



UNIVERSIDAD DE OVIEDO

Investigación en Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas

**COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE LA
PRÓTESIS UNITARIA IMPLANTOSOPORTADA
DE ATORNILLAMIENTO TRANSVERSAL**

TESIS DOCTORAL

Noviembre 2014

AUTOR: Mario Mauvezín Quevedo

DIRECTORES: Prof. Dr. Ángel Álvarez Arenal

Prof. Dr. Ignacio González González



UNIVERSIDAD DE OVIEDO

Investigación en Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas

**COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE LA
PRÓTESIS UNITARIA IMPLANTOSOPORTADA
DE ATORNILLAMIENTO TRANSVERSAL**

TESIS DOCTORAL

Noviembre 2014

AUTOR: Mario Mauvezín Quevedo

DIRECTORES: Prof. Dr. Ángel Álvarez Arenal

Prof. Dr. Ignacio González González



RESUMEN DEL CONTENIDO DE TESIS DOCTORAL

1.- Título de la Tesis	
Español: Comportamiento biomecánico de la prótesis unitaria implantosoportada de atornillamiento transversal	Inglés: Biomechanical behavior of the transversal screw-retained single implant-supported prostheses
2.- Autor	
Nombre: Mario Mauvezín Quevedo	DNI/Pasaporte/NIE:
Programa de Doctorado: Investigación en Cirugía y Esp. Médico-Quirúrgicas	
Órgano responsable: Universidad de Oviedo	

RESUMEN (en español)

INTRODUCCIÓN: La restauración de la brecha unitaria mediante prótesis fija implantosoportada es una opción predecible, y pese a presentar un porcentaje de supervivencia a los 5 años en torno al 95%, no está exenta de complicaciones, tanto biológicas como mecánicas, por lo que es una ventaja el empleo de un sistema de retención atornillado para su recuperación en caso de necesidad. Si bien para este cometido el sistema de atornillamiento transoclusal es el más empleado, el empleo del sistema de atornillamiento transversal es menos conocido, y siguen habiendo cuestiones sin resolver en cuanto a su comportamiento biomecánico frente a las cargas.

HIPÓTESIS: "El atornillamiento transversal en prótesis unitaria implantosoportada transmite menos estrés al conjunto implante-hueso periimplantario y aditamentos protésicos que el atornillamiento transoclusal"

OBJETIVOS: Mostrar que la tensión/deformación transmitida al terreno de soporte (implante y hueso periimplantario) y aditamentos protésicos (corona, pilar y tornillos) de una prótesis unitaria implantosoportada de atornillamiento transversal es diferente en magnitud, localización y distribución que cuando se emplea el atornillamiento transoclusal

Medir, comparar y cuantificar la influencia en la transmisión del estrés al terreno de soporte y aditamentos protésicos para cada modelo estudiado (atornillamiento transoclusal y transversal) en función de la variación de la dirección de la carga oclusal (axial y no axial).

MATERIAL Y METODOLOGÍA: Se realiza un estudio in vitro mediante análisis con elementos finitos, diseñando para ello dos modelos de trabajo o especímenes formados por una porción de hueso humano de calidad tipo A-2 a nivel del segundo premolar sobre los que se introduce un implante Straumann de 4,1x10 mm en los que asienta un pilar SynOcta 1,5 y el SynOcta TS sobre los que se atornilla una corona mediante atornillamiento transoclusal y transversal respectivamente. Sobre el centro de la superficie oclusal de cada corona se aplica una fuerza de 150N variando la dirección de la carga oclusal (a 0°, 15°, 30° y 45° con respecto al eje axial del implante).

RESULTADOS: La tensión en el implante y hueso de soporte es siempre menor en el modelo con atornillamiento transoclusal para cualquier inclinación de la fuerza, mientras que para el pilar, tornillo del pilar y corona la tensión es menor en el modelo con atornillamiento transversal cuando la carga adquiere un valor de 0° y 15° mientras que es menor para el modelo con atornillamiento transoclusal cuando la inclinación de la fuerza es de 30° y 45°. Del mismo modo, el tornillo transversal presenta valores muy inferiores de tensión con respecto al tornillo transoclusal para cualquier inclinación de la carga. En cualquier caso, el componente que menor tensión recibe es implante del modelo con atornillamiento transoclusal ante la aplicación de carga axial, mientras que el que mayor tensión recibe es el pilar en ambos modelos e independientemente de la dirección de la carga, presentando su mayor valor ante carga de 45° en el modelo de atornillamiento transversal. En todos los elementos estudiados, la tensión aumenta conforme lo hace la inclinación de la fuerza, a excepción del tornillo del pilar del modelo del modelo con atornillamiento transoclusal, y en el tornillo transversal.

DISCUSIÓN: El método de valoración biomecánico mediante análisis de elementos finitos es un método fiable y válido para inferir los resultados en cuanto a la localización y distribución de la tensión en



prótesis sobre implantes y en menor medida para cuantificar el estrés producido en los diferentes componentes tras la aplicación de una carga, sin embargo, sus resultados deben ser interpretados con prudencia y a ser posible contrastados con estudios *in vivo* debido a las limitaciones que presenta y la simplificaciones realizadas.

Desde el punto de vista biomecánico, el sistema de retención más favorable es el atornillamiento transoclusal en cuanto a transmisión de estrés al implante y hueso periimplantario mientras que para los aditamentos protésicos transmite menor tensión el modelo con atornillamiento transversal para 0° y 15° el modelo con atornillamiento transoclusal para 30° y 45° a excepción del tornillo protésico donde es menor la tensión el modelo con atornillamiento transversal para cualquier inclinación estudiada.

CONCLUSIONES:

- 1.- La tensión transmitida al implante y hueso periimplantario es siempre menor en el modelo con atornillamiento transoclusal y aumenta conforme lo hace la inclinación de la carga.
- 2.- En los aditamentos protésicos, la tensión es menor en el modelo con atornillamiento transversal cuando la fuerza adquiere una inclinación de 0° y 15° mientras que para 30° y 45° es menor en el modelo con atornillamiento transoclusal, a excepción del tornillo transversal donde la tensión siempre es menor independientemente de la inclinación de la fuerza.
- 3.- En todos los elementos estudiados, la tensión aumenta conforme lo hace la inclinación de la fuerza, a excepción del tornillo del pilar del modelo con atornillamiento transoclusal y el tornillo transversal.
- 4.- En base a lo relatado, nuestros resultados nos permiten rechazar en general la hipótesis de trabajo planteada: "El atornillamiento transversal en prótesis unitaria implantosoportada transmite menos estrés al conjunto implante-hueso periimplantario y aditamentos protésicos que el atornillamiento transoclusal", excepto para el tornillo protésico así como para la corona, pilar y tornillo del pilar para inclinaciones de la fuerza de 0° y 15°.

RESUMEN (en Inglés)

INTRODUCTION: The restoration with single-unit implant-supported prosthodontics is a predictable choice, despite presenting a survival rate at 5 years at around 95%, is not free of complications, both biological and mechanical, so it is an advantage to use a screw retention system for recovery if necessary. While transocclusal screw system is the most used, the use of transversal screw system is less well known, and there are still unresolved issues regarding their biomechanical behavior face charges.

HYPOTHESIS: "The transversal screwing in single implant-supported prostheses transmits less stress to the whole implant-bone, implant and prosthetic components than transocclusal screwing"

OBJECTIVES: To show that the stress transmitted to ground support (implant and peri-implant bone) and prosthetic components (crown, abutment and screws) is different in magnitude, location and distribution when using a transversal and transocclusal screwing.

Measure, compare and quantify the influence of stress on the transmission enters the support and prosthetic components for each studied model (transocclusal and transverse screw) depending on the change in the direction of the occlusal load (axial and non-axial).

MATERIAL AND METHODS: An *in vitro* study was performed using finite element analysis, designing for this two models of work or specimens formed by a portion of human bone quality type A-2 at the second premolar on which an implant is inserted 4,1x10 mm Straumann. A SynOcta TS and SynOcta 1,5 abutment is seated on each implant and a crown is screwed by transverse and transocclusal screw respectively. On the center of the occlusal surface of each crown 150N force is applied by varying the direction of the occlusal loading (at 0°, 15°, 30° and 45° to the axis of the implant).

RESULTS: The stress on the implant and bone support is always lower in the model with transocclusal screwing at any inclination of force, while for the abutment, crown and abutment screw tension is lower in the model with transverse screw when the load acquires a value of 0° and 15° while it is lower for the model with transocclusal screwing when the slope of the force is 30° and 45°. Similarly, the transverse screw has much lower values of voltage with respect to any inclination transocclusal screw load. In any case, the component less tension receive is implant model with transocclusal screwing with the application of axial load, while the higher stress received is the mainstay in both models and regardless of the direction of load, showing its highest value for 45° for the model with transverse screw. In all the studied elements, tension increases as does the slope of the force, except for the abutment screw in model



with transocclusal screwing, and the transverse screw.

DISCUSSION: The biomechanical assessment method by finite element analysis is a reliable and valid method for inferring the results in terms of the location and distribution of stress in implant prosthesis and to a lesser extent to quantify the stress in the different components after applying a load, however, the results should be interpreted with caution and if possible contrasted with in vivo studies due to the limitations of and simplifications made.

From the biomechanical point of view, the absolute retention system is screwing transocclusal regarding transmission of stress to the implant and peri-implant bone while for lower stress prosthetic components transmitted with transverse screw model 0° and 15° for the model with screw transocclusal to 30° and 45° except prosthetic screw where the stress is lower in model with transverse screw at any inclination studied.

CONCLUSIONS:

1. The tension transmitted to the implant and the peri-implant bone is always smaller in the model with transocclusal screwing and rises as the load tilting.
2. In the prosthetic components, stress is lower in the model with transverse screwing when the force acquires an inclination of 0° and 15° while for 30° and 45° is smaller in the model with transocclusal screwing, except in the transversal screw where stress is always less regardless of the inclination of force.
3. In all the studied elements, tension increases as does the slope of the force, with the exception of the abutment screw in transocclusal model and the transversal screw.
- 4.- Based on the reported, our results allow us to reject the hypothesis raised overall work: "The transversal screwing in single implant-supported prostheses transmits less stress to the whole implant-bone, implant and prosthetic components than transocclusal screwing" except for the prosthetic screw and the crown, abutment and abutment screw to force inclinations of 0° and 15° .

AGRADECIMIENTOS

Al Prof. Dr. Ángel Álvarez Arenal, mucho más que un padre académico, por su ayuda incondicional en la realización de este trabajo de investigación pero sobre todo por saber transmitirme la exigencia en el trabajo diario así como por su importante aportación en mi formación personal.

A todos mis compañeros del Servicio de Prótesis Estomatológica y Oclusión, en especial a los Dres. Ignacio González González y Elena Martín Fernández, porque además de ser unos grandes compañeros, son excelentes personas.

A mis queridos amigos Javi, Octavio, Álvaro, Germán, Rapael, Bobes, Alvarito, Jorge... por estar ahí siempre que lo he necesitado y sin cuyo apoyo incondicional no hubiera podido llegar hasta aquí.

A Teresa y Maribel de la biblioteca de la Facultad de Medicina por su inagotable ayuda en la búsqueda bibliográfica del presente trabajo así como a Adela del Dpto. de Cirugía y Esp. M-Q por su inmejorable disposición.

A todos aquellos que de una manera u otra han contribuido al desarrollo de esta Tesis Doctoral.

AGRADECIMIENTO ESPECIAL

A mis padres, por ser un ejemplo a seguir, por vuestro sacrificio y esfuerzo diario para sacarnos adelante pese a las dificultades que os presentó la vida. Jamás podré devolveros todo lo que me habéis dado.

A mis hermanos Pablo, Fernando y especial a Carlos, ejemplo de superación, mi “hijo adoptivo” y del que estoy muy orgulloso.

A mis abuelas, por cuidarme y por enseñarme a ser mejor persona.

A mi querida mujer, Carmen, por estar siempre a mi lado, por tu paciencia infinita, por ser el motor de mi vida y ayudarme a superar las adversidades de la vida. Sin ti esto no hubiera sido posible. Te quiero.

ÍNDICE

	Página
I.- INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN EN LA ELECCIÓN DEL TEMA.....	13
II.- ESTADO ACTUAL DEL TEMA.....	19
2.1.- Del tratamiento con prótesis implantosoportadas unitarias.	
2.2.- De los sistemas de retención en prótesis fija implantosoportada: atornillamiento transoclusal y transversal.	
2.3.- Biomecánica de la prótesis fija implantosoportada: carga y transmisión al terreno de soporte (estrés/tensión) y aditamentos protésicos.	
2.4.- Del análisis con elementos finitos y otros métodos de evaluación del estrés en prótesis fija implantosoportada.	
III.- HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS.....	96
3.1.- Formulación de la hipótesis.	
3.2.- Objetivos.	
IV.- MATERIAL Y METODOLOGÍA.....	100
4.1.- Modelo de trabajo o espécimen.	
4.2.- Modelización de los componentes.	
4.3.- Procedimientos de registro y medida.	
4.4.- Análisis estadístico.	

V.- RESULTADOS..... 120

5.1.- Estrés transferido al implante y hueso periimplantario con atornillamiento transversal y transoclusal en condiciones de carga axial y no axial.

