) 130 N (Hsu et al., 2009), 142 N (Petrie y Williams, 2007), 200 N (Chang et al., 2010) o 250 N (Baggi et al., 2008). En cuanto a las inclinaciones de las cargas aplicadas respecto al eje longitudinal del implante, las cuatro utilizadas en nuestro ensayo (0°, 15°, 30° y 45°) fueron elegidas para tratar de representar las diferentes situaciones que ocurren en realidad. Otros autores utilizan inclinaciones de 0° (Maeda et al., 2007), 0° y 15° (Sahin et al., 2002), 10° y 30° (Natali et al., 2006b) o 0° y 45° (Hsu et al., 2009), lo cual reduce el número de situaciones estudiadas en comparación con nuestro ensayo. Lo mismo ocurre con otros trabajos en los que aplican las cargas a 0° y 90° (Baggi et al., 2008; Chang et al., 2010; Rodríguez-Ciurana et al., 2009), en los que además consideramos que pueden no ajustarse a la realidad ya que las cargas totalmente horizontales rara vez o nunca se producen durante los movimientos funcionales y parafuncionales (si bien es cierto que aplicar una carga a 0° y 90° al mismo tiempo es por deducción lógica lo mismo que aplicar una carga a 45°). Más similar a nuestra metodología en este aspecto es un estudio (Chun et al., 2006) en que las cargas son aplicadas a 0°, 15°, 30° y 60°.

2. DEL ESTRÉS-DEFORMACIÓN TRANSFERIDO AL HUESO PERIIMPLANTARIO Y DE SU LOCALIZACIÓN-DISTRIBUCIÓN

Los resultados de nuestro ensayo muestran comportamientos muy diferentes para el hueso cortical (HC) y hueso trabecular (HT) al aplicar 150 N de carga en diferentes angulaciones. Así, en cuanto a la magnitud del estrés experimentado por el HC, ésta aumenta progresivamente tanto en el modelo con EP como en el sin EP conforme va aumentando la inclinación de la fuerza, es decir, conforme la carga se hace menos axial, si bien es cierto que aún teniendo la misma tendencia, dichos valores son menores en el modelo con EP. Estos resultados eran previsibles ya que, como se comentó anteriormente, las fuerzas axiales generan principalmente estrés por compresión (bien toleradas por el hueso) y las fuerzas con componente horizontal generan tensiones de tracción y cizallamiento (mal toleradas por el hueso). Por tanto, esta tendencia coincide con la encontrada en trabajos anteriores (Barbier et al., 1998; Hsu et al., 2007; Kitamura et al., 2005; Meijer et al., 1993; Papavasiliou et al., 1996; Stupideler et al., 2004) y con otros estudios de diseño similar al nuestro aunque con cargas de diferente magnitud e inclinación (Chang et al., 2010; Chun et al., 2006; Gardner, 2005; Hsu et al., 2009; Natali et al., 2006b; Rodríguez-Ciurana et al., 2009b; Sahin et al., 2002). Es importante recordar que, a pesar de que las tensiones recibidas por el HC parecen ser menores cuando se aplica EP (Baggi et al., 2008; Chang et al., 2010; Maeda et al., 2007; Rodríguez-Ciurana et al., 2009b; Sahin et al., 2002; Tabata et al., 2010), algunos autores concluyen que la reducción del estrés está más influenciada por el aumento del diámetro de la plataforma del implante que por el estrechamiento del pilar (Hsu et al., 2009; Prosper et al., 2009), característica que ocurre en nuestro ensayo en donde no había variabilidad en la plataforma del implante.

En general, nuestros datos coinciden con otros estudios clínicos de diferentes diseños en los que se asocia el EP con una menor pérdida ósea periimplantaria (Baumgarten et al., 2005; Capiello et al., 2008; Calvo-Guirado et

al., 2006, 2009; Coccheto et al., 2010; Danza et al., 2010; Fickl et al., 2006; Gardner, 2005; Grunder et al., 2005; Hürzeler et al., 2008; Lazzara y Porter 2006; Prosper et al., 2009; Rodríguez-Ciurana et al., 2009a; Romanos et al., 2009; Trammel et al., 2009; Van Egiden, 1991; Vela-Nebot et al., 2006; Vigolo y Givani, 2009; Wagenberg y Forum, 2010). En estas publicaciones se sugiere que el desplazamiento de la interfase pilar-implante (IPI), que es una zona de contaminación bacteriana, hacia el centro de la plataforma del implante y, por lo tanto, el alejamiento de esta zona del contacto directo con el hueso, se traduce en una reducción de la migración apical del hueso periimplantario para el restablecimiento del ancho biológico alrededor de los implantes. Además, algunos autores muestran que cuanto mayor es el EP (mayor discrepancia horizontal hay entre el diámetro de la plataforma del implante y la plataforma del pilar), mayor reducción de la pérdida ósea se produce (Canullo et al., 2010a), lo cual podría explicarse por una distribución de la carga más cercana al eje del implante y por lo tanto menos lesiva. Cabe mencionar que la localización del máximo estrés-deformación a nivel del hueso de nuestro ensayo coincide con la zona de pérdida ósea periimplantaria relatada en estos estudios clínicos, es decir, la zona más coronal del contacto hueso-implante.

A pesar de no haber estudios concluyentes de que esto sea realmente así, nuestros datos están de acuerdo con los resultados clínicos y radiológicos que parecen mostrar que la utilización del estrechamiento de plataforma minimiza la pérdida ósea periimplantaria. De este modo, cabe preguntarse si esto es una consecuencia de la respuesta biológica al alejamiento de la IPI del hueso, del menor estrés biomecánico que sufre el hueso o una conjunción de ambos. Lo que queda claro en nuestro estudio es que en el modelo con EP el hueso cortical sufre menores tensiones que en el modelo sin EP, lo que puede ser una posible causa de la reducción de la pérdida ósea periimplantaria mostrada en los numerosos estudios clínicos citados. En este sentido, es importante recordar que la pérdida ósea periimplantaria de 1,5-2 mm durante el primer año en implantes de dos piezas es un hecho ampliamente documentado (Albrektsson et al., 1986; Hermann et al., 1997, 2001). Esta pérdida de hueso se ha relacionado con multitud de factores (Bidez y Misch, 1992; Isidor, 2006; Jemt