5.2.- Localización y distribución del estrés transferido al implante y hueso periimplantario con atornillamiento transversal y transoclusal en condiciones de carga axial y no axial.

5.3.- Estrés transferido a la corona y los aditamentos protésicos con atornillamiento transversal y transoclusal en condiciones de carga axial y no axial.

5.4.- Localización y distribución del estrés transferido a la corona y los aditamentos protésicos con atornillamiento transversal y transoclusal en condiciones de carga axial y no axial.

VI.- DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS..... 156

6.1.- Del material y metodología empleados

6.2.- Del estrés transferido al hueso periimplantario y de su localización-distribución.

6.3.- Del estrés transferido al implante y de su localización-distribución.

6.4.- Del estrés transferido a los aditamentos protésicos y de su localización-distribución.

VII.- CONCLUSIONES..... 210

VIII.- BIBLIOGRAFÍA..... 214

I. INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN EN LA ELECCIÓN DEL TEMA

Tradicionalmente, la restauración de la brecha unitaria se ha llevado a cabo mediante una prótesis parcial fija dentosoportada, tras el tallado de los dientes pilares. Este tratamiento añade a sus ventajas una buena predictibilidad con una tasa de supervivencia cercana al 90% en un tiempo de seguimiento medio de 10 años y del 74% a los 15 años (Tan et al., 2004; Creugers, et al., 1994; Scurria et al., 1998). Sin embargo, también presenta una serie de complicaciones entre las que encontramos problemas biológicos y mecánicos con unos valores de incidencia de 20 y 10% respectivamente (Pjetursson et al., 2004). Además, factores como la caries, la pérdida de retención o la posibilidad de necesitar tratamiento endodóntico en los dientes pilares hace que se su uso sea cada vez menos frecuente.

Desde la introducción en odontología de los implantes dentales en la década de los 60 (Schroeder, 1996; Brånemark et al., 1985), las prótesis sobre implantes son una opción de elección para el tratamiento de numerosos casos de edentulismo total o parcial. Con el paso del tiempo, el empleo de prótesis parciales fijas implantosoportadas (PPFIS) ha mostrado ser una opción de tratamiento predecible y que aporta, en su mayoría, algunas ventajas frente a los tratamientos restauradores clásicos.

Sin embargo, a pesar de los recientes avances en implantología, este tipo de tratamiento no está exento de complicaciones, entre las que podemos encontrar las de índole biológico y mecánico/técnico (Goodacre et al., 2003b; Berglundh et al., 2002; Pjetursson et al., 2004; Creugers et al., 2000; Salvi and Bragger., 2009) a pesar del esmerado diseño protético o experiencia clínica (Attard and Zarb, 2004; Jemt, 1991; Lekholm et al., 1999). Estas complicaciones afectan de forma adversa al éxito de las restauraciones implantosoportadas fijas (Gervais et al., 2008).

Las complicaciones biológicas son alteraciones de los tejidos que rodean al implante (Berglundh et al., 2002; Pjetursson et al., 2004)

incluyendo inflamación de la mucosa (mucositis periimplantaria), lesiones de los tejidos gingivales, proliferación gingival, fenestraciones, dehiscencias, y fístulas así como pérdida de hueso e inflamación (periimplantitis)(Goodacre et al., 2003b; Heydenrijk et al., 2002; Klinge et al., 2005). En una revisión sistemática se observó que el 6,5% de los pacientes experimentaban algún tipo de problema en los tejidos blandos, periimplantitis y/o pérdida del hueso crestral de 2,5mm o mayor en los últimos 5 años de función (Berglundh et al., 2002). Esta pérdida progresiva de hueso fue investigada en otro estudio donde el 27,8% del total del número de pacientes (184 de un total de 662) representaron el 12,4% de los implantes con pérdida progresiva de hueso (423 de 3413 implantes)(Fransson et al., 2005).

También las complicaciones técnicas/mecánicas de las PPFIS han sido ampliamente estudiadas en la literatura dental (Goodacre et al., 2003b; Berglundh et al., 2002; Pjetursson et al., 2004; Creugers et al., 2000). Podemos definir complicaciones mecánicas a aquellas que se producen en los componentes prefabricados de la prótesis debido a fuerzas mecánicas y complicaciones técnicas a aquella complicación o fallo de la estructura o material fabricado en el laboratorio (Salvi and Bragger., 2009), aunque suelen confundirse mutuamente. Por tanto, entre estos dos tipos de complicaciones se incluyen las siguientes encontradas en un estudio de Goodacre (2003b): fractura del acrílico de revestimiento (22% de 663 prótesis), fractura del revestimiento de cerámica (14% de 258), deficiencias estéticas (10% de 493prótesis), problemas fonéticos (7% de 730 prótesis), pérdida del tornillo protético (7% de 312 tornillos), pérdida del tornillo del pilar (6% de 6256 tornillos), fractura del tornillo protético (4% de 7094 tornillos), fractura de la estructura metálica (3% de 2358 prótesis), fractura del tornillo del pilar (2% de 13160 tornillos) y fractura del implante (1% de 12157 implantes) entre otros.

Citando un estudio de Pjetursson (2004), el porcentaje de supervivencia de las PPFIS es del 95% a los 5 años y del 86,7% a los diez años, donde sólo un 61,3% de los casos están libres de complicaciones a los 5 años. Este autor encontró una incidencia cercana al 20% de complicaciones mecánicas y técnicas frente a las de índole biológico (mucositis o periimplantitis) próximas al 10%.

Algunos estudios como los de Kallus (1994) o Balik (2011) han relacionado las complicaciones mecánicas a la tensión transferida por las fuerzas oclusales, favorecida porque si en la oclusión de una PPFDS las fuerzas oclusales se disipan a través del ligamento periodontal (Weinberg, 1993) este fenómeno no ocurre en el tratamiento con una PPFIS, en donde la tensión producida por las fuerzas oclusales se transmiten a través de la corona al hueso periimplantario sin ninguna estructura interpuesta de disipación más que los aditamentos protésicos que son por tanto los que sufren las consecuencias de dicha tensión.

Además de producir problemas mecánicos, la tensión producida por las fuerzas oclusales sobre la prótesis implantosoportada es la responsable de otras consecuencias tales como la pérdida ósea periimplantaria e incluso la pérdida de oseointegración (Isidor, 1996; Isidor, 2006).

Una gran ventaja de la prótesis sobre implante es poderla recuperar para el tratamiento de estas complicaciones sin dañar o destruir la restauración y por tanto, a la hora de seleccionar el tipo de retención de las mismas, es preferible para estos casos la prótesis atornillada frente a las restauraciones cementadas (Taylor, 2004; Sutter et al., 1996).

En el caso de las restauraciones atornilladas, su retirada se facilita gracias a la presencia de una chimenea oclusal por la que acceder el tornillo que las retiene. En ocasiones, si el implante está muy inclinado, esta

chimenea puede emerger por la cara vestibular o lingual/palatina de la restauración, poniendo en peligro la estética de la misma, necesitando de pilares angulados o individualizados para solucionarlo (Wiskott et al., 1992). Además de interferir en la función estética de la restauración, esta chimenea puede producir contactos oclusales indeseados e interferir con la oclusión y la transmisión de las cargas (Taylor, 2004; Sutter et al., 1996; Hebel and Gajjar, 1997).

Para dar solución a esta problemática, surge el sistema para atornillamiento transversal en prótesis sobre implantes, que consiste en un método de retención de la restauración mediante un tornillo de fijación colocado transversalmente entre la corona y el eje del pilar. Sin embargo, los trabajos publicados sobre este tipo de método de retención no dejan de ser meras descripciones del sistema (Sutter et al., 1996; Ledermann et al., 1986; Ledermann, 1988) o trabajos clínicos o de laboratorio sobre la técnica y sistemática de elaboración de este tipo de restauraciones (Gervais et al., 2008; Clausen, 1995; Taylor, 2004) no habiendo estudios de supervivencia de las mismas publicados.

Pese a no haber evidencia científica suficiente, las ventajas del atornillado transoclusal parecen ser prometedoras en cuanto a transmisión de las cargas, estética y oclusión, sin embargo, no se conoce con exactitud las repercusiones biomecánicas que se producen en los componentes de un pilar para atornillamiento transversal cuando es sometido a carga, ni su repercusión sobre el terreno de soporte. Por ello, trataremos de aportar información, mediante el método de análisis con elementos finitos, acerca del comportamiento biomecánico del conjunto hueso-implante y elementos protésicos-restauración cuando reciben cargas en una prótesis unitaria implantosoportada con atornillamiento transversal, al plantearnos preguntas como: ¿Se transmite mayor tensión al tornillo transversal que al transoclusal? ¿Sufre más el pilar para atornillado transversal o el pilar para

atornillado transoclusal?¿Tendrá influencia la magnitud y dirección de las cargas en el comportamiento del atornillamiento transversal?¿Cómo se comporta el hueso?¿Y el implante?.Estos y otros interrogantes que pueden surgir no están suficientemente aclarados y son la motivación y justificación para iniciar el trabajo de investigación que da forma a este proyecto de Tesis Doctoral.

II. ESTADO ACTUAL DEL TEMA

2.1.- Del tratamiento con prótesis implantosoportadas unitarias.

2.2.- De los sistemas de retención en prótesis fija implantosoportada: atornillamiento transoclusal y transversal.

2.3.- Biomecánica de la prótesis fija implantosoportada: carga y transmisión al terreno de soporte (estrés/tensión) y aditamentos protésicos

2.4.- Del análisis con elementos finitos y otros métodos de evaluación del estrés en prótesis fija implantosoportada.

2.1. DEL TRATAMIENTO CON PRÓTESIS IMPLANTOSOPORTADAS UNITARIAS

La reposición de los dientes ausentes es una necesidad que ha acompañado al hombre a lo largo de la historia, bien por causas funcionales, estéticas o psicológicas. Ya en civilizaciones tan antiguas como la China, hace aproximadamente 4000 años, o en la Egiptia, hace 2000, empleaban diferentes métodos para rehabilitar la ausencia dentaria, mediante dientes tallados de bambú o el uso de metales preciosos, respectivamente, o como hacían los Incas en América Central, mediante el empleo de trozos de concha marina, que al igual que los antiguos chinos, impactaron dentro del hueso para reemplazar los dientes perdidos (Anjard, 1981).

En nuestra época, a la hora de rehabilitar la desdentación, se han empleado diversos tratamientos según las diferentes necesidades, como la PRÓTESIS COMPLETA para el edentulismo total, la PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE para el edentulismo parcial o la PRÓTESIS PARCIAL FIJA DENTOSOPORTADA para rehabilitar el edentulismo parcial entre otras restauraciones y actualmente la PRÓTESIS IMPLANTOSOPORTADA.

En general, el éxito de cualquier restauración protésica, sea implantosoportada o no, depende de muchos factores y entre ellos del mantenimiento del soporte óseo. En la dentición natural, los dientes además de otra información, transmiten microdeformaciones al hueso circundante, que necesita este estímulo para mantener su forma y densidad (Misch, 2008). Al perderse los dientes, la falta de estímulo en el hueso provoca una disminución en la densidad ósea con pérdida de volumen (Pietrokovsky, 1975), que puede llegar hasta el 50% en anchura tras el primer año de la extracción (Schropp et al., 2003).

Puesto que los dientes son necesarios para la estimulación y mantenimiento del hueso, es comprensible que el tratamiento mediante prótesis removible convencional puede acelerar la pérdida ósea pues la transmisión de las fuerzas de masticación se realiza en la zona superficial del hueso, disminuyendo el aporte sanguíneo y favoreciendo por tanto la pérdida de volumen óseo total (Gruber et al., 1996). Además, se pueden generar fuerzas horizontales que aceleran la remodelación (Misch, 2005) pudiendo afectar incluso el hueso basal, especialmente en los sectores mandibulares posteriores donde puede llegar a ser del 80% (Anusavice and Phillips, 2003). Esta remodelación ósea puede aumentar en el tiempo lo que hace necesario realizar rebases frecuentemente para preservar las cualidades funcionales de las prótesis.

Por otra parte, la prótesis parcial removible convencional tiene como principal complicación el deterioro los dientes pilares que delimitan la brecha así como los tejidos blandos circundantes (Agerberg and Carlsson, 1981; Koivumaa et al., 1960; Waerhaug and Philos, 1968). Así, los pacientes portadores de prótesis parcial removible suelen presentar mayor movilidad, mayor retención de placa, mayor sangrado durante el sondaje de los dientes pilares, mayor incidencia de caries así como inhibición del habla y del sabor (Wilding and Reddy, 1987; Vermeulen et al., 1996; Roberts, 1978; Waerhaug and Philos, 1968). Además, la realización de modificaciones dentarias tales como nichos para los topes oclusales, el tallado de los planos guía o la adecuación del diente para el brazo recíproco, además de suponer una pérdida de material dentario, puede ocasionar sensibilidad dental así como un aumento de la cariogénesis.

En apoyo de lo citado, se relata que sólo el 40% de las prótesis parciales removibles a los 5 años y el 20% a los 10 años estaban libres de afectación de algún pilar (Wetherell and Smales, 1980), llegando a

producirse la pérdida de los mismos hasta en el 44% de los casos en un periodo de 10 años (Aquilino et al., 2001).

Por otra parte, los pacientes portadores de prótesis completas presentan una disminución por diez de la fuerza masticatoria así como del 40% en la eficacia masticatoria en comparación con los pacientes dentados lo que afecta a la habilidad del paciente para masticar correctamente (Misch, 2008; Kapur and Soman, 1964). Se constata que el 29% de los pacientes portadores de prótesis completa son capaces de masticar únicamente alimentos blandos o triturados, el 50% suele evitar muchos alimentos y el 17% refiere comer mejor sin la prótesis (Misch and Misch, 1991). Este cambio en los hábitos alimenticios, puede llegar a deteriorar la función digestiva (Feldman et al., 1980) llegando incluso a favorecer la enfermedad, debilidad y acortamiento de la esperanza de vida (Chen and Lowenstein, 1984; Hildebrandt et al., 1997; Joshipura et al., 1996; Sheiham et al., 1999; Krall et al., 1998; Sheiham et al., 2001).

Con respecto a la prótesis fija dentosoportada, es el tratamiento más generalizado para la rehabilitación del edentulismo no muy extenso y está ampliamente aceptado por profesionales y pacientes, con tasas de supervivencia a 10 y 15 años cercanas al 90% y al 74% respectivamente (Creugers et al., 1994; Scurria et al., 1998) y una tasa de éxito sin complicaciones de estas restauraciones a los 10 años cercano al 71% (Tan et al., 2004). Cabe destacar un estudio realizado por De Backer et al. (2006a) donde analizan el comportamiento a 20 años de puentes fijos de tres unidades (dos pilares y un pónico), encontrando sobre un total de 134 restauraciones realizadas en 98 pacientes, una tasa de supervivencia del 73% tras 20 años. Sin embargo, como ocurre en todo tratamiento protésico, no está exento de complicaciones, destacando las de tipo biológico frente a

las mecánicas (20% y 10% respectivamente)(Tan et al,2004). Así, cuando se emplea un diente vital como pilar para una prótesis fija dentosoportada, la presencia de caries en los dientes pilares y la pérdida de retención (De Backer et al., 2006b) unidas a la posibilidad de necrosis pulpar debido al tallado de los mismos (Kallus and Bessing, 1994; Brägger et al., 2001; Randow et al., 1986; Goodacre et al., 2003a; Goodacre et al., 2001) han sido descritas como causa principal de fracaso de este tratamiento. También se han descrito otras complicaciones relacionadas con la salud periodontal, incluida la pérdida ósea alrededor de los dientes pilares (Quirynen et al., 1992), aumentando así la posibilidad de pérdida del soporte de los mismos y por tanto la posibilidad de fallo de este tratamiento.

De forma general, los pilares de una prótesis fija dentosoportada pueden perderse hasta en un 30% al cabo de 14 años (Lindquist et al., 1988), o con valores del 8 al 12% al cabo de los 10 años siguientes a su colocación (Misch, 2008). Esta pérdida de los dientes pilares no sólo suponen la pérdida de la prótesis, sino también la necesidad de emplear otros pilares para un nuevo puente y que éstos estén en buenas condiciones de ser empleados. En algunos casos, este hecho puede condicionar a tener que emplear una prótesis parcial removible en detrimento de las prótesis fijas.

Relativo a las prótesis implantosoportadas, desde la introducción en la odontología de los implantes dentales por parte de Brånemark et al. (Brånemark et al., 1983; Brånemark et al, 1969) y del concepto de oseointegración como método predecible para el anclaje de estos implantes para el soporte de prótesis dentales en la década de los 60 (Schroeder, 1996; Brånemark et al., 1985), supuso un gran adelanto para las restauraciones protésicas y desde entonces la prótesis sobre implantes se ha convertido en una muy buena alternativa para el tratamiento del edentulismo total o parcial, frente a los procedimientos restauradores

clásicos, por lo que la demanda de este tipo de tratamiento ha ido en aumento (Eskitascioglu et al., 2004). Además, el tratamiento mediante prótesis implantosoportada ha demostrado ser un tratamiento predecible a largo plazo y está ampliamente avalado por la literatura científica, además de ser un tratamiento perfectamente tolerado por los pacientes desde el punto de vista funcional y psicológico (Misch, 2008).

El empleo de implantes dentales ofrece muchas ventajas en comparación con las restauraciones removibles. En general, los implantes dentales mejoran las cualidades de estabilidad y funcionalidad de las prótesis. La prótesis completa convencional puede llegar a moverse hasta 10mm o más durante la función (Sheppard, 1963; Smith, 1963), por lo que el mantenimiento de una oclusión correcta es muy difícil, sin embargo el empleo de implantes dentales proporciona mayor retención y estabilidad lo que facilita una correcta relación intermaxilar así como una mejora en la oclusión además de ayudar a preservar los tejidos duros y blandos (Misch, 2008).

Muchos estudios destacan la mejora significativa tanto de la masticación, habla, seguridad y retención de las sobredentaduras implantorretenidas frente a las prótesis completas (Kapur et al., 1999; Awad and Feine, 1998; Geertman et al., 1996a; Geertman et al., 1996b; Sennerby et al 1988). En un estudio de Rissin et al. (1978) la prótesis completa mostró una disminución de la eficacia masticatoria del 30%, llegando al 60%, mientras que las sobredentaduras pierden un 10% de la eficacia masticatoria en comparación con los dientes naturales (Rissin et al., 1978). Además, los pacientes portadores de implantes pueden obtener una fuerza similar a los pacientes dentados, mejorando la eficacia masticatoria en comparación con una restauración mucosoportada (Misch, 2008).

Por otra parte, aunque los implantes no tienen ligamento periodontal, proporcionan una mayor consciencia oclusiva que las prótesis completas y permiten reducir el tamaño de las bases protésicas contribuyendo a mejorar el confort, fonética y mejorar el sentido del gusto (Misch, 2008).

Con respecto a las prótesis removibles, la prótesis implantosoportada también ofrece mayor retención, soporte y estabilidad. Los medios mecánicos de retención al implante son bastante superiores a los retenedores de las prótesis removibles y ocasionan menores problemas asociados. Además, el hecho de no tener que tallar en mayor o menor medida los dientes para los diferentes componentes de las prótesis removibles, evita problemas tales como la sensibilidad o hiperestesia dental, o formación de caries. También se evita el aumento de la movilidad dentaria o la reabsorción ósea.

La mejora de estas características tanto en prótesis removible como en completa está en función del número y localización de los implantes. Cuanto mayor sea el número y mejor estén distribuidos, mejor será la retención, soporte y estabilidad protésicas (Misch, 2008).

Con respecto a las prótesis fijas dentosoportadas, el tratamiento mediante prótesis parcial fija implantosoportada evita el tallado de los dientes pilares, desapareciendo con ello complicaciones como la sensibilidad dental, la necrosis pulpar con necesidad de tratamiento de conductos, la caries por acúmulo de placa o la pérdida de soporte dentario. Además, aumenta la superficie masticatoria mejorando por tanto la distribución de la fuerza oclusal al terreno de soporte además de ayudar a conservar el hueso alveolar evitando su progresiva reabsorción (Misch, 2008).

Sin embargo, con respecto a la incidencia de fracturas del material de recubrimiento de las coronas, se observa mayor incidencia de fracturas en las prótesis fijas implantosoportadas que en las dentosoportadas, lo que

resulta razonable al carecer las primeras de la resiliencia que aporta el ligamento periodontal (Bragger et al., 2001).

No obstante, a pesar de de los grandes avances que ha habido en implantología, siguen existiendo un alto número de complicaciones en el tratamiento mediante prótesis implantosoportada y que se pueden dividir en: complicaciones biológicas y complicaciones macánicas y técnicas (Salvi y Brägger, 2009)(FIGURA 1).

Las complicaciones biológicas son perturbaciones de los tejidos que rodean al implante (Berglundh et al., 2002; Lang et al., 2000; Pjetursson et al., 2004) y que finalmente puede conducir a la pérdida del implante si el proceso de la enfermedad no se controla (Baron et al., 2000; Klokkevold and Newman, 2000; Berglundh et al., 2002). Estas complicaciones incluyen inflamación de la mucosa (mucositis periimplantaria), lesiones del tejido blando así como proliferación gingival, fenestraciones, dehiscencias y fístulas y pérdida de hueso periimplantaria (periimplantitis)(Baron et al., 2000; Heydenrijk et al., 2002; Klokkevold and Newman, 2000; Goodacre et al., 2003b; Klinge et al., 2005).

Las complicaciones mecánicas y técnicas hacen referencia al daño mecánico del implante o de los componentes del implante y supraestructuras protésicas (Berglundh et al., 2002; Salvi and Brägger, 2009). Entre ellas, tal y como describe Goodacre (2003b) en su estudio, se incluyen fractura del recubrimiento acrílico (22% de 663 prótesis), fractura del recubrimiento cerámico (14% de 258 prótesis), deficiencias estéticas (10% de 493 prótesis), pérdida del tornillo protético (7% de 312 tornillos), pérdida del tornillo del pilar (6% de 6256 tornillos), fractura del tornillo protético (4% de 7094 tornillos), fractura de la estructura metálica (3% de 2358 prótesis), fractura del tornillo del pilar (2% de 13160 tornillos) y fractura del implante (1% de 12157 implantes)(Goodacre et al., 2003b). Todas ellas tienen en común la necesidad de retirar la prótesis para su

solución y son independientes del sistema de retención que se emplee.

Jung et al. (Jung et al, 2008) en su seguimiento a 5 años de las prótesis unitarias implantoportadas encontraban complicaciones biológicas, como periimplantitis y complicaciones de los tejidos blandos en un 9,7%, y pérdida de hueso de más de 2mm en un 6,3%, sin diferencias entre restauraciones atornilladas y cementadas. También hallaban complicaciones mecánicas en el 17,7%, entre las que incluyen fractura de implantes, aflojamiento o fractura de tornillos o pilares y fractura de la cerámica o material de revestimiento. La incidencia de aflojamiento del pilar o del tornillo de la prótesis, se producía en un 12,7% mientras que el descementado se observaba sólo en un 5,5%. La fractura del material de revestimiento se producía en el 4,5% de las restauraciones implantoportadas (siendo mayor en las coronas totalmente cerámicas).

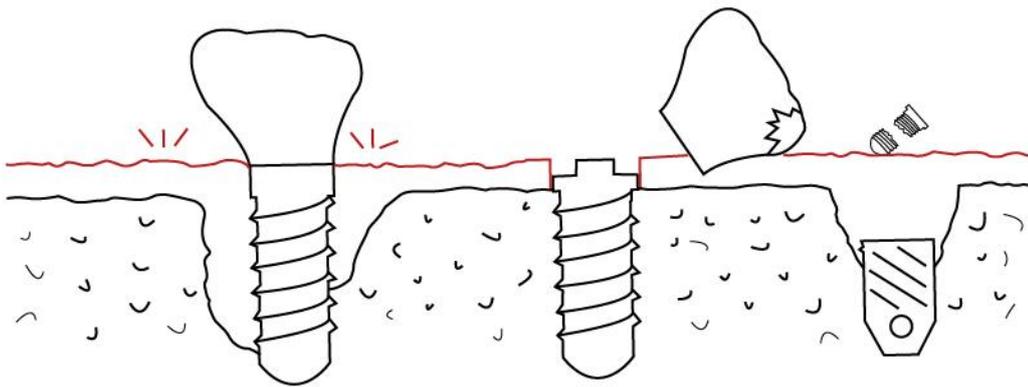


FIGURA 1: *Complicaciones biológicas y mecánicas/técnicas en prótesis implantoportadas.*

Como se puede observar, las complicaciones mecánicas son las más comunes en prótesis implantoportada, destacando el aflojamiento del tornillo del pilar o protésico tanto en prótesis atornilladas como cementadas (Jemt, 1991; Jemt et al., 1991 a, b y c; Becker and Becker, 1995; Naert et

al., 1992; Laney et al., 1994; Jemt and Pettersson, 1993; Carlson and Carlsson, 1994; Misch, 1993; Kallus and Bessing, 1994).

La mejora de las superficies de los implantes y las técnicas quirúrgicas, harán que mejoren con el paso del tiempo las complicaciones biológicas, sin embargo las complicaciones mecánicas seguirán aún presentes. Aunque estas complicaciones no debieran suponer la pérdida del implante, si suponen un problema para los clínicos y los pacientes y resultan en un coste adicional del tratamiento.

Además de estas complicaciones, existe un factor determinante para la ejecución de su tratamiento como es el coste económico de los mismos, así como su aumento en función del número de dientes a restaurar y el tipo de prótesis empleado.

Sin embargo, factores como el envejecimiento poblacional, la pérdida de dientes relacionada con la edad, las consecuencias anatómicas del edentulismo, las consecuencias del fallo de las prótesis convencionales, los aspectos psicológicos de la desdentación, los resultados predecibles de las prótesis implantosoportadas así como sus ventajas y sobre todo un mayor conocimiento de estos tratamientos por la población, hace prever un incremento de los tratamientos con prótesis implantosoportadas en los próximos años (Misch, 2008).