et al., 1989; Oh et al., 2002; Pattin et al., 1996; Rieger et al., 1990), como el despegamiento perióstico en la cirugía, el fresado del lecho, la colonización bacteriana, la ubicación de la IPI, el restablecimiento del ancho biológico, la configuración de la parte más coronal del implante y la sobrecarga oclusal (Abrahamsson et al., 1997; Ahlquist et al., 1990; Block y Kent, 1990; Jemt et al., 1989; Lindquist et al., 1988; Naert et al., 1992; Oh et al., 2002). De todas ellas, la colonización bacteriana y la sobrecarga oclusal parecen ser las más importantes, especialmente a largo plazo. La destrucción de hueso periimplantario como consecuencia de la colonización bacteriana es un hecho ampliamente demostrado (Mombelli y Lang, 1998; Rosemberg et al., 1991; Sanz et al., 1990), y es importante recordar que algunos estudios muestran que no hay diferencias en la flora periimplantaria en implantes con EP y sin EP (Canullo et al., 2010b). En relación a la sobrecarga oclusal, Isidor (1997) llevó a cabo un estudio en monos en el que comparó implantes oseointegrados restaurados en supraoclusión sometidos a una higiene adecuada, con implantes también oseointegrados que no se limpiaron y a los que se indujo el acúmulo de placa mediante ligaduras de algodón. Tras 18 meses se procedió al sacrificio de los animales para el posterior procesamiento para análisis histológico, los cuales revelaron que los implantes con acúmulo de placa estaban oseointegrados, aunque con una pérdida ósea en forma de cráter de 0´8-4mm; mientras que de los 6 con sobrecarga, 2 habían perdido completamente la oseointegración, 2 mantenían oseointegración solamente a nivel apical y los otros 2 presentaron una pérdida ósea de 1´8-1´9 mm. Miyata et al. (2000) también muestran pérdidas óseas estadísticamente significativas alrededor de implantes libres de periimplantitis y con sobrecarga oclusal en un estudio histológico con monos. Sin embargo, Kozlovsky et al. (2007) concluyeron en un estudio de diseño similar que la sobrecarga en implantes libres de placa apenas produce pérdida ósea periimplantaria y que dicha pérdida sí se produce de manera acentuada cuando el exceso de carga va acompañado de acúmulo de placa, por lo que consideran que la sobrecarga oclusal es sólo un factor desencadenante y no causal para la pérdida ósea periimplantaria.

En un estudio más completo, Barbier et al. (1998) compararon los resultados de un análisis histológico de implantes colocados en perros y sometidos a carga mediante diferentes configuraciones protésicas (un grupo con un implante mesial y otro distal para un puente de 3 piezas, y otro grupo con dos implantes adyacentes para un puente de 3 piezas en el que la pieza más distal estaba en voladizo), con los resultados de un análisis mediante elementos finitos en el que se reproducen las condiciones *in-vivo* citadas. Concluyen que las zonas de mayor estrés del AMEF coinciden con las de mayor pérdida ósea en el estudio histológico, lo que a su vez representa un dato de apoyo al AMEF.

En relación a todos estos estudios es importante apuntar la gran dificultad que existe para cuantificar clínicamente la magnitud y dirección de las fuerzas oclusales, y todavía más complicado controlar o estandarizarlas (Isidor 2006). Por ello, a pesar de haber multitud de trabajos que reportan el aumento de pérdida ósea en zonas de mayor estrés, no se ha conseguido relacionar con exactitud la magnitud y dirección de las cargas con la pérdida de hueso periimplantario.

Por otro lado, cabe recordar que los resultados obtenidos al comparar nuestros modelos con y sin EP no siempre coinciden con los publicados en estudios histomorfométricos, que además son muy escasos tanto en calidad como en cantidad. Así, en dos estudios controlados en perros (Becker et al., 2007 y 2009) no encuentran diferencias estadísticamente significativas entre aplicar o no el EP respecto a la pérdida ósea periimplantaria, aunque en uno de ellos (Becker et al., 2007) sólo esperan 28 días para el sacrificio de los animales. Por su parte, dos estudios (Degidi et al., 2008; Luongo et al., 2008) de dos implantes con EP retirados de humanos, muestran pérdidas óseas periimplantarias mínimas, lo cual podría coincidir con nuestros resultados, si bien es cierto que se trata de dos casos clínicos aislados que tienen muy poca relevancia estadística, y además no hay grupo de control con el que comparar los resultados.

Por su parte, el HT se comporta en nuestro ensayo de manera diferente al HC bajo cargas oclusales de diferente angulación, aunque para cada una ellas el estrés-deformación es siempre muy inferior al experimentado por el HC, independientemente de aplicar o no el EP. Así, cuando comparamos los modelos con y sin EP, observamos que las tensiones en el HT son menores cuando no se aplica el EP, donde además no sólo no aumentan sino que disminuyen cuando la inclinación de la carga se aleja de axialidad, experimentándose el menor estrés de todos a 45°. Sin embargo, en el modelo con EP las tensiones aumentan con la inclinación de la carga, aunque éstas son menores a 45° que a 15 y 30°. Estos hallazgos son compatibles con los de Chang et al. (2010) y Rodríguez-Ciurana et al. (2009b), quienes también encuentran que las tensiones sufridas por el HT son mayores en el modelo con EP. La explicación de este hecho podría radicar en que, puesto que el EP disminuye el estrés en el HC, este diseño de plataforma disipa las cargas hacia el HT, aunque algunos autores (Rodríguez-Ciurana et al., 2009b) atribuyen esto a que el no EP supone un mayor diámetro del pilar que absorbería mayor cantidad de carga. Cabe mencionar el trabajo de Matsunaga et al. (2005), quienes concluyen en un reciente estudio de AMEF cuya modelización se hace en base a un registro tomográfico, que el hueso trabecular juega un papel importante en el soporte de las cargas oclusales ya que las dispersa creando patrones de transferencia, y quizá esto sea otra explicación para lo hallado en el HT bajo carga de 45° de inclinación.

En relación a los efectos que las cargas oclusales tienen sobre el hueso periimplantario, es importante recordar que, al igual que en otros huesos del cuerpo humano que reciben carga, los maxilares se adaptan a las fuerzas aplicadas (Frost, 1992, 2004; Kannus et al., 2006; Lanyon y Skerry, 2001) mediante procesos de remodelación que mantienen la competencia biomecánica del hueso (Frost, 1992). Este estrés biomecánico se traduce en una deformación del hueso que lo recibe, produciéndose un cambio en las dimensiones del mismo (Isidor, 2006). Esta deformación se expresa frecuentemente mediante unidades de microdeformación relativa (UMR, del término anglosajón *microstrain*), donde 1000 UMR equivalen a una deformación del 0'1%, o lo que es lo mismo, una

deformación de 1000 UMR en un cuerpo de 1 mm es una deformación de 0´001 mm. La cantidad de estrés recibido está directamente relacionada con la deformación experimentada, por ejemplo, a través de la carga de los implantes. Sin embargo, el estrés también depende de las características del hueso que las recibe, de manera que una misma carga tiene diferentes efectos en diferentes tipos de hueso (Isidor, 2006), lo que también podría explicar la variabilidad de tensiones entre el HC y el HT bajo diferentes condiciones de inclinación de la carga.

En esta línea, Frost propuso en 1992 la hipótesis de que las células óseas responden deformando el hueso ante el estrés biomecánico. Se cree que, en condiciones normales, el hueso resiste tensiones de entre 50 y 1500 unidades de microdeformación relativa. Si la deformación aumenta entre 1500 y 3000 UMR se produce una sobrecarga suave que estimula la neoformación ósea como compensación a la destrucción por fatiga biomecánica. Cuando se producen deformaciones repetidas por encima de los 3000 UMR se producen daños que sobrepasan la capacidad adaptativa del hueso (Frost, 2004).