No obstante, existen y se pueden indicar diferentes tipos de prótesis implantosoportadas (unitarias y parciales fijas, fijas de arcada completa, sobredentaduras y prótesis híbridas o extraíbles). En este marco conceptual la prótesis fija unitaria implantosoportada ocupa un importante lugar; tanto es así que actualmente, cuando la brecha a restaurar es unitaria, la opción terapéutica de elección cuando los dientes adyacentes están sanos puede ser una prótesis unitaria implantosoportada.

Inicialmente, la restauración mediante prótesis implantosoportada se empleaba para rehabilitaciones totales o parciales extensas, no siendo hasta finales de la década de los 80 y principios de los 90 cuando Jemt and colaboradores (Jemt, 1986; Jemt et al., 1990; Jemt et al., 1991b y c; Jemt and Pettersson, 1993) publican los primeros estudios de seguimiento de dientes reemplazados mediante implantes unitarios. Tenemos que esperar hasta finales de los 90 y principios del nuevo milenio para encontrar diferentes artículos sobre la predictibilidad de las restauraciones unitarias implantosoportadas (Palmer et al., 2000; Engquist et al., 1995; Becker et al., 1999; Levine et al., 1999). Hasta entonces, el tratamiento de elección era la prótesis fija dentosoportada, debido a su fácil ejecución clínica y a su reducido tiempo de tratamiento (Misch, 2008).

Los estudios sobre la supervivencia de los implantes individuales por encima del 90% han validado este tratamiento como el método de sustitución dental más predecible, existiendo más publicaciones sobre el implante dental unitario que sobre cualquier otro método de sustitución dental (Misch, 2008). Así, Haas et al. (1995) estudiaron 76 implantes unitarios en un periodo de 6 años encontrando una media de supervivencia de los implantes del 97%, similar a la encontrada por Fugazzotto tras evaluar 1472 implantes en un periodo de 13 años (Fugazzotto, 2005). Sin embargo, cuando se trata de implantes individuales posteriores, las medias varían desde el 94,6% hasta el 100% sobre periodos que van desde 1 a 15 años (Haas et al., 1995; Fugazzotto, 2005; Goodacre et al., 2003b; Schmitt and Zarb, 1993; Ekfeldt et al., 1994; Laney et al., 1994; Henry et al., 1996; Malevez et al., 1996; Gomez-Roman et al., 1997; Kline et al., 2002; Misch et al., 2000).

Cabe destacar una revisión sistemática de Salinas and Eckert (2007), que tratan de responder a la cuestión de si para reemplazar un único diente es mejor hacerlo con una prótesis fija dentosoportada de tres unidades o

una prótesis unitaria implantosoportada. Tras el análisis sistemático, incluyen 51 artículos de prótesis unitaria implantosoportada y 41 sobre prótesis fija dentosoportada (incluidos prótesis adhesivas y diferentes metanálisis), encontrando sólo datos comparables a 5 años, pues la literatura publicada sobre prótesis unitaria implantosoportada no aportaba datos a más tiempo. A los 5 años, el porcentaje de supervivencia de las prótesis unitarias implantosoportadas era cercana al 95%, mientras que para las prótesis dentosoportadas era del 94%.

En otra revisión sistemática, Jung et al. (2008) analizan la supervivencia a 5 años de las prótesis unitarias implantosoportadas tras seleccionar 26 artículos de un total de 3601. Durante este periodo, la supervivencia de los implantes era del 96,8% y de las restauraciones del 94,5% (variando del 95,4% de las metal-cerámica al 91,2% de las de cerámica sin metal) (Jung et al., 2008).

Todos estos datos nos señalan la bondad de las restauraciones unitarias y la necesidad de profundizar más en algunos factores que puedan reducir su tasa de supervivencia como podría ser un atornillamiento transversal.

2.2.- DE LOS SISTEMAS DE RETENCIÓN EN PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA: ATORNILLAMIENTO TRANSOCLUSAL Y TRANSVERSAL

En general, se puede definir la **retención** en prótesis estomatológica como aquella capacidad que tiene la prótesis de oponerse a las fuerzas verticales extrusivas que tienden a desplazarla en sentido gingivo-oclusal.

En la prótesis fija implantosoportada, el sistema de retención es un tornillo o un medio cementante por lo que es posible dividir a este tipo de

restauraciones según sea su mecanismo de retención en prótesis atornillada y prótesis cementada (FIGURA 2).

La prótesis cementada es aquella que hace uso de un cemento para unir la prótesis al pilar que conecta al implante mientras que la prótesis atornillada es aquella que se une al pilar que conecta al implante haciendo uso de un tornillo que mantiene las dos estructuras unidas o bien en otros casos, se atornilla directamente al implante, sin necesidad de mediación de un pilar, y en cualquier caso sin la participación de cemento para su unión. A su vez, la prótesis atornillada se puede subdividir en dos grupos atendiendo a la dirección del atornillado: atornillado transoclusal y atornillado transversal.

En el atornillado transoclusal, el tornillo que une los diferentes componentes sigue la dirección del implante/pilar, dejando a su paso una chimenea de acceso que emerge por oclusal de la restauración, mientras que en el atornillado transversal, el tornillo que une la prótesis al pilar es quasi/perpendicular al eje del pilar/implante y por tanto la chimenea emerge por la cara lingual o palatina de la restauración. En el atornillado transversal es necesaria la participación ineludible de un pilar entre la corona y el implante.

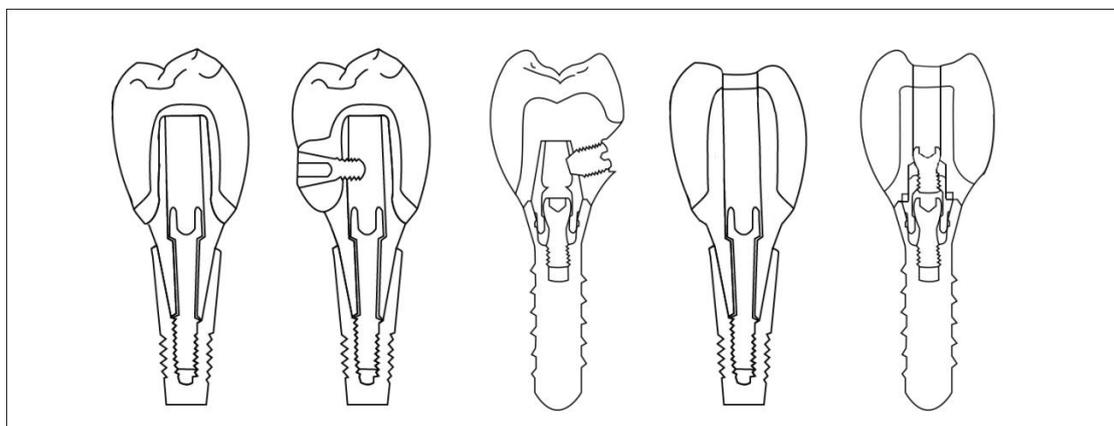


FIGURA 2: *Diferentes tipos de prótesis unitarias implantosoportadas: cementada, atornillada transersalmente y transoclusalmente.*

Características de la prótesis implantosoportada cementada

Como hemos comentado, la prótesis implantosoportada cementada es aquella que va unida por un medio cementante a un pilar, que hace la función del muñón en la prótesis fija dentosoportada, y que a su vez va atornillado al implante. Entre sus características y a diferencia de la prótesis atornillada no presentan chimenea oclusal, permitiendo un mejor control de la oclusión, así como una mejora estética.

A este respecto, la elección de una prótesis atornillada o cementada tiene gran impacto en la oclusión final, pues afecta directamente a la transmisión de las fuerzas oclusales a los componentes protésicos y a la interfase hueso-implante (Sutpideler et al., 2004; Hebel and Gajjar, 1997). Un implante colocado inmediatamente por debajo de la fosa central de nuestras restauraciones representa una oportunidad ideal para generar cargas axiales (Perel, 1994; Misch, 1993; Misch and Bidez, 1994), que son las recomendadas para el implante y su interfase con el hueso en contraposición a las no axiales que son más dañinas (Misch, 1993; Weinberg, 1993; Misch and Bidez, 1994; Brunski, 1988). La prótesis cementada, mejora la transmisión de las cargas axiales al permitir contactos oclusales más centrados (Perel, 1994; Misch, 2008; Hebel and Gajjar, 1997).

Por otro lado, no se produce la fractura de la porcelana debido a la presencia de la chimenea oclusal. Además, presentan un buen ajuste pasivo (Perel, 1994; Misch, 1993) conseguido por el grado de adaptación entre la restauración y el pilar gracias, entre otras cosas, al empleo de componentes prefabricados.

A la hora de restaurar una brecha posterior, la prótesis cementada aporta un fácil acceso a esta región donde apretar un tornillo protético resulta dificultoso debido al poco espacio disponible. También está

indicada cuando los implantes están inclinados, donde el empleo de una prótesis atornillada haría que la chimenea no emergiese por oclusal de la restauración con el perjuicio estético que esto conlleva. Por otra parte, su coste es menor que las prótesis atornilladas, debido a que sus componentes y los procedimientos de laboratorio para su consecución son menos complejos, ya que emplean normalmente componentes prefabricados. Además, entre sus ventajas también está la reducción del tiempo de consulta pues su ejecución es menos compleja que las atornilladas.

Sin embargo, este tratamiento no está exento de complicaciones. Al emplear un medio cementante como mecanismo de retención, uno de los principales inconvenientes de las restauraciones cementadas es el riesgo de que el cemento invada los tejidos periimplantarios siendo una de las principales causas de su inflamación. Así, los cementos se han relacionado directamente a enfermedades periimplantarias (Pauletto et al., 1999; Gapski et al., 2008) y se les asocia tanto con pérdida ósea como con el fracaso de los implantes dentales (Gapski et al., 2008).

En un estudio de Wadhvani et al. (2012) se observó que los dentistas empleaban hasta 20 veces más cemento del necesario para cementar las restauraciones implantosoportadas. Este exceso de cemento puede atravesar la mucosa periimplantaria cuya adhesión a la superficie del implante es muy débil con respecto al sistema de anclaje de los dientes. Esta debilidad del tejido periimplantario es debido a la inserción de las fibras de Sharpey, al reducido número de fibras de colágeno existente y a la dirección de estas fibras (Salvi and Lang, 2004). La presión hidrostática al asentar la corona puede hacer que el cemento penetre subgingivalmente y se deposite en el fondo del surco periimplantario. Este exceso de cemento sirve de nicho para las bacterias causantes de la enfermedad periodontal (Pontoriero et al., 1994; Berglundh et al., 1992; Lang et al., 2004) dando

como resultado inflamación o dolor local, sangrado e incluso supuración al sondaje (Pauletto et al., 1999)(FIGURA 3).



FIGURA 3. *Pérdida de un implante por extravasación de cemento.*

Por otra parte, otra gran desventaja de la prótesis cementada es la dificultad en retirarla ante complicaciones biológicas, mecánicas o técnicas, sobre todo en restauraciones unitarias, donde a veces es necesario romper la restauración para poder extraerla con el coste de tiempo y dinero adicional que esto conlleva (Clausen, 1995). Para mejorar su retirada sin dañar el tornillo del pilar ni la integridad de la prótesis se ha propuesto el empleo de cementos especiales, cuyas características hacen que sea difícil prever su comportamiento así como el control del descementado, por lo que se les utiliza como cementos temporales (Sethi and Sochor, 2000; Michalakis et al., 2000; Randi et al., 2001; Akça et al., 2002; Mansour et al., 2002; Breeding et al., 1992).

Finalmente, al presentar los pilares prefabricados una sección circular en su unión con la corona, existe el riesgo de rotación de la corona sobre el pilar sobre todo si éste no presenta un correcto sistema antirrotacional y la corona un buen punto de contacto con los dientes adyacentes (Clausen, 1995).

Atornillamiento transoclusal en prótesis implantosoportada

En un principio, la prótesis implantosoportada se empleaba para la rehabilitación de arcadas completas, no siendo hasta finales de los años 80 cuando Jemt (1986) introduce el uso de prótesis implantosoportadas para rehabilitar el edentulismo unitario. Dado las altas tasas de fracaso de los implantes, la posibilidad de poder retirar la prótesis era un hecho de suprema importancia (Adell et al., 1981; Hansson, 1977; Cranin et al., 1977), siendo incluso un prerrequisito para el éxito a largo plazo de este tratamiento (Hebel and Gajjar, 1997). De esta manera, la retención atornillada se creó para poder retirar la prótesis en caso de fallo de la misma o del implante incluso a sabiendas de la pérdida de estética y oclusión que conllevaba (Hebel and Gajjar, 1997). Con el paso del tiempo, y la evolución de las técnicas, las tasas de éxito de supervivencia de los implantes dentales pasaron del 50 al 90% (Adell et al., 1981; Hansson, 1977; Cranin et al., 1977; Zarb and Schmitt, 1990) lo que propició el aumento del uso de la prótesis cementadas y una disminución de las atornilladas.

Sin embargo, las complicaciones biológicas, mecánicas y técnicas están presentes en un elevado porcentaje (Berglundh et al., 2002; Salvi and Brägger, 2009; Gervais and Wilson, 2007) por lo que la posibilidad de poder retirar la prótesis atornillada es una ventaja cuando la alternativa es dañar o destruir la restauración cementada sobre todo en restauraciones unitarias (Gervais and Wilson, 2008).

Este tipo de tratamiento también está aconsejado cuando hay poco espacio protésico interoclusal y la restauración tiene poca altura, ya que el cemento no retendría lo suficiente debido a la poca superficie de contacto existente. En este sentido, los pilares para cementar la restauración deberían tener no menos de 4mm de altura (Kaufman et al., 1961) o una

diagonal mayor que el ancho mesio-distal o vestíbulo-lingual del pilar, en caso contrario, el sistema de retención indicado es el atornillado.

Sin embargo, en estos casos, al disponer de poca altura, muy probablemente el tornillo protético será muy yuxta-oclusal y será imposible ocultarlo en el interior de la chimenea mediante composite, atentando así contra la estética y la oclusión.

Por otra parte, otra ventaja de las restauraciones atornilladas es presentar mejor ajuste marginal en comparación con las cementadas (Guichet et al., 2000; Keith et al., 1999) y se recomiendan en restauraciones muy subgingivales donde la plataforma del implante se encuentra a una profundidad mayor a 1,5mm, por el riesgo de no poder retirar los excesos de cemento y que sean motivo de una irritación crónica (Agar et al., 1997), lo que puede incidir en la salud de los tejidos periimplantarios e incluso ocasionar alguna complicación biológica (Wilson, 2009; Wadhvani and Pineyro, 2009; Wadhvani et al., 2012). Además, si la plataforma del implante es muy subgingival, se dificulta el asentamiento adecuado de la prótesis debido a la resistencia elástica de la encía.

Para la entrada y salida del tornillo, es necesaria la presencia de una chimenea oclusal que tras el apretado del tornillo es tapada mediante una obturación compuesta como método más frecuente. La presencia de una chimenea o agujero en la cara oclusal de las prótesis atornilladas, no solo es una patente desventaja estética, por mucho que se enmascaren con obturaciones esmeradas de composite, sino que además, dificulta el control de la oclusión y ayuda al debilitamiento de la porcelana en esa zona (Naert et al., 1992). Normalmente el área ocupada por la chimenea supone un 50% de la superficie oclusal de molares y más del 50% de la de los premolares. Así, este área de la chimenea atenta contra la creación de una oclusión ideal

e interfiere con los contactos que transmiten fuerzas axiales a los implantes (Hurson, 1995; Hebel and Gajjar, 1997)(FIGURA 4).

Se ha descrito que la obturación de las chimeneas interfiere en los contactos excursivos tanto de protrusión como de lateralidades (Hebel y Gajjar, 1997) dando como resultado contactos no axiales. Los principios biomecánicos muestran que este tipo de contactos no axiales incrementa el estrés transferido a la interfase hueso-implante (Brunski, 1988; Rangert et al., 1989; Lundgren et al., 1989) pudiéndose controlar con el diseño y elección del tipo de prótesis.



FIGURA 4. *Aspecto de las chimeneas oclusales tras ser obturadas y su comparación con una corona con atornillamiento transversal.*

La posibilidad de realizar estructuras de zirconio mediante tecnología CAD/CAM, además de conseguir un buen ajuste marginal de las restauraciones, acaba con el inconveniente estético en comparación con las restauraciones atornilladas de base metálica (FIGURA 5). Sin embargo, su elevado coste hace que este tipo de estructuras diseñadas por ordenador sean una buena opción sólo en determinados casos.



FIGURA 5. *Aspecto de la obturación de las chimeneas oclusales de una estructura de zirconio.*

Otra desventaja descrita comúnmente en la literatura sobre las restauraciones atornilladas es el aflojamiento o rotura del tornillo transoclusal (Kallus and Bessing, 1994; Naert et al., 1992; Hebel and Gajjar, 1997). Clásicamente, la unión entre la prótesis y el implante se realizaba mediante la participación de un pilar intermedio que unía por un lado la prótesis al pilar y por otro el pilar al implante (inicialmente de hexágono externo) no siendo hasta 1988 cuando Lewis et al. (1988) introducen el concepto de atornillamiento directo a implante de la prótesis mediante el llamado pilar UCLA (University of California, Los Ángeles).

En esta modalidad de retención, se denomina “Unión atornillada”, al conjunto de dos partes unidas por un tornillo (Alkan et al., 2004). Al tornillo que une la prótesis al pilar se le llama “tornillo de la prótesis, protético o protésico” y al que une el pilar con el implante “tornillo del pilar”. El tornillo solo se aflojará o perderá si las fuerzas externas que tienden a separar las dos partes son mayores que las fuerzas que las mantienen unidas.

El protocolo original de Brånemark para la rehabilitación implantosoportada requería múltiples implantes de conexión externa, donde los pilares se atornillaban directamente al implante sin emplear el sistema antirotacional del hexágono (Beatty, 1994). Cuando más tarde se empezaron

a realizar restauraciones unitarias, el hexágono tuvo que emplearse para prevenir la rotación del pilar. Este hexágono externo, que sólo tiene 0,7 mm de altura, no fue diseñado para soportar las fuerzas oclusales (Binon, 1995; Kallus and Bessing, 1994; Jansen et al., 1997; Jemt and Pettersson, 1993), sino que la retención y el soporte de la restauración ha de ser mantenida por el diseño del tornillo, la precisión del ajuste de la restauración sobre el implante y el torque aplicado al tornillo (Finger et al., 2003). Los implantes con conexión hexagonal externa corta (< 2mm) parecen ser más propensos a la pérdida del tornillo del pilar pues todas las fuerzas externas, excepto para fuerzas compresivas axiales, se concentran principalmente en él, lo que aumenta su probabilidad de aflojamiento o pérdida e incluso fractura (Merz et al., 2000)(FIGURA 6). Se ha descrito un alto porcentaje de pérdida del tornillo superior al 40%, como encuentran Jemt et al. (1991b) y Becker and Becker (1995).

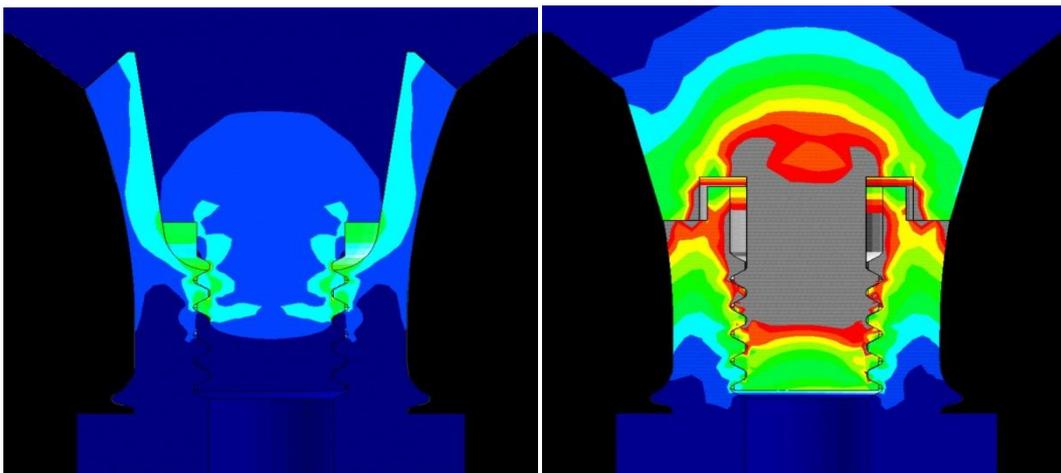


FIGURA 6: *Distribución de la tensión tras apretar el pilar con un torque de 35N en un implante de conexión interna tipo cono morse 8° (izquierda) y un implante de conexión externa (derecha).*

El aumento registrado de casos de aflojamiento del tornillo y fracturas en los pilares atornillados encontrados en las diferentes

revisiones, hacen referencia a estudios que comienzan a publicarse en la década de los noventa, sobre pacientes tratados a finales de los ochenta (Van Steenberghe et al., 1989; Van Steenberghe et al., 1990; Lekholm et al., 1994; Lekholm et al., 1999; Behneke et al., 2000). La mayor parte de estos estudios fueron realizados con implantes de superficies pulidas/lisas, cuya predictibilidad es menor a los actuales y con las llamadas juntas protésicas inestables (conexión externa) donde casi toda la tensión del sistema recae sobre el tornillo (Merz et al., 2000).

Sin embargo, el empleo de conexiones protésicas tipo cono morse parece mejorar y disminuir el aflojamiento del tornillo del pilar. Levine et al. (1999 y 1997) encontraron una tasa bastante inferior de pérdida del tornillo del pilar (3,6%-5,3%) con conexiones cónicas entre el implante y el pilar, al restaurar brechas unitarias mediante coronas cementadas.

El empleo actual de conexiones o juntas protésicas mejoradas, tipo cono morse (Merz et al., 2000; Behr et al., 1998), puede minimizar los riesgos de aflojamiento de los pilares. Sin embargo, a pesar de la mejora en la conexión implante/pilar, la frecuente tasa de aflojamiento de los tornillos transoclusales es inherente a todos los sistemas de implantes, independientemente de su conexión pilar-implante (Kallus and Bessing, 1994).

Atornillado transversal en prótesis sobre implantes

Por lo visto hasta ahora, la situación ideal sería aunar las ventajas estéticas y oclusales de la prótesis cementada y la capacidad de recuperación de las atornilladas ante los problemas surgidos (Clausen, 1995) así como su capacidad de penetración subgingival.

Para dar solución a esta problemática, existe el sistema de atornillamiento transversal, que permite conseguir una estética correcta y

diseño oclusal ideal, así como fuerzas axiales al eje del implante (Taylor, 2004).

Este sistema de retención está formado por un pilar sobre el que asienta una prótesis que se adapta perfectamente y al que va a unirse mediante numerosas opciones, incluyendo tornillo de fijación lingual (Clausen, 1995), tornillo de fijación lateral (Sethi and Sochor, 2000), tornillo de cierre lateral (Chee, 1998) o tornillo transversal (Sutter et al., 1996).

En general, la prótesis para atornillado transversal debe cumplir los siguientes requisitos:

1.- Proteger el tornillo transversal mejorando la forma del pilar: si mejoramos la forma y resistencia del pilar protegemos al tornillo transversal transfiriendo las fuerzas oclusales directamente al pilar y sus paredes evitando el aflojamiento del tornillo (Parker et al., 1988; Wiskott et al., 1999). Un pilar carente de una forma y resistencia correctas puede exponer al tornillo transversal a las fuerzas de cizalla potencialmente destructivas (Barron, 1998). Esta forma adecuada del pilar que le confiere resistencia depende de su altura (Wiskott et al., 1997; Maxwell et al., 1990), anchura (Wiskott et al., 1997; Goodacre et al., 2001) y convergencia oclusal (Goodacre et al., 2001; Wiskott et al., 1996; Proussaefs et al., 2004).

Jorgensen (1955) estableció que una angulación de 6° es la ideal en las preparaciones para las coronas dentosoportadas. A medida que aumenta esta angulación, disminuye su capacidad retentiva. Para la prótesis fija convencional, la literatura indica que los pilares suelen tallarse con una angulación de 15 a 25°, lo que resulta en una disminución en una tercera o cuarta parte de la retención en relación a la angulación ideal de 6° (Eames et al., 1978). Los pilares prefabricados para restauraciones implantosoportadas suelen diseñarse con una retención ideal (6°) lo que se

traduce en una retención entre tres y cuatro veces superior a la conseguida en las preparaciones de dientes naturales (Hebel and Gajjar, 1997). Otros autores refieren angulaciones de las paredes de los pilares de entre 0 y 2° (Gervais and Wilson, 2008) lo que proporciona mayor retención.

El paralelismo ideal entre las paredes del pilar junto con un ajuste pasivo correcto sumado a la conexión cónica interna, ayuda a mejorar del comportamiento biomecánico del sistema y disminuir la posibilidad de aflojamiento del tornillo transversal (Merz et al., 2000; Hebel and Gajjar, 1997; Gervais and Wilson, 2008).

El pilar a su vez, puede presentar unos surcos axiales para proporcionar resistencia adicional (Kishimoto et al., 1983; Potts et al., 1980) siempre y cuando lo permita el espesor de las paredes (Gervais and Wilson, 2008). Se ha establecido que un aumento en la altura así como en la superficie de contacto entre el pilar y la restauración incrementa la retención y la resistencia del sistema (Kaufman et al., 1961). Gracias al posicionamiento subgingival de la plataforma del implante así como de la adaptación del pilar a nuestras necesidades, se consigue mayor superficie de contacto que con dientes naturales (Hebel and Gajjar, 1997).

2.- Reproducir el contorno natural del diente: para ello es necesario seleccionar un pilar adecuado dependiendo de la inclinación del implante, proporcionarle una forma adecuada al pilar, seleccionar la longitud correcta del tornillo transversal para minimizar el volumen lingual o palatino de la restauración y angular correctamente el tornillo transversal para que no ocupe excesivo volumen. El tornillo transversal puede idealmente apoyarse en la pared vestibular del pilar, por lo que su longitud debe ser la adecuada para cumplir con estos requisitos (Gervais and Wilson, 2008). En otros casos, el tornillo transversal sólo se apoya en la pared lingual o palatina del pilar oponiéndose así a las fuerzas extrusivas que tiende a desinsertar la prótesis.