De acuerdo con Frost (2004), una carga de 1-2 Mpa resulta en una deformación de 50-100 UMR en el hueso cortical de los mamíferos adultos sanos, por lo que 60 Mpa equivaldrían a 3000 UMR. Para que se produzca fractura ósea se necesitan 120 Mpa (25000 UMR). Pattin et al. (1996) sugieren que no siempre hay una relación lineal entre el estrés y la fatiga ósea, lo que coincide con los datos de nuestro ensayo, ya que el mayor estrés experimentado en el modelo sin EP no parece suponer una mayor deformación del HCT, puesto que obtenemos valores realmente similares entre ambos modelos. Según lo que muestran estos autores, el estrés mecánico recibido por los 2 tipos de hueso en ambos modelos de nuestro ensayo estaría dentro de los límites normales, siendo el hueso cortical transicional el que, con diferencia, más tensión recibe. Estos resultados coinciden con los estudios de Rieger et al. (1990), Bidez y Misch (1992) y Kitamura et al. (2004), quienes afirman que cuando un implante se carga el estrés se transmite al hueso, recibiendo la zona más coronal la mayor parte del estrés. Esto es consecuencia de un principio básico de física según el

cual la zona de máxima transmisión de tensión entre dos cuerpos se localizará sobre su superficie de contacto (Kitamura et al., 2004).

En base a lo relatado, todas las tensiones experimentadas por los diferentes elementos estudiados bajo diferentes condiciones de carga oclusal, tanto en el modelo con y sin EP, estarían dentro de los límites de adaptación del hueso aunque, tal y como relatamos, es importante recordar que la pérdida ósea periimplantaria como consecuencia de la sobrecarga oclusal depende de otros factores como son la magnitud y duración de las cargas, las características del hueso y el diseño del implante y aditamentos protésicos, por lo que nuestros resultados no serían aplicables universalmente.

3. DEL ESTRÉS-DEFORMACIÓN TRANFERIDO AL IMPLANTE Y DE SU LOCALIZACIÓN-DISTRIBUCIÓN

En nuestro ensayo, las tensiones sufridas por el implante bajo carga oclusal van aumentando conforme la carga se aleja de la axialidad tanto en EP como sin EP, hecho ampliamente avalado por la literatura disponible (Barbier et al., 1998; Hsu et al., 2007; Kitamura et al., 2007; Meijer et al., 1993; Papavasiliou et al., 1996; Stupideler et al., 2004). Al comparar ambos grupos observamos que las tensiones sufridas por el modelo con EP son menores para cargas oblicuas y mayores para carga axial. Si bien es cierto que hemos encontrado escasa documentación en la literatura acerca de las diferencias de comportamiento del implante con y sin EP tras recibir cargas de diferente magnitud e inclinación, nuestros resultados podrían coincidir con los de Rodríguez-Ciurana et al. (2009b) y Chun et al. (2006), ya que las representaciones colorimétricas de sus estudios muestran menores tensiones en el implante sin EP al aplicar cargas axiales. Estos hallazgos podrían ser debidos a que, puesto que la superficie de contacto del implante con el pilar en el modelo con EP es menor, y dado que la tensión es fuerza por unidad de superficie, las cargas son mejor distribuidas en el modelo sin EP.

En cuanto a la deformación experimentada por el implante como consecuencia de las cargas aplicadas, apenas existen en nuestro ensayo diferencias entre los modelos con y sin EP independientemente de la inclinación de la carga, al igual que ocurría en el hueso periimplantario. Esto se podría justificar por la gran rigidez del implante, que se vería muy poco afectado por los efectos de las tensiones que recibe. En cualquier caso, las diferencias cuantitativas de deformación entre implante y hueso periimplantario no son llamativas sino más bien semejantes, a diferencia del estrés recibido, que es notablemente superior en el implante que en el hueso sea la inclinación de la carga que sea y con o sin EP. Sin embargo, sospechamos que estas tensiones son insuficientes para causar una complicación mecánica sobre los implantes.

En esta línea, varios estudios (Adell et al., 1990; Balshi, 1996; Eckert et al., 2000) afirman que la fractura de un implante es un hecho poco frecuente, produciéndose en un 0'2% de 4045 implantes estudiados y en un 0'6% de otros 4636. Según Gealh et al. (2010), las causas que generan la fractura de un implante pueden dividirse en 3 grupos: en primer lugar, dicha fractura puede ser debida a defectos de fabricación, lo cual ha sido demostrado que es muy poco probable (Balshi, 1996; Piatelli et al., 1998); en segundo lugar, a un inadecuado ajuste pasivo entre la prótesis y el implante, que crearía una tensión constante que actuaría a su vez como factor predisponente a la fractura; y por último, la tercera causa de fractura sería la sobrecarga biomecánica, que parece ser la etiología más frecuente y que podría estar originada por hábitos parafuncionales o un inadecuado diseño de la prótesis. Según Balshi et al. (1996), los hábitos y parafunciones, como el apretamiento o rechinar, pueden aumentar la sobrecarga en el sistema implante-prótesis debido a la magnitud, duración, frecuencia y dirección de las cargas. De hecho, Rangert et al. (1995) observaron que un 56% de los pacientes con implantes fracturados eran bruxistas y generaban fuerzas oclusales de alta magnitud, lo que se aparta de los 150 N de nuestro ensayo.

Según lo relatado, la aplicación o no del EP no parece tener mucha influencia en cuanto a la posible fractura u otras complicaciones mecánicas del implante si sólo tenemos en cuenta las tensiones sufridas por el mismo, aunque cabe recordar que en el modelo con EP de nuestro ensayo, el implante recibe menos tensiones en condiciones de carga no axial. Así, y puesto que tal y como comentamos en el apartado anterior, la sobrecarga oclusal puede producir pérdida de hueso periimplantario (Kozlovsky et al., 2007; Miyata et al., 2000) al excederse el límite elástico o de adaptación del mismo, el EP, que parece reducir las tensiones en el HC, minimiza esta posibilidad. Esto está directamente relacionado con las tensiones experimentadas por el implante, ya que una mayor pérdida ósea periimplantaria implica necesariamente un empeoramiento de la proporción implante-restauración protésica, aumentándose el brazo de palanca y por tanto los momentos de flexión. En un estudio in vivo combinado con test de fuerza in vitro sobre implantes de titanio, Morgan et al. (1993) concluyen que el mecanismo que lleva a la fractura de los mismos era la fatiga, asociada con la pérdida ósea periimplantaria, que está producida a su vez por el exceso de carga. Se trataría por tanto de un círculo vicioso patológico en el que la sobrecarga oclusal produce pérdida ósea que hace que la sobrecarga sea aún mayor y así sucesivamente. En esta línea, algunos autores (Rangert, 1995) observan que el 92% de pacientes con fractura de implantes, presentaban una pérdida ósea significativa.

Asimismo, la localización-distribución del estrés encontrada en nuestro ensayo (zona más coronal del implante en contacto con el hueso) podría estar indicando la zona más probable de fractura, que coincide con lo encontrado por algunos autores (Kitamura et al., 2004), aunque otros muestran que la fractura se produciría en la zona más débil del implante, es decir, en la parte más coronal donde hay menos grosor para permitir el alojamiento del tornillo y, en implantes de conexión interna, el pilar (Quek et al., 2008).