3.- Proveer un acceso clínico fácil al tornillo transversal: el tornillo transversal debe poseer una vía de inserción o de acceso tal que facilite su posicionamiento intraoralmente, sobre todo a nivel de molares (Gervais and Wilson, 2008; Podstata et al., 2007; Clausen, 1995). Algunos pilares presentan el orificio prefabricado (Taylor, 2004; Podstata et al., 2007), mientras que otros hay que realizarlos, habitualmente con una fresa de 1,2 mm para un tornillo de 1,4mm (Gervais and Wilson, 2008; Chio and Hatai, 2011; Clausen, 1995). El orificio para el tornillo puede presentar o no espiras dependiendo del tipo de tornillo transversal y puede estar situado a diferentes alturas a partir del margen gingival (Podstata et al., 2007)(FIGURA 7).

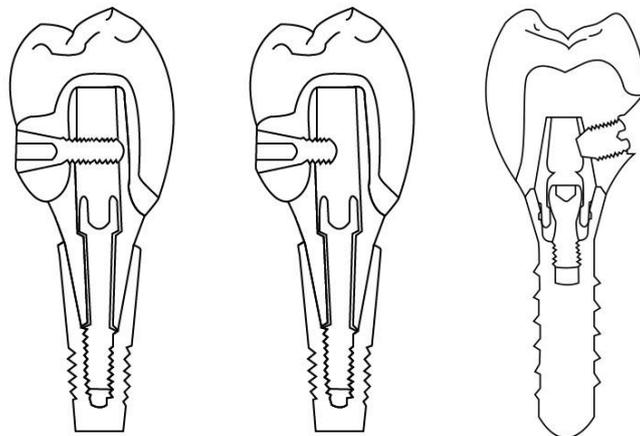


FIGURA 7. *Diferentes diseños del pilar para atornillamiento transversal.*

Como el tornillo transversal es el encargado de unir la corona al pilar, este tornillo suele ser de tamaño reducido debido al poco espacio en el que debe situarse, por lo que no están diseñados para soportar las fuerzas oclusales. Por tanto, debe estar protegido por la adaptación y diseño entre el pilar y la corona ya mencionados (Gervais and Wilson, 2008).

La retención entre la prótesis y el pilar y de éste con el implante se lleva a cabo mediante una unión atornillada. La discrepancia en el ajuste

entre estas estructuras puede resultar en la generación de tensión transmitida a los componentes, especialmente si el tornillo sirve para asentar la restauración (Waskewicz et al., 1994) cuando no hay ajuste correcto. Lo ideal sería fabricar restauraciones con una tolerancia en el ajuste de 10 micras (Assif et al., 1992). Sin embargo, esta cifra es difícil de conseguir debido a los cambios dimensionales producidos durante el proceso de elaboración: los producidos por el material de impresión, modelos de yeso, colado del metal y distorsión por la cocción de la porcelana (Humphries et al., 1990; Gegauff and Rosenstiel, 1989; Bridger and Nicholls, 1981; Sellers, 1989; Jemt, 1997). Si hay poco ajuste, se puede producir la fractura o pérdida del tornillo incluso llegando a perderse el implante (Wie, 1995; Dixon et al., 1995; Kallus and Bessing, 1994). Por tanto, el ajuste entre los componentes es fundamental para el buen comportamiento del sistema.

Los tornillos a su vez pueden presentar diferentes longitudes, adecuadas a las diferentes restauraciones, empleando tornillos estándar para premolares y largos para molares (Chio and Hatai, 2011). La cabeza del tornillo debe adaptarse o unirse a la estructura de la corona para conseguir la retención adecuada (Gervais and Wilson, 2008).

En cuanto al diseño apical del tornillo, puede presentar espiras que lo unen a la pared lingual o vestibular del pilar o puede ser redondeada con función sólo de apoyo en la pared lingual o palatina del pilar. En los casos donde la parte apical no es roscada, el problema de producir una tensión en el sistema desaparece (Sethi and Sochor, 2000).

Asimismo, la cabeza del tornillo puede ser recta o cónica y presentar o no espiras. Los tornillos de cabeza cónica se prefieren pues aumentan la superficie de contacto con la estructura de la corona (Gervais and Wilson, 2008) a la vez que ayudan a mantener unida la corona

empujándola hacia el pilar evitando su pérdida (Clausen, 1995)(FIGURA 8).

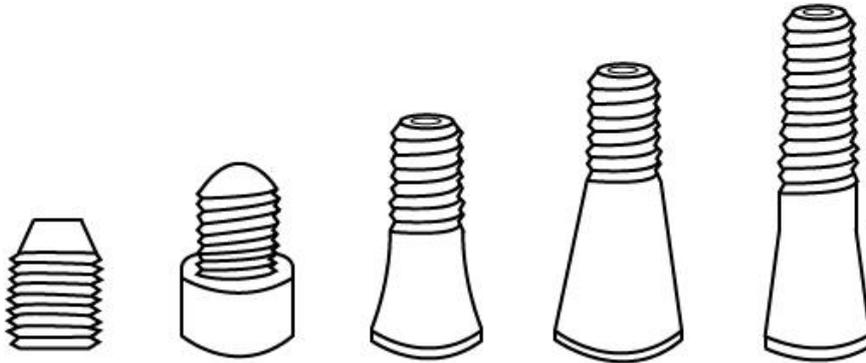


FIGURA 8. *Diferentes tornillos empleados para el atornillamiento transversal.*

En cuanto a su situación, si colocamos el tornillo oclusal próximo al margen gingival, se ve poco, mejorando por tanto la estética. Además, debido a su menor diámetro no sólo mejora la estética sino que no se compromete la resistencia del pilar y la restauración (Clausen, 1995).

Principalmente, los problemas del atornillado transversal están en relación con el ajuste de las estructuras y alineación de los componentes (Misch, 2008; Perel, 1977).

Si queremos mejorar la función estética y el ajuste de estas restauraciones, una opción es combinar el diseño del pilar y la estructura de la corona mediante sistema CAD/CAM (Chio and Hatai, 2011). Esta combinación evita el collar metálico que rodea al tornillo transversal, sustituyéndolo por uno de zirconio donde apoyarse (Chio and Hatai, 2011). Para conseguir una entrada correcta del tornillo es necesario un ajuste pasivo esencial para permitir el ajuste de los orificios. De hecho, el tornillo

sólo encaja si existe ajuste pasivo (Clausen, 1995) facilitando una correcta distribución de las fuerzas y evitando el aflojamiento de los tornillos (Sethi and Sochor, 2000)(FIGURA 9).



FIGURA 9. *Prótesis retenida mediante atornillamiento transversal fabricada por sistema CAD-CAM con pilares de titanio y supraestructura de zirconio.*

Para minimizar la pérdida del tornillo, éste debe presentar una longitud igual o superior a su diámetro (Norton, 1998; Blake, 1986) lo que resulta fácil de conseguir con tornillos de diámetro 1,4mm, sobre todo si se consigue un grosor correcto de la pared del pilar (Gervais and Wilson, 2008). Algunos autores (Clausen, 1995) recomiendan colocar un agente sellante entre la corona y el pilar para tapar los espacios vacíos o muertos y disminuir así la filtración de fluidos a la interfase entre el pilar y la prótesis.

En cuanto a la angulación de estos tornillos en relación al pilar, se

recomienda que sea perpendicular al eje del pilar para que aumente el número de espiras que encajan en el pilar (Barron, 1998; Bickford, 1995) mientras que otros diseños presentan una angulación de 65-70° con respecto al pilar (Podstata et al., 2007). Además, pueden ser apretados a mano o mediante un contraángulo de torque.

De las escasas referencias que hay en la literatura sobre atornillado transversal, en un estudio clínico sobre el comportamiento del atornillado transversal en prótesis implantosoportada (Sethi and Sochor, 2000), se analizaron 244 tornillos transversales presentes en restauraciones unitarias, puentes de dos a cuatro unidades, restauraciones de arcada completa, y en barras de sobredentaduras durante un periodo de 4 años comprendido entre 1994 y 1998. Se concluyó que las restauraciones presentaban una retención efectiva, una fácil retirada, una buena estética y contorno oclusal. Ningún tornillo transversal se aflojó durante este periodo, y cuando se retiraron para el estudio no presentaron dificultad ni complicación (Sethi and Sochor, 2000).

Por otro lado, uno de los pilares más empleados para el atornillamiento transversal es el pilar SynOcta TS que está formado por un pilar propiamente dicho que se atornilla desde oclusal a 35N al implante mediante un tornillo del pilar. A su vez, este pilar puede posicionarse en 16 posiciones distintas sobre el implante, pues un orificio para el tornillo transversal, que lo va a unir con la prótesis, está orientado hacia la superficie, y un segundo orificio hacia el canto del octógono permitiendo esta versatilidad de posiciones que escogeremos en virtud de la posición del implante (FIGURA 10). Sobre este pilar se sitúa un casquillo que formará parte de la estructura metálica de la corona y que irá unido al pilar mediante el empleo de un tornillo transversal que se aprieta a mano (FIGURA 11). Este casquillo puede ser de oro para sobrecolar (Au 60%, Pt 19%, Pd 20 %, Ir 1% con un intervalo de fusión 1400-1490°C) o bien un

casquillo de plástico para la técnica de colado convencional. Los casquillos de plástico están formados en un plástico calcinable con una vaina de rosca sobrecolable, de alto contenido en oro (Au 60%, Pt 19%, Pd 20%, Ir 1%, intervalo de fusión 1400-1490°C). Por otro lado, el tornillo transversal presenta espiras a lo largo de su cuerpo que se roscan en la estructura metálica de la corona. Su parte apical es cónica y se adapta al orificio del pilar haciendo de tope evitando el movimiento de la corona ante fuerzas extrusivas. Por tanto, el tornillo no va roscado sobre el pilar, sino que se adapta a él para evitar el movimiento.

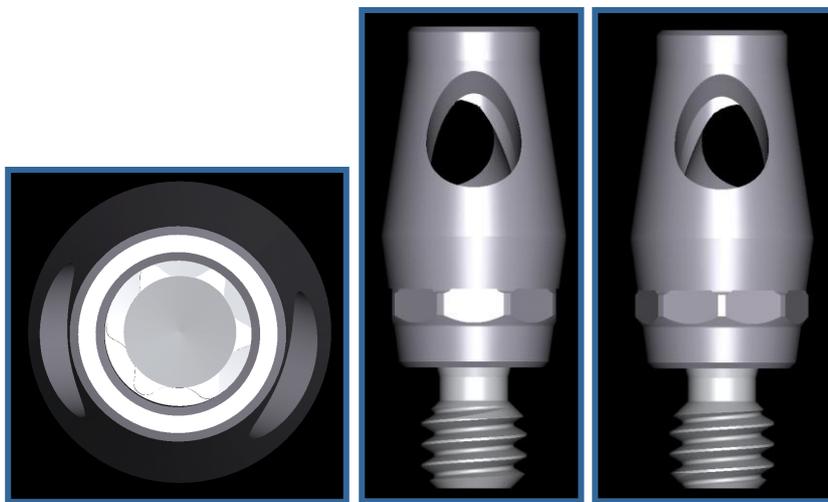


FIGURA 10. *Imagen que muestra la variación de los orificios de entrada del tornillo transversal en el pilar que permite conseguir 16 posiciones del pilar sobre el implante para la inserción del tornillo.*

Como hemos podido observar en diferentes estudios, el sistema de atornillado transversal se presenta como una buena opción para el tratamiento con PSI. Sin embargo, existen pocos estudios específicos sobre el comportamiento biomecánico de este sistema, limitándose a casos clínicos (Taylor, 2004, Chio and Hatai, 2011), técnica y sistemática de su elaboración (Gervais and Wilson, 2008), descripción de la técnica (Podstata

et al., 2007; Sutter et al., 1996; Clausen, 1995) y estudios clínicos (Sethi and Sochor, 2000). Puesto que la conexión al implante es igual a la del pilar SynOcta, la tasa de aflojamiento del mismo deberá ser similar, sin embargo no existen en la literatura al uso estudios del comportamiento biomecánico del tornillo transversal así como un estudio retrospectivo multicéntrico sobre su aflojamiento o pérdida.

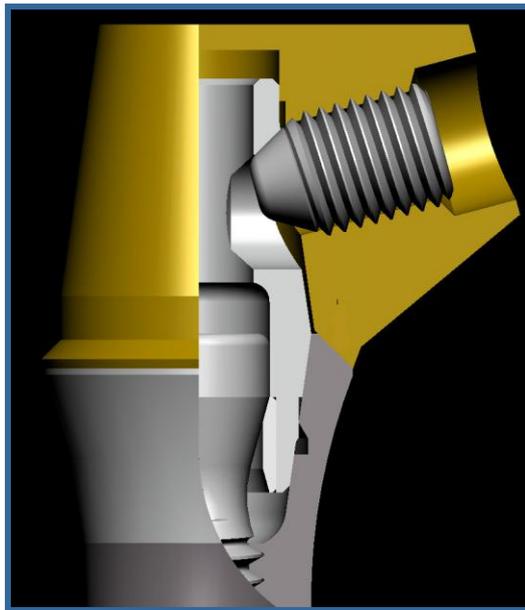


FIGURA 11. *Imagen del pilar SynOcta TS sobre el implante, tornillo del pilar, casquillo y tornillo transversal..*

Como resumen general, comentar que ambos sistemas de retención (prótesis atornillada y cementada) tienen sus indicaciones, así como sus ventajas e inconvenientes, y es obligación del clínico conocerlas para poder escoger en cada caso la opción más adecuada a la hora de rehabilitar un paciente e incluso tener en consideración la posibilidad de atornillamiento transversal.

2.3.-BIOMECÁNICA DE LA PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA: CARGA Y TRANSMISIÓN AL TERRENO DE SOPORTE (ESTRÉS/TENSIÓN) Y ADITAMENTOS PROTÉSICOS

Aunque es imposible identificar el verdadero “padre” de la biomecánica, es fácil sugerir que la biomecánica es tan antigua como la mecánica misma, encontrando que ya en el siglo XVI Leonardo da Vinci (1452-1519) estaba interesado en un medio por el cual el hombre podía volar lo que le motivó a estudiar el vuelo de los pájaros o en el XVI Galileo Galilei (1564-1642) se interesó en la fuerza de los huesos, y sugirió que los huesos son huecos para aportar la máxima resistencia con el mínimo peso. Robert Hooke (1635-1703), describió su famosa Ley de Hooke, donde describe cómo un cuerpo elástico se estira de forma proporcional a la fuerza que se ejerce sobre él, lo que dio lugar a la invención del resorte helicoidal o muelle, basada en gran parte en los experimentos en alambre, pero también pruebas biomecánicas en pelo, cuernos, seda, los huesos, los tendones, etc. (Timoshenko, 1983). Thomas Young (1773-1829) realizó estudios de materiales proponiendo una medida de la rigidez de diferentes materiales conocida en la actualidad como módulo de Young.

Aunque el interés en la biomecánica continuó durante finales del siglo XIX y principios del XX, la biomecánica no emergió realmente como objeto de estudio hasta mediados de 1960 debido a cuatro avances casi simultáneos que dieron lugar al despegue de la biomecánica moderna:

- 1.-El desarrollo de un marco teórico adecuado sobre el comportamiento mecánico de los tejidos.

- 2.- Renacimiento en mecánica continua no lineal, y, en particular, la elasticidad finita, viscoelasticidad y la teoría de mezcla tras la Segunda Guerra Mundial.

3.- El desarrollo de ordenadores para el control de experimentos, la reducción de grandes cantidades de datos, comprobación de hipótesis a través de simulaciones y resolución de problemas de límites y valores iniciales complejos. El desarrollo de la computadora digital, y en particular las máquinas basadas en transistores de la década de 1960, proporcionó un avance tecnológico que se necesita para el crecimiento de la biomecánica. Paralelamente a este avance tecnológico fue el desarrollo del método de elementos finitos, introducido en 1956, basándose en los avances matemáticos previos y desarrollado de manera significativa a lo largo de la década de 1960 hasta el punto de que Oden (1972) publicó un texto sobre los métodos de elementos finitos no lineales que era adecuada para mecánica del tejido.

4.- Por último, la década de 1960 marcaron la década de exploración de la Luna. Es evidente que una de las cuestiones esenciales generadas por la carrera espacial era: ¿cómo los seres humanos responden a las cargas asociadas con los viajes espaciales? Esta necesidad de una ciencia predictiva que se ocupa de los efectos de las cargas mecánicas sobre el cuerpo solidificó aún más la necesidad para un enfoque moderno de la biomecánica.

Por tanto, desde su mayoría de edad a mediados de 1960, la biomecánica jugará a partir de entonces un papel clave en la investigación básica y aplicada a las ciencias de la vida.

Si en su concepto más básico podemos definir la biomecánica como “la mecánica aplicada a la biología” (Fung, 1990), en realidad es mucho más que esto, puesto que a medida que aprendemos más sobre las características de los materiales vivos, encontramos que debemos ampliar nuestras ideas en modelos matemáticos y, de hecho, incluso algunos de nuestros postulados básicos y los conceptos de la mecánica. Por lo tanto, la biomecánica se define mejor como el desarrollo, extensión y la aplicación

de la mecánica con el propósito comprender mejor la fisiología y fisiopatología, así como el diagnóstico y el tratamiento de enfermedades y lesiones. Es decir, el objetivo general de la biomecánica es, y debe seguir siendo, la mejora general de la condición humana (Humphrey, 2013).

En general, la biomecánica es la ciencia que estudia las fuerzas internas y externas que actúan sobre el cuerpo humano y los efectos producidos por ellas (Hay, 1985). Si trasladamos este concepto a nuestro campo, resulta fácil comprender que la biomecánica estudiará las repercusiones y manifestaciones que se producen sobre los tejidos vivos por la actuación de las cargas o fuerzas mecánicas (Vega, 1996). En las restauraciones implantosoportadas estudiaremos por tanto cómo la fuerza generada por los músculos masticatorios se transfiere al hueso periimplantario y los diferentes componentes protésicos, factor que influye directamente en la longevidad y el éxito de nuestros tratamientos (Bidez and Misch, 1992).

Características de las fuerzas oclusales en implantología.

Las fuerzas que actúan sobre las prótesis implantosoportadas se expresan en cantidades vectoriales, es decir, poseen magnitud, dirección y sentido. Datos experimentales indican que los vectores de fuerza aplicados a los dientes e implantes durante la masticación son multivectoriales (Graf and Geering, 1977; Van Egiden, 1991) y varían desde una dirección totalmente vertical (a lo largo del eje longitudinal del implante) hasta llegar a ser cuasi-horizontales (perpendiculares al eje longitudinal)(Richter, 1995; Roberts et al., 1994). En cualquier caso, toda fuerza aplicada sobre una prótesis implantosoportada se representa por un vector que se puede descomponer en sus dos componentes: un componente normal o axial

paralelo al eje mayor del implante y un componente horizontal u oblicuo tanto mayor cuanto mayor sea la angulación de la fuerza. Cuanto mayor sea el componente horizontal, peor es el pronóstico de las restauraciones implantosoportadas (Misch, 2008) y mayor es el riesgo de fallo mecánico (Bidez and Misch, 1992).

A su vez, toda fuerza puede ser transmitida al implante y hueso periimplantario en forma de fuerzas de tracción (que tienden a separar los componentes del complejo implante-prótesis y a desinsertar el implante), fuerzas de compresión (que tienden a comprimir los diferentes elementos y a intruir el implante) y fuerzas de cizallamiento (que tienden a deslizar un cuerpo sobre otro). Las fuerzas de compresión son transmitidas principalmente por el componente axial y son bien toleradas por el sistema, por lo que tanto los componentes protésicos, el implante y el hueso periimplantario soportan bien las fuerzas compresivas. Sin embargo, las fuerzas de tracción como las de cizallamiento, transmitidas principalmente por el componente horizontal, son mal toleradas por el sistema pues transfieren tensiones importantes al crear altos momentos de rotación y son destructivas respecto al mantenimiento de la interfase hueso-implante (Bidez and Misch, 1992). Cabe recordar que 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, siendo hasta un 30% más débil ante fuerzas de tracción y un 65% para las fuerzas de cizallamiento o transversales (Reilly and 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 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 a su valor máximo y permanece constante (Gere, 2006). Por otro lado, se considera carga cuasi-estática a aquella que se mantiene estática durante un tiempo determinado, pero distribuida en ciclos de determinada frecuencia (Martin and Severns, 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 and Sevens, 2004; Vega, 1996), pudiendo ser cargas cíclico-estáticas(cuasi-estáticas) y cargas cíclico-dinámicas.

Magnitud de las fuerzas oclusales

Por otro lado, asociado a cualquier fuerza e independientemente del tipo que sea, es importante conocer su magnitud pues de ella también depende la forma en que se transmite al terreno de soporte. Durante la masticación, la mandíbula actúa como una palanca tipo III, en la que el fulcro (punto de apoyo) estaría en los cóndilos, la fuerza la realizarían los músculos de la masticación y la resistencia los dientes o restauraciones

implantosoportadas. 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, de la zona de la arcada donde se realiza pero también en función del método empleado para su medición donde se emplean habitualmente transductores de carga (Ahlberg et al., 2003). Para obtener la FMO se instruye al individuo sujeto a estudio a que aplique la máxima fuerza 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. La fuerza así registrada es una carga estática, que es la frecuentemente utilizada para los estudios de carga oclusal, aunque difiere de la fuerza de masticación normal empleada durante un uso rutinario que es dinámica y de impacto y de un valor inferior (Misch, 2005). Por tanto, conocer la FMO nos permite colocarnos en el peor de los supuestos y resulta extremadamente útil para actuar sobre el diseño de las restauraciones implantosoportadas.

En cuanto al valor de la fuerza así registrada, se ha establecido un rango de fuerzas muy amplio y que varía entre 20 y 2440N para el componente axial mientras que los componentes laterales solo lo hacen sobre los 30N (Brunski, 1988; Watanabe et al., 2005). Haraldson and Carlsson (1977) midieron 15.7 N para morder suavemente , 50,1 N para morder como al masticar , y 144,4 N para morder al máximo para 19 pacientes que habían sido tratados con implantes durante 3,5 años. Por otro lado, existen estudios que muestran que las fuerzas de masticación en pacientes portadores de prótesis implantosoportadas son comparables e incluso mayores que las de la dentición natural (Clelland et al., 1991; Curtis et al.; 2000; Haraldson and Carlsson, 1997) o como en el estudio de Carr and Laney (1987) que aumenta tras el tratamiento mediante e

implantes dentales. Otros estudios indican que en las medidas de carga estática, la fuerza de la mordida promedio es de 100 a 150 N en los hombres adultos, donde los hombres tienen mayor fuerza que las mujeres (Helkimo et al, 1977). Raadsheer et al. (1999) encontraron valores de fuerza media de 545,7 N en hombres (n = 58) y 383,6 N en mujeres (n = 61), donde la fuerza máxima medida fue de 888 N en hombres y 576 N en las mujeres. Además, conviene recordar que la mayor fuerza oclusal se produce en la zona posterior de la arcada por encontrarse ésta más próxima al eje de fulcro y disminuye progresivamente hacia la región incisal donde es 4-5 veces menor (Scott and Ash, 1966). Estos valores coinciden con los hallados por Jornéus et al. (1992) donde al evaluar la FMO en los pacientes objeto de estudio portadores de prótesis implantosoportadas encontraron para la región incisiva valores de 250N, 220N y 140N y 390N para la región premolar. Mericske - Stern and Zarb (1996) investigaron las fuerzas oclusales en un grupo de pacientes parcialmente desdentados rehabilitados mediante implantes ITI y prótesis implantosoportadas parciales fijas encontrando un valor medio de la fuerza oclusal máxima inferior a 200 N para los primeros premolares y molares y 300 N en los segundos premolares. Estos valores respaldan que los implantes colocados en la zona posterior de la boca se encuentran en mayor riesgo de sobrecarga, por lo que muchos autores recomiendan el uso de implantes más anchos y más largos para el tratamiento con implantes en la región posterior (O'Mahony et al., 2000; Linderholm and Wennstrom, 1997; Misch and Bidez, 1995; Bahat, 1993).

Por otro lado, en cuanto al valor de la fuerza horizontal, se cree que está directamente relacionado con la consistencia del bolo alimenticio y que puede ser reducido alterando la anatomía oclusal u orientando o ajustando la inclinación cuspídea (Weinberg and Kruger, 1995).

Además de lo comentado, debemos tener presente que en los pacientes bruxistas, además de presentar un aumento de la magnitud de la fuerza, también presentan mayor duración y e inclinación/angulación de la misma. Estos pacientes presentan valores de fuerza 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 inclinadas, predominan las de cizallamiento y tracción sobre las compresivas y tienen un alto componente de impacto y dinamicidad (Choy and Kydd, 1988; Gibbs et al., 1986; Mericske-Stern et al., 1996). Además en estos pacientes se puede producir la fractura de los materiales de las restauraciones implantosoportadas por fatiga debido al fenómeno conocido como fluencia de carga, que es una deformación progresiva que se expresa en un material al estar sometido a una carga constante (Misch, 2005). Por otro lado, la sobrecarga oclusal se considera como un factor etiológico determinante en las complicaciones biomecánicas de los tratamientos implantológicos, y se le asocia con pérdida de hueso marginal, fractura del material de revestimiento (porcelana o resina), rotura de la base de sobredentaduras, pérdida o fractura de tornillos del pilar e incluso pérdida del implante (Hsu, 2012).

Dirección de las fuerzas oclusales

Si la magnitud de las fuerzas es de principal importancia en el resultado del tratamiento protésico, no es menos relevante su dirección, ya que ésta influirá en la transmisión de la misma al terreno de soporte. Como es sabido, las fuerzas oclusales que actúan sobre las prótesis implantosoportadas rara vez son paralelas al eje del implante como es lo deseado y en este sentido, la oclusión es un factor importante a la hora de

establecer la dirección de la fuerza. El contacto entre las arcadas antagonistas produce contactos oclusales más o menos centrados con respecto a la cara oclusal de la restauración que van a dar lugar a un vector de fuerza que se transmitirá a través de los aditamentos protésicos al implante y hueso periimplantario. La dirección de estos vectores de fuerza no son predecibles y pueden cambiar durante los ciclos de masticación y van a depender de diferentes factores como la angulación de los implantes, la inclinación cuspídea (Rangert et al., 1989), la dirección de los músculos masticatorios (Van Eijden, 1991), la presencia o no de chimenea oclusal (Hebel and Grajjard, 1997) o la naturaleza del bolo alimenticio. Como resultado, se obtienen fuerzas oclusales en diferentes direcciones que van a dar lugar a diferencias significativas en la transmisión de la fuerza al complejo implante-prótesis (Van Eijden, 1991).