Conviene recordar que la pérdida ósea periimplantaria no sólo está determinada por el exceso de carga sino que las causas biológicas pueden jugar un papel fundamental en dicho acontecimiento (Mombelli y Lang, 1998;

Rosenberg et al., 1991; Sanz et al., 1990). Así, el acúmulo de bacterias de la interfase implante-pilar en contacto con el hueso que se produce típicamente en implantes de 2 piezas, va a producir un infiltrado inflamatorio a este nivel que tendrá como consecuencia una migración apical del hueso periimplantario para el restablecimiento del ancho biológico (Albrektsson et al., 1986; Ericsson et al., 1995; Hermann et al., 2001). Dicha pérdida ósea se cuantifica en 1´5-2 mm, medida en sentido vertical desde la interfase implante-pilar hasta el punto más crestal del hueso periimplantario, y es considerada como normal o no patológica en implantes de 2 piezas (Hermann et al., 1997, 2001). En base a esto, son muchos los estudios clínicos que defienden que el hecho de aplicar el EP aleja dicha interfase (zona de acúmulo bacteriano) del hueso periimplantario, por lo que se reducen los efectos que estas bacterias pueden producir en el hueso y por lo tanto la migración ósea apical (Baumgarten et al., 2005; Capiello et al., 2008; Calvo-Guirado et al., 2006, 2009; Coccheto et al., 2010; Danza et al., 2010; Fickl et al., 2006; Gardner, 2005; Grunder et al., 2005; Hürzeler et al., 2008; Lazzara y Porter, 2006; Prosper et al., 2009; Rodríguez-Ciurana et al., 2009^a; Romanos et al., 2009; Trammel et al., 2009; Van Egiden, 1991; Vela-Nebot et al., 2006; Vigolo y Givani, 2009; Wagenberg y Forum, 2010).

Por lo tanto, si el EP puede contribuir a la reducción de la pérdida ósea periimplantaria tanto por la reducción de las tensiones sufridas por hueso e implante (causas biomecánicas) como ocurre en nuestro ensayo, como por un alejamiento de las bacterias del contacto hueso-implante-pilar (causas biológicas) y, como comentamos anteriormente, dicha pérdida ósea aumenta el brazo de palanca y los momentos de flexión, el EP podría reducir las posibilidades de fractura del implante no sólo por experimentar menores tensiones (hecho que no muestra diferencias significativas en cuanto a la deformación de los dos grupos de nuestro ensayo), sino por la reducción de la pérdida de hueso alrededor del implante.

4. DEL ESTRÉS-DEFORMACIÓN TRANFERIDO AL PILAR Y TORNILLO PROTÉSICOS Y DE SU LOCALIZACIÓN-DISTRIBUCIÓN

En nuestro ensayo, las tensiones que sufre el pilar con y sin EP aumentan progresivamente a medida que la carga se aleja de la axialidad, siendo dichas tensiones menores en el modelo con EP bajo cargas oblicuas y mayores en el mismo modelo para carga axial. Este comportamiento del pilar bajo cargas de diferente inclinación, coincide con el encontrado en otros estudios previos en los que se analizan las tensiones sufridas por el pilar con y sin EP bajo carga axial (Baggi et al., 2008; Hsu et al., 2009; Maeda et al., 2007), y bajo diferentes condiciones de carga oblicua (Rodríguez-Ciurana et al., 2009b). La justificación al hecho de que el pilar sin EP sufra menos tensiones bajo carga vertical podría radicar en el mayor diámetro del mismo, que distribuiría mejor las cargas, es decir, como la distribución de las tensiones es menos lesiva cuanto mayor es la superficie que las recibe, un pilar de mayor diámetro (y por tanto mayor superficie) tendría un comportamiento biomecánico más favorable.

Por otro lado, también mostramos en nuestro ensayo que el pilar protésico es el elemento en estudio que más tensiones sufre, especialmente bajo fuerzas oblicuas de diferente angulación, lo que coincide con otros trabajos previos (Cimen et al., 2010; Rodríguez-Ciurana et al., 2009b). Por lo tanto, parece lógico pensar que el pilar protésico juega un papel fundamental en la transmisión y distribución de las cargas, ya que una mayor concentración de éstas en el pilar podría reducir las tensiones que sufre el hueso periimplantario, y recordemos que la mayor concentración de éstas se produce a nivel de la porción transmucosa, que es la parte más apical del pilar, aunque no podemos indicar si está en concordancia con lo hallado por otros autores ya que no hemos encontrado datos. A pesar de ello, la deformación experimentada por el pilar protésico (algo mayor en el modelo sin EP para todas las angulaciones) estaría muy por debajo del límite elástico o de fractura del pilar mostrado por Aramouni

et al. (2008), es decir, el pilar soportaría sobradamente las tensiones sufridas independientemente de su inclinación.

En relación al tornillo de retención del pilar, nuestro ensayo muestra que para los 2 modelos (con y sin EP), las tensiones aumentan progresivamente conforme la carga se aleja de la axialidad, tal y como ocurría en los demás elementos en estudio. Sin embargo, y al igual que sucede en el pilar protésico, el tornillo del modelo sin EP sufre menor tensión cuando la carga es axial, lo cual también podría ser debido a que el pilar en el modelo sin EP (de mayor diámetro) distribuiría mejor las cargas que recibe.

Como consecuencia de las fuerzas aplicadas en el tornillo protésico de nuestro ensayo, se produjeron unas deformaciones que son semejantes para los 2 modelos estudiados, y cabe mencionar que éstas son 4 veces mayores cuando la carga lleva una inclinación de 45° respecto a cuando ésta es axial. En esta línea, son abundantes los trabajos que podemos encontrar en la literatura en relación a las complicaciones biomecánicas del tornillo del pilar en condiciones de sobrecarga oclusal. Así, Isidor et al. (1997) observan aflojamiento del tornillo en un 75% de los casos cuando sometían implantes a sobrecarga oclusal en un estudio en monos, mientras que otros autores (Balshi, 1996; Eckert et al., 2000; Schwarz, 2000) advierten que el aflojamiento de tornillos debe tomarse como una alerta de sobrecarga y puede ser predecesor de la fractura del mismo o del implante. En este sentido, es importante recordar que el aflojamiento de tornillos está directamente relacionado con el tipo de conexión entre el pilar y el implante, ya que, a pesar de haber infinidad de uniones implante-pilar diferentes, las conexiones internas (en las que parte del pilar se introduce en el cuerpo del implante) han demostrado reducir las complicaciones biomecánicas relacionadas con el tornillo del pilar (Binon, 2000), aunque Segundo et al. (2009) añaden en un estudio de AMEF que la reducción del estrés sufrido por el tornillo de los sistemas de conexión interna en relación a los de conexión externa, genera una mayor concentración de estrés en el implante. Además, encontramos estudios como el de Quek et al. (2008) en el que, tras comparar *in vitro* 4 conexiones de 4 sistemas diferentes, se concluye que la

fatiga biomecánica y el límite elástico o de fractura de los componentes dependía directamente de las características del tipo de conexión implante-pilar, y que en caso de sobrecarga excesiva, la fractura se produciría en la zona más débil del conjunto implante-pilar-tornillo. En relación a este último, los resultados de nuestro ensayo muestran que el estrés máximo se localiza y distribuye por la mitad apical del vástago y zona apical de la cabeza, lo que podría suponer una mayor incidencia de fractura del tornillo a ese nivel, lo que podría coincidir con lo hallado en uno de los grupos del ensayo de Quek et al. (2008).

VII. CONCLUSIONES

De acuerdo con los datos obtenidos y con las limitaciones propias de un estudio de ésta naturaleza podemos formular las siguientes conclusiones, siempre referidas a los datos de nuestro ensayo:

1. La tensión soportada por el implante con EP para cualquier angulación de carga oclusal es siempre menor que en el implante sin EP, a excepción de carga axial.

2. La mayor inclinación de la fuerza oclusal incrementa progresivamente la tensión transmitida al implante tanto en una como en otra plataforma, si bien este incremento siempre es mayor para el modelo sin EP.

3. La magnitud de la deformación sufrida por el implante es pareja a lo que acontece con la tensión para una y otra plataforma en las condiciones de carga del ensayo aunque con mínimas diferencias entre ellas.

4. El hueso cortical transicional, independientemente del estrechamiento o no de la plataforma, soporta progresivamente mayor tensión a medida que la carga oclusal aumenta su oblicuidad, alcanzando siempre valores más altos en la plataforma sin estrechamiento para cualquier dirección de carga.

5. El hueso trabecular de transición recibe cuantitativamente menor estrés que su homólogo cortical, sin influencia importante, e independientemente de la axialidad de la carga oclusal y del estrechamiento de plataforma, aunque cuando no se hace EP incluso se reduce levemente a medida que la carga es menos axial.

6. En conjunto, la magnitud de la tensión transmitida al implante sea una u otra plataforma y para cualquier angulación de la carga oclusal es 3-4 veces mayor que la transmitida al hueso cortical periimplantario.

7. El pilar protésico soporta para carga axial e independientemente de la plataforma un estrés de magnitud semejante al transferido al implante.

8. La no axialidad de la fuerza oclusal incrementa progresivamente el estrés en el pilar protésico independientemente de la existencia o no de estrechamiento de plataforma y en una proporción de 3 y 5 veces más a la soportada por el implante.

9. El estrechamiento de plataforma transmite menos tensión al tornillo del pilar, aproximadamente un 50% menos, para cualquier dirección de carga oclusal a excepción de la carga axial, donde es ligeramente menor en el modelo sin EP y para ambas plataformas aproximadamente un 50% menos que para el pilar protésico.

10. De todos los componentes mecánicos y biológicos en estudio, el que menor estrés recibe para carga axial e independiente de la plataforma es el hueso trabecular de transición (6 Mpa); el que más el implante y el pilar protésico en magnitud pareja (36-38 Mpa), seguidos por el tornillo del pilar (20 Mpa) y el hueso cortical de transición (10 Mpa).

11. El estrechamiento de plataforma, en general, transmite menos tensión tanto a los componentes mecánicos (implante, pilar y tornillo) como biológicos (hueso cortical y trabecular periimplantario) para cualquier angulación de carga oclusal a excepción de carga axial, donde el no EP es algo menos estresante para los componentes mecánicos.

12. El estrechamiento o no de plataforma y la dirección de las cargas oclusales no influyen en la localización de la tensión en el implante, localizándose principalmente en la plataforma y dos primeras espiras.

13. La mayor o menor axialidad de la fuerza oclusal influye en la distribución-disipación del estrés en el implante y en la aparición de estrés por tracción a menor axialidad.

14. La localización y distribución de la tensión en el hueso periimplantario cortical es independiente del estrechamiento de plataforma sea en carga axial o no y localizado en carga axial en su periferia próximo a la plataforma del implante y disipándose a medida que se aleja.

15. En los aditamentos protésicos y para carga axial, el estrés se localiza en el margen del pilar, disipándose por su altura gingival y en la mitad apical del vástago, primeras roscas del tornillo y porción apical de su cabeza, independientemente de si hay o no EP.

16. La no axialidad de las cargas oclusales modifica la localización y distribución del estrés en los aditamentos protésicos (pilar y tornillo del pilar) para una y otra plataforma.

17. En base a lo relatado, nuestros resultados nos permiten admitir en general la hipótesis de trabajo planteada de: ***“El estrechamiento de plataforma del pilar en prótesis unitaria sobre implantes transmite menos estrés al sistema implante-hueso periimplantario y aditamentos protésicos que cuando el pilar es del mismo diámetro”***, que se cumple para los elementos mecánicos (implante, pilar y tornillo) en cualquier carga no axial y para hueso periimplantario cortical de transición en carga axial y no axial hasta 30°.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

Abrahamsson I, Berglund T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosal barrier following abutment dis-reconnection. *J Clin Periodontol* 1997; 8:568-572.

Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E, Lang NP, Lindhe J. Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15: 381-392.

Adell A, Lekholm U, Rockler B, Bränemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 6:387-416.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Bränemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 347-358.

Adell R, Lekholm U, Bränemark PI, Lindhe J, Rockler B, Eriksson B, Lindvall AM, Yoneyama T, Sbordone L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. *Swed Dent J* 1985; 28:175-181.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark P-I, Lindhe J, Eriksson B. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures, I. A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986; 15:39-52.

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; 21:248-252.

Ahlqvist J, Borg K, Gunne J, Nilson H, Olsson M. Osseointegrated implants in edentulous jaws: a 2-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5:155-163.

Akagawa T C Takata T, Matsumoto I, Nikai H, Tsuru H. Correlation between clinical and histological evaluations of the peri-implant gingiva around single crystal sapphire endosseous implant. *J Oral Rehabil* 1989; 16:581-587.

Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16:722-730.

Albrektsson T, Hansson HA. An ultrastructural characterisation of the interface between bone and sputtered titanium or stainless steel surfaces. *Biomaterials* 1986; 7:201-205.

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1:11-25.

Alvarez-Arenal A, Sánchez Lasheras F, Martín Fernández E, González González I. A jaw model for the study of the mandibular flexure taking into account the anisotropy of the bone. *Math Comput Model* 2009; 50:695-704.

Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips' science of dental materials*. St Louis: Elsevier, 2003.

Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract*. 2008; 9:41-48.

Ashby MF, Jones DR. *Materiales para la ingeniería*. Barcelona: Reverté, 2008.

Assunção WG, Barao VA, Tabata LF, de Sousa EA, Gomes EA, Delben JA. Comparison between complete denture and implant-retained overdenture: effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution. *Gerodontology* 2009; 26:273-281.

Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. Effects of elastic parameters and geometry of implant. *Implantologist* 1983a; 3:24-29.

Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. Effect of implant root-length variation and pseudo periodontal ligament incorporation. *Implantologist* 1983b; 3: 58-62.

Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008; 100:422-431.

Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11:660-666.

Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 1998; 25:847-858.

Baumgarten H, Cocchetto R, Testori T, Meltzer A, Porter S. A new implant design for crestal bone preservation: initial observations and case report. *Pract Proced Aesthet Dent* 2005; 17: 735-740.

Becker J, Ferrari D, Herten M, Kirtch A, Schaer A, Schwarz F. Influence of platform switching on crestal bone changes at non-submerged titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. *J Clin Periodontol* 2007; 34:1089-1096.

Becker J, Ferrari D, Mihatovic I, Sahm N, Schaer A, Schwarz F. Stability of crestal bone level at platform-switched non-submerged titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. *J Clin Periodontol* 2009; 36:532-539.

Bengazi F, Wennestrom JL, Lekholm U. Recession of the soft tissue at oral implants: A 2-year longitudinal prospective study. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7:303-310.

Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biologic width revisited. *J Clin Periodontol* 1996; 23: 971-973.

Bernstein MA. Physiology movement. Leipzig: Barth, 1987.

Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent* 1992; 1:289-294.

Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:76-94.

Blanes RJ. To what extent does the crown–implant ratio affect survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin. Oral Impl Res* 2009; 2:67-72.

Block MS, Kent JN. Factors associated with soft and hard tissue compromise of endosseous implants. *J Oral Maxillofac Surg* 1990; 48:1153-1160.

Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983; 62:155-159.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental studies. *J Prosthet Dent* 1983; 50:399-410.

Brånemark PI. Vital microscopy of bone marrow in rabbit. *Scand J Clin Lab Invest* 1959; 11:1-82.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R. Intraosseous anchorage of dental protheses. Experimental studies. *Scand J Reconstr Surg* 1969; 3:81-100.

Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue Integrated protheses*. Chicago: Quintessence, 1986.

Brose MO, Avers RJ, Rieger, MR, Duckworth JE. Submerged alumina dental root implants in humans: five-year evaluation. *J Prost Dent* 1989; 6: 594-601.

Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3:85-97.

Buser D, Stich H, Krekeler G, Schroeder A. Faserstrukturen der periimplantären Mukosa bei Titanimplantaten: Eine experimentelle Studie am Beagle Hund. *Z Zahnrtzt Implantol* 1989; 5:15-23.

Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz AJ, López-Marí L, Delgado-Ruiz R, Maté-Sánchez J, Bravo Gonzalez LA. Immediate maxillary restoration of single-tooth implants using platform switching for crestal bone preservation: a 12-month study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:275-281.

Calvo-Guirado JL, Sáez Yuguero MR, Pardo Zamora G, Muñoz Barrio E. Platform switching with a new implant design. *EDI Journal* 2006; 2: 52-58.

Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 2010a; 21:115-121.

Canullo L, Quaranta A, Teles RP. The microbiota associated with implants restored with platform switching: a preliminary report. *J Periodontol* 2010b; 81:403-411.

Canullo L, Goglia G, Iurlaro G, Iannello G. Short-term bone level observations associated with platform switching in immediately placed and restored single maxillary implants: a preliminary report. *Int J Prosthodont* 2009; 22:277-282.

Canullo L, Rasperini G. Preservation of peri-implant soft and hard tissues using platform switching of implants placed in immediate extraction sockets: a proof-of-concept study with 12- to 36-month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22:995-1000.

Cappiello M, Luongo R, Di Iorio D, Bugea C, Cocchetto R, Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008; 28:347-355.

Carinci F, Brunelli G, Danza M. Platform switching and bone platform switching. *J Oral Implantol* 2009; 35: 245-250.

Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal forces in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2:101-208.

Chandrupatla T, Belegundu A. *Introduction to Finite Elements in Engineering*. New Jersey : Prentice-Hall , 1991.

Chang CL, Chen CS, Hsu ML. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:295-304.

Chang MC, Ko CC, Liu CC, Douglas WH, DeLong R, Seong WJ. Elasticity of alveolar bone near dental implant-bone interfaces after one month's healing. *J Biomech* 2003; 36:1209-1214.

Choy E, Kydd WL. Bite force duration: a diagnostic procedure for mandibular dysfunction. *J Prosthet Dent* 1988; 60:365-368.

Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21:195-202.

Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in the implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 1992; 67:361-364.

Cimen H, Yengin E. Analyzing the effects of the platform switching procedure on stresses in the the bone and implant abutment complex by FEM analysis. *J Oral Implantol* 2010. (Pendiente de publicación, disponible online en doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00033)

Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. 3 dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:391-398.

Cocchetto R, Traini T, Caddeo F, Celletti R. Evaluation of hard tissue response around wider platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010 ;30:163-171.

Conny D, Tedesco L, Brewr J. Changes of attitude in prosthodontics patients. *J Prosthet Dent* 1985; 53:451-454.

Cooper JM, Glasgow RB. *Kinesiología*. Buenos Aires: Panamericana, 1973.

Cos Juez FA de, Sánchez Lasheras F, García Nieto PJ, Álvarez-Arenal A. Non-linear numerical análisis of a double-threaded titanium alloy dental implant by FEM. *Appl Math Comput* 2008; 206:952-967.

Crespi R, Capparè P, Gherlone E. Radiographic evaluation of marginal bone levels around platform-switched and non-platform-switched implants used in an immediate loading protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:920-926.

Creugers NH, Käyser AF, van 't Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1994; 22:448-452.

Curtis DA, Sharma A, Finzen FC, Kao TR. Occlusal considerations for implant restorations in the partially edentulous Patient. *J Calif Dent Assoc* 2000; 28:771-779.

Danza M, Guidi R, Carinci F. Bone platform switching: a retrospective study on the slope of reverse conical neck. *Quintessence Int* 2010; 41:35-40.

Degidi M, Iezzi G, Scarano A, Piattelli A. Immediately loaded titanium implant with a tissue stabilizing/maintaining design ('beyond platform switch') retrieved from man after 4 weeks: a histological and histomorphometrical evaluation. A case report. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19:276-282.

Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of Incidence and Associated Factors with Fractured Implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 662-667.

Ericsson I, Persson LG, Berglundh T. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol* 1995; 22:255-261.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004; 91:144-150.

Fernández J, Pujal M. *Iniciación a la física*. Barcelona: Reverté, 1992.

Fickl SM, Zuhr O., Wachtel H, Bolz W., Hürzeler M. Periimplant bone level around implants with platform switched abutments. International Association for Dental Research Annual Meeting 2006 (Brisbane, Australia), Poster Presentation.

Fonzar F, Fonzar A, Buttolo P, Worthington HV, Esposito M. The prognosis of root canal therapy: a 10-year retrospective cohort study on 411 patients with 1175 endodontically treated teeth. *Eur J Oral Implantol* 2009; 2:201-208.

Forriol Campos E. La biomecánica, un capítulo en la cirugía ortopédica y traumatología. *Rev Ortop Trauma* 1992; 36:240-243.

Freine JS, Lund JP. Measuring chewing ability in randomized controlled trials with edentulous populations wearing implant protheses. *J Oral Rehabil* 2006; 33:301-308.

Friberg B, Gröndahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Oral Implants Res* 2000; 2:184-189.

Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthodontist* 2004; 74:3-15.

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

Frost HM. From Wolff's law to the Utah paradigm: insights about bone physiology and its clinical applications. *Anat Rec* 2001; 262:398-419.

Frost HM. Perspectives: a proposed general model of the mechanostat (suggestions from a new paradigm). *Anat Rec* 1996; 244:139-147.

Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone and Mineral* 1992; 19:257-271.

Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU). 2. Redefining Wolff's law: the remodelling problem. *Anat Rec* 1990; 226: 414-417.

Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994; 64:187-212.

Gardner D M. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. *N Y State Dent J* 2005; 71:34-37.

Gealh W, Mazzo V, Barbi F, Camarini E. Osseointegrated implants fracture: causes and treatment. *J Oral Implantol* 2010. (Pendiente de publicación, disponible online en doi: 10.1563/AAID-JOI-D-09-00135.1).

Geng JP, Tan K, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 585-598.