Como indica la literatura, las cargas verticales generan mucho menor estrés en comparación con las horizontales. 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 tanto, a mayor inclinación de una fuerza, mayor será su componente de cizallamiento y por tanto, más lesiva será la fuerza, de ahí que los métodos para reducir la tensión y con ello aumentar la longevidad del implante van encaminados en reducir el componente horizontal de la fuerza. Por otra parte, las cargas anguladas se han relacionado con el aflojamiento del tornillo de los componentes protésicos, junto con el descementado de las restauraciones y la fractura de la porcelana, por lo que el control de la dirección de las fuerzas oclusales puede ser uno de los factores más cruciales a evaluar durante la planificación del tratamiento con implantes (Misch, 2005).

Como consecuencia de lo comentado, se deduce que los implantes situados en una posición anterior de la arcada, van a ser más propensos a sufrir complicaciones. Esto es debido a la propia configuración anatómica de la zona anterior del maxilar y a la función protectora de los dientes anteriores que deben guiar a la mandíbula en los movimientos excursivos desocluyendo el sector posterior. En el caso de que las restauraciones implantosoportadas formen parte de la guía canina o de la guía anterior, las fuerzas generadas no serán axiales o cuasi-axiales al eje del implante, por lo que se debe prestar especial atención a su diseño y oclusión valorando la posibilidad de colocar más implantes, de mayor anchura o algún dispositivo que reduzca la tensión transmitida al sistema especialmente si estos pacientes son bruxistas donde aumenta el tiempo, magnitud y angulación de la fuerza (Misch, 2005).

Por otra parte y sumado a lo comentado hasta ahora, la fuerza oclusal no siempre incide en el centro de la cara oclusal de la restauración, sino que se aplica con frecuencia sobre la periferia de la restauración, con direcciones que crean brazos de palanca que causan fuerzas de reacción y momentos de rotación en el hueso (Smedberg et al, 1996; Richter, 1998). Este momento de rotación, torque o carga tensional es la capacidad lesiva de una fuerza oclusal y 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, situado en la unión más coronal entre el hueso y el implante. Su representación gráfica es el área de un paralelogramo/rectángulo (FIGURA 12), 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 momento de rotación y mayor es la capacidad tensional o lesiva de la fuerza oclusal. 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 entre el punto de aplicación de la fuerza hasta el centro del implante y cuanto más se aleje de los 90° el ángulo formado por la fuerza con su superficie de aplicación (White et al., 1994). La altura de la restauración va a actuar como un brazo de palanca hasta el centro de rotación del implante, por lo que para una fuerza dada, aquellos implantes que hayan sufrido reabsorción osea periimplantaria tendrán mayor momento de rotación en comparación con los que no han sufrido pérdida osea, porque la longitud de la corona está afectada de forma adversa (Bidez and Misch, 1992). El aumento en los factores que incrementan el momento de una fuerza puede dar como resultado la rotura de la interfase, reabsorción de hueso, pérdida del tornillo de la prótesis, o fractura de la restauración (Sahin et al, 2002). Por ello, el propio diseño de la restauración tiene que tener en cuenta ambos factores, la fuerza y el momento creado por la misma. En consecuencia, la fuerza transmitida a los implantes y las tensiones inducidas son particularmente dependientes del punto de aplicación de la carga sobre la prótesis (Assif et al., 1996; Brunski and Hipp, 1984).

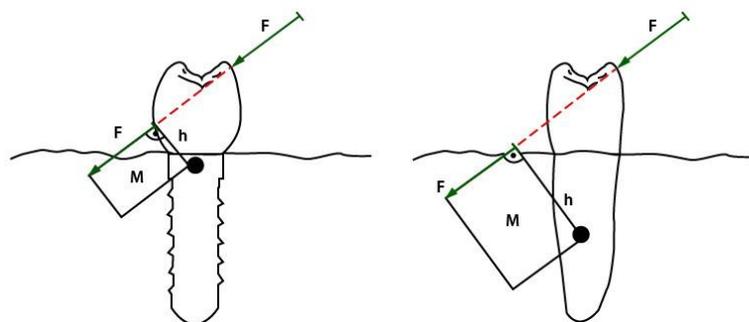


FIGURA 12: Área del rectángulo que representa gráficamente el momento de rotación de una fuerza F a una distancia h del centro de rotación de un diente e implante.

Transmisión de las fuerzas oclusales al terreno de soporte

Cuando sobre una fuerza 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. Dependiendo del componente de la fuerza se podrán generar tensiones de tracción, compresión o de cizallamiento o flexión y, al igual que la fuerza, el estrés tendrá un componente normal y otro de cizallamiento y tiene carácter tridimensional.

Además, asociado e inseparable al 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 ($\sigma = E\epsilon$), donde ϵ es la microdeformación y E el módulo de elasticidad. Su representación gráfica es una curva (FIGURA 13), siendo la pendiente el módulo de elasticidad de ese material y que de alguna manera predice cuánta deformación experimentará bajo la acción de una carga.

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.

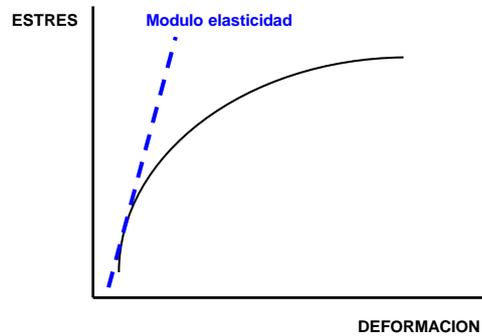


FIGURA 13. *Curva estrés-deformación de un material determinado con su módulo de elasticidad (pendiente de la curva).*

Aplicando lo comentado a nuestro ámbito, cuando una fuerza actúa sobre una restauración implantosoportada, se genera un vector de fuerza que se distribuye a través de implante hasta el terreno de soporte generando una tensión/deformación en los mismos que dependerá de sus características particulares. Las propiedades mecánicas de los materiales descritas para prever el comportamiento en cuanto a tensión/deformación de la interfase hueso-implante están establecidas en la Teoría de mecánica de sólidos (Timoshenko and Goodier, 1970). Esta tensión/deformación que se genera en el implante y hueso periimplantario va a tener una influencia importante en la longevidad de los implantes (Bidez and Misch, 1992) puesto que un determinado nivel de microdeformación del tejido óseo generado por la transmisión de las fuerzas oclusales es el estímulo mecánico para la respuesta biológica de remodelado y reabsorción ósea

pues los tejidos biológicos están preparados para interpretar la deformación y responder iniciando una actividad remodeladora (Cowin, 1989).

De acuerdo con los estudios y la teoría del mecanostato de Frost (1987, 1990, 1992, 1994, 1996, 2001, 2004) con su modelo de cuatro patrones histológicos de adaptación mecánica a la deformación y la revisión de Martin and Burr (1989), se ha propuesto que el hueso periimplantario necesita estar sometido a una serie de deformaciones para mantener su forma y densidad, cuyo valor oscila entre las 2000-3000 microdeformaciones (Stanford and Brand, 1999). Sin embargo, cuando los niveles de deformación están por encima de las 4.000 microdeformaciones (3000 según Frost) se produce una sobrecarga patológica, en la que predomina la reabsorción sobre la aposición/formación ósea en el proceso de remodelado óseo sobrepasando el umbral de tolerancia fisiológica del hueso y pudiendo causar microfracturas en la interfase hueso-implante (Roberts, 1993) (FIGURA 14).

Como valores de referencia 1 megapascal (Mpa) corresponde a 50 microdeformaciones equivalente a $0,1\text{kg/mm}^2$ o a 106 Newtons/m^2 , con lo que 3000 microdeformaciones equivalen a 60Mpa o 6 Kg/m^2 (Frost, 2004).

Para no alcanzar niveles de microdeformación de sobrecarga patológica debemos controlar todos los elementos problema como son implante, interfase y hueso periimplantario, así como de controlar el estrés transmitido entendiendo éste como fuerza por unidad de superficie.

En cuanto a los implantes, el control del dentista se circunscribe a seleccionar el sistema de implantes que por superficie, tamaño, diseño y geometría mejor distribuya y disipe el estrés. Se ha descrito que los implantes de superficie rugosa aumentan la superficie de contacto entre el hueso y el implante mejorando la transmisión del estrés a ese nivel haciéndolo disminuir y por tanto mejorando su comportamiento respecto a

los implantes de superficie lisa además de mostrar mayor estabilidad primaria (Boby et al., 1992; Pilliar et al., 1991; Buser et al., 1991; Buser et al., 1998). Con respecto a los implantes de superficie lisa, algunos estudios muestran que pueden producir pérdida de hueso marginal al tener menos superficie de contacto con el hueso, generando tensiones muy bajas (por debajo de las 100 microdeformaciones). Por lo tanto, los implantes con superficies lisas tienen un potencial inherente de experimentar desunión con el hueso, lo que conduce a la reabsorción ósea debido a la tensión (Pilliar et al., 1991) aunque por el contrario, también existen artículos que comparan ambas superficies presentando niveles óseos similares (Van Steenberghe et al., 2000; Moberg et al., 2001; Engquist et al., 2002).

MICRODEFORMACIONES	EFEECTO
< 200	ATROFIA POR DESUSO
200-2500	FISIOLOGÍA NORMAL (NIVEL DE ADAPTACIÓN)
2500-4000	SOBRECARGA LEVE
>4000	SOBRECARGA PATOLÓGICA
10.000-20.000	FATIGA/FRACTURA

FIGURA 14. Niveles de microdeformación y adaptación del hueso según la teoría del mecanostato.

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 localizan 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). En general, se ha establecido que el aumento en la densidad ósea mejora las propiedades mecánicas de la interfase por aumentar el módulo de elasticidad del hueso, pero también al disminuir los micromovimientos del implante, aumentando la estabilidad inicial, y la reducción de las concentraciones de tensión en el hueso de alta densidad (Holmes and Loftus, 1997; Kido et al., 1997). Cuanto más se asemeje el modulo del implante al de los tejidos biológicos, menor posibilidad de movimiento de la interfase hueso-implante. Además, conocer la distribución de la calidad del hueso en las diferentes regiones de los maxilares ayuda al clínico en la planificación del tratamiento con implantes dentales. Así, la calidad ósea tipo I y IV se encuentran con mucha menos frecuencia que los tipos II y III (Lekholm and Zarb, 1985). Aunque existen variaciones en la densidad de cada región, la calidad ósea tipo II predomina en la mandíbula y la calidad ósea tipo III es más frecuente en el maxilar superior. Ambas regiones anterior y posterior de la mandíbula se caracterizan a menudo por los tipos II y III, aunque en general, la mandíbula anterior tiene el hueso más denso, seguido de la parte posterior de la mandíbula, el maxilar anterior, y la parte posterior del maxilar (Truhlar et al., 1997). Desde un punto de vista

biomecánico, se cree que la tasa de supervivencia de los implantes es directamente proporcional a la densidad ósea (Jaffin and Berman, 1991). Sin embargo, Truhlar et al (1994) informaron que de 2.131 implantes, la mayor tasa de fracaso la experimentó el hueso tipo I, mientras que la calidad del hueso tipo II y III tenía las incidencias más bajas de fracaso de los implantes. Según Bahat (2000), la calidad y cantidad de hueso no tienen un efecto significativo en la supervivencia del implante, sino que las técnicas quirúrgicas empleadas son más importantes.

Por otra parte, el odontólogo puede controlar la tensión transmitida por las fuerzas oclusales hacia la interfase y hueso periimplantario mediante el manejo de la fuerza y la superficie sobre la que actúa. Como hemos comentado, la relación $\text{estrés} = \text{fuerza} / \text{superficie}$, por lo que para reducir el estrés, o aumentamos el denominador o reducimos el numerador. De este modo, conseguiremos reducir el estrés transferido al hueso periimplantario aumentando la superficie de carga funcional que se consigue aumentando el diámetro, la longitud y el número de implantes (Anitua et al., 2010). 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 por otra parte, distribuyendo 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, $\text{deformación} = \text{estrés} / \text{módulo de elasticidad}$, es no alcanzar niveles de deformación para una respuesta patológica de los tejidos biológicos periimplantarios.

Transmisión del estrés a los aditamentos protésicos

Las fuerzas producidas por los músculos masticatorios inciden sobre la cara oclusal de las restauraciones implantosoportadas y desde ahí se transmiten a todos los componentes (corona, pilar, tornillos) antes de incidir en el implante y hueso periimplantario. Las características de los materiales así como la conexión entre los distintos componentes pueden afectar a la transmisión de la tensión entre los mismos, pudiendo dar como resultado un cambio en la tensión transmitida a la interfase hueso-implante.

Como ya hemos comentado, la morfología