Gere JM. *Mecánica de Materiales*. México DF: Thomson, 2006.

Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite force. *J Prosthet Dent* 1986; 56:226-229.

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

Graf H, Grassel H, Aebertiard HJ, A method for the measurement of occlusal forces in three directions. *Helv Odont Scand* 1974; 18:7-11.

Grunder U, Gracis S, Capelli M. Influence of the 3-D bone-to-implant relationship on esthetics. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005; 25:113-119.

Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanoski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J oral Maxillofac Implants* 2009; 24:866-876.

Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res* 1977; 85:200-208.

Hay JG. *The biomechanics of sport techniques*. New Jersey: Prentice-Hall, 1985.

Hermann JS, Buser D, Schenk R, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic Width around one and two-piece titanium implants. A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *Clin Oral Implants Res* 2001a; 12: 559-571.

Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV. Crestal bone changes around titanium implants: A methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001b; 1:475-485.

Hermann JS, Cochran D, Nummikoski P, Buser D. Crestal Bone Changes Around Titanium Implants: A Radiographic Evaluation of Unloaded Nonsubmerged and Submerged implants in the Canine Mandible. *J Periodontol* 1997; 68: 1117-1130.

Himmlová L, Dostálová T, Kácovsk' A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91:20-25.

Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses. *J Periodontol* 2009; 80:1125-1132.

Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of Off-Axis Loading of an Anterior Maxillary Implant: A 3-D Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22:301-309.

Hürzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg* 2008; 6:2195-2196.

Ikebe K, Matsuda K, Morii K, Furuya-Yoshinaka M, Nokubi T, Renner R. Association of masticatory performance with age, posterior occlusal contacts, occlusal force, and salivary flow in older adults. *Int J Prosthodont* 2006; 19:475-481.

Ipplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002; 30:41-46.

Irinakis T, Wiebe C. Clinical evaluation of the nobel active implant system: a case series of 107 consecutively placed implants and a review of the implant features. *J Oral Implantol* 2009; 35:283-288.

Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8:1-9.

Isidor F. Influence of forces on periimplant bone. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17:8-18.

Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison two-dimensional and three-dimensional finite element of a blade implant. *J Oral Implantol* 1987; 4:25-31.

Jaffin R, Berman C. The excessive loss of Brånemark fixtures in Type IV bone: a 5 year analysis. *J Periodontol* 1991; 62:2-4.

Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4:211-217.

Kakudo Y, Amano N: Dynamic changes in jaw bones of rabbit and dogs during occlusion, mastication, and swallowing, *J Osaka Univ Dent Sch* 1972; 6:126-136.

Kannus P, Sievanen H, Vuori I. Physical loading, exercise, and bone. *Bone* 1996; 18:15-20.

Karagacioclu L, Ozkan P. Changes in mandibular ridge height in relation to aging and length of edentulism period. *Int J Prosthodont* 1994;7:368-371.

Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1988; 80:559-64.

Kitamura E, Slegaroui R, Nomura S. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: consideration based in a 3 dimensional Finite Element Analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15:401-412.

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant - a three dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005; 32:279-286.

Klaffenback AO. Gnathodynamics. *Am Dent Assoc* 1936; 23:371-383.

Korioth TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite elements (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997; 8:90-104.

Kozlovsky A, Tal H, Laufer BZ, Leshem R, Rohrer MD, Weinreb M, Artzi Z. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18:601-610.

Kydd WL, Toda JM. Tongue pressures exerted on the hard palate during swallowing. *J Am Dent Assoc* 1962; 65:319-330.

Laney, W.R. Glossary of Oral and Maxillofacial Implants. International Team for Implantology. Berlin: Quintessence, 2007.

Lanyon L, Skerry T. Postmenopausal osteoporosis as a failure of bone's adaptation to functional loading: a hypothesis. *J Bone Mineral Res* 2001; 16: 1937-1947.

Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: A new concept in implant dentistry for controlling post-restorative bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006; 26: 8-17.

Lekholm U, Adeli A, Lindhe J, Bränemark P-I, Eriksson B, Rockler B. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures: A cross-sectional retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986a; 15:53-61.

Lekholm U, Ericsson I, Adell R, Slots J. The condition of the soft tissues at tooth and fixture abutments supporting fixed bridges: A microbiological and histological study. *J Clin Periodontol* 1986b; 13:558-662.

Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, van Steenberghe D. Survival of the Bränemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 639-645.

Lekholm U, Zarb GA. *Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985.

Lewinstein I, Bank-Sillis L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implante-retained prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:355-366.

Linder L, Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Ivarsson B, Jönsson U. Electron microscopic analysis of the bone-titanium interface. *Acta Orthop Scand* 1983; 54:45-52.

Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissueintegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988; 59:59-63.

Luongo R, Traini T, Guidone PC, Bianco G, Cocchetto R, Celletti R. Hard and soft tissue responses to the platform-switching technique. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008; 28:551-557.

Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 581-584.

Marcus SE, Drury JF, Brown LS. Tooth retention and tooth in the permanent dentition of adults: United States 1988-1991. *J Dent Res* 1996; 75:684-695.

Martin DE, Severns AE. Determination of mechanical stiffness of bone by pQCT measurments: correlation with nondestructive mechanical four-point bending test data. *J Biomech* 2004; 37:1289-1293.

Martin RB, Burr DB. Structure, function and adaptation of compact bone. New York: Raven Press, 1989.

Matsunaga S, Shirakura Y, Ohashi T, Nakahara K, Tamatsu Y, Takano N, Ide Y. Biomechanical role of peri-implant cancellous bone architecture. *Int J Prosthodont* 2010; 23:333-338.

Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol* 1993; 38:491-496.

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; 84:535-547.

Mericske-Stern RD, Assl P, Buergin W. Simultaneous force measurements in three dimensions on oral endosseous implants in vitro and vivo: a methodological study. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7:378-386.

Meskin LH, Brown LJ. Prevalence and patterns of tooth loss in the US employed adult and senior populations 1985-1986. *J Dent Educ* 1988; 52:686-691.

Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. St. Louis: Mosby, 2008.

Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. London: Elsevier, 2005.

Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part III: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:425-431.

Mohammed H, Atmaram GH, Schoen FJ. Dental implant design: a critical review. *J Oral Implantol* 1979; 8: 393-410.

Mombelli A, Lang NP. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol* 2000 1998;17:63-76.

Morgan J, James D, Pilliar M. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8:409-414.

Morneburg TR, Próschel PA. In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int J Prosthodont* 2003; 16:481-486.

Morris HF, Ochi S. The influence of implant design, application and site on clinical performance and crestal bone: A multicenter, multidisciplinary clinical study. *Implant Dent* 1992; 1:49-55.

Naert I, Koutsikaki G, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13:381-389.

Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses Part II: prosthetic aspects. *J Prosthet Dent* 1992; 68:949-956.

Nagasao T, Kobayasi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stress around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *J Craniomaxillofac Surg* 2002; 30:170-177.

Natali A, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Materials* 2006a; 22:388-395.

Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res* 2006b; 17:67-74.

Nicosia MA, Hind JA, Roecker EB. Age effects on the temporal evolution of isometric and swallowing pressure. *J Gerontol Med Sci* 2000; 55:634-640.

Nieto J, Vera P, Hoyos JV. Introducción a la biomecánica de los sistemas biológicos. *Rev Traum Ortop* 1982; 1:57-72.

Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol* 2002; 73:322-333.

Ortiz Berrocal, L. *Resistencia de Materiales*. Madrid: McGraw-Hill; 2003.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996; 76:633-640.

Pattin CA, Caler WE, Carter DR. Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone. *J Biomech* 1996; 29:69-79.

Petrie CS, Williams JH. Probabilistic analysis of peri-implant strain predictions as influence by uncertainties in bone properties and occlusal forces. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18:611-619.

Peyton FA, Craig RG. Current evaluation of plastics in crown and bridge prosthesis. *J Prosthet Dent* 1963; 13: 743-753.

Piatelli A, Piatelli M, Scarano A, Montesani L. Light and scanning electron microscópic report of four fractured implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:561-564.

Prosper L, Redaelli S, Pasi M, Zarone F, Rodaelli G, Gherlone EF. A randomized prospective multicenter trial evaluating the platform-switching technique for the prevention of postrestorative crestal bone loss. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:299-308.

Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23:253-262.

Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Bränemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992, 3:104-111.

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

Rangert B, Jemt T, Jόμεus L. Forces and moments on Bränemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 3:241-247.

Rangert BR, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 326-334.

Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 360–370.

Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 1975; 8:393-405.

Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2005; 7:104-110.

Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:99-108.

Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990; 63:671-676.

Robbins J. Normal swallowing and aging. *Sem Neurol* 1996; 16:309-317.

Roberts E, Garetto L, Brezniak, N. *Bone physiology and metabolism*. St Louis: Mosby, 1994.

Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Calvo-Guirado JL, Cambra J, Méndez-Blanco V, Tarnow DP. The effect of interimplant distance on the height of the interimplant bone crest when using platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2009a; 29:141-151.

Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Rodado-Alonso C, Méndez-Blanco V, Mata-Bugueroles M. Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant-abutment configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2009b; 29:479-487.

Romanos GE, Nentwig GH. Immediate functional loading in the maxilla using implants with platform switching: five-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:1106-1112.

Rosenberg ES, Torosian JP, Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2:135-144.

Sahin S, Sehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant supported prostheses-a review. *J Dent* 2002; 30:171-282.

Sanz M, Newman MG, Nachnani S, Holt R, Stewart R, Flemmig T. Characterization of the subgingival microbial flora around endosteal sapphire dental implants in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5:247-253.

Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003; 23:313-323.

Schrotenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *J Periodontol* 2008; 79:2166-2172.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: 156-158.

Scott I, Ash MM. A six channel intraoral transmitter for measuring occlusal forces. *J Prosthet Dent* 1966; 16:56-63.

Segerlind LJ. *Applied finite element analysis*. New York: Quinn-Woodbine, 1984.

Segundo RM, Oshima HM, da Silva IN, Burnett LH Jr, Mota EG, Silva LL. Stress distribution of an internal connection implant prostheses set: a 3D finite element analysis. *Stomatologija* 2009; 11:55-59.

Seibert, JS. Reconstruction of deformed partially edentulous ridges using full thickness onlay grafts. Part I: Technique and wound healing. *Compend Cont Educ Dent* 1983; 4:437-453.

Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. Early bone tissue response to titanium implants inserted in rabbit cortical bone, I. Light microscopic observations. *J Mater Sci Mater Med* 1993a; 4:240-250.

Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. Early bone tissue response to titanium implants inserted in rabbit cortical bone, II. Ultrastructural observations. *J Mater Sci Mater Med* 1993b; 4:494-502.

Sennerby L, Thomson P, Ericson LE. Structure of the bone-titanium interface in rabbits. *J Mater Sci Mater Med* 1992; 3:262-271.

Sevimay F, Turhan MA, Kilicxarslan G, Eskitascioglu M. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005; 93:227-234.

Seymour GJ, Gemmel E, Lenz U, Henry F, Bower R, Yamazaki K. Immunohistologic analysis of the inflammatory infiltrates associated with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4:191-198.

Shillinburg HT. *Fundamentos Esenciales en prótesis Fija*. Barcelona: Quintessence, 2000.

Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989; 62:567-572.

Smith M. Measurement of personality traits and their relation of patient satisfaction with complete dentures. *J Prosthet Dent* 1976; 35:492-503.

Soares PV, Santos-Filho PCF, Comide HA, Araujo CA, Martins LRM, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behaviour of endodontically treated maxillary premolars: Part II: Strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent* 2008; 99:114-122.

Southard TE, Southard KA, Stiles RN. Factors influencing the anterior component of occlusal force. *J Biomech* 1990; 12:1199-1207.

Sutpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:819-825.

Tabata LF, Assunção WG, Adelino Ricardo Barão V, de Sousa EA, Gomes EA, Delben JA. Implant platform switching: biomechanical approach using two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg* 2010; 21:182-187.

Tartaglia GM, Testori T, Pallavera A, Marelli B, Sforza Ch. Electromyographic analysis of masticatory and neck muscles in subjects with natural dentition, teeth-supported and implant-supported prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19:1081-1088.

Ten Bruggenkate CM, Asikainen P, Foitzik C, Krekeler G, Sutter F. Short (6mm) nonsubmerged dental implants: results of a multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:791-798.

Timoshenko S, Young DH. Elements of strength of materials. Florence: Wadsworth, 1968.

Trammell K, Geurs NC, O'Neal SJ, Liu PR, Haigh SJ, McNeal S, Kenealy JN, Reddy MS. A prospective, randomized, controlled comparison of platform-switched and matched-abutment implants in short-span partial denture situations. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2009; 29:599-605.

Valera Negrete JPA. Apuntes de Física General. México DF: UNAM, 2005.

Van Eijden TM. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol* 1991; 36: 534-539.

Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around implants. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9: 407-418.

Van Spronsen PH, Eijs WA, Vaik J, Prah-Andersen B, van Ginkel FC. Comparison of jaw muscle bite force cross sections obtained by means of magnetic resonance imaging and high resolution CT scanning. *J Dent Res* 1989, 68:1765-1770.

Vega JM. Materiales en odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos. Madrid: Avances, 1996.

Vela - Nebot X, Rodríguez - Ciurana X, Rodado - Alonso C, Segalà-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. *Implant Dent* 2006; 15:313-319.

Vigolo P, Givani A. Platform-switched restorations on wide-diameter implants: a 5-year clinical prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:103-109.

Wagenberg B, Froum SJ. Prospective study of 94 platform-switched implants observed from 1992 to 2006. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010; 30:8-18.

Watanabe M, Hattori Y, Satoh Ch. Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion. *Int Congress Series* 2005; 1284: 21-27.

Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schussler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976; 55: 772-777.

Wheeler RC. Atlas of tooth form. Toronto: Harcourt Canada, 1969.

Williams KS, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990; 21:563-570.

Winders RV. Forces exerted on the dentition by the peri oral and lingual musculature during swallowing. *Angle Orthod* 1958; 28:226.

Wyatt CL, Zarb GA. Bone level changes proximal to oral implants supporting fixed partial prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13:162-168.

Zarb G, Bolender C, Hickey J, Carlsson G. *Prostodoncia Total de Boucher*. Mexico DF: Interamericana McGraw-Hill, 1994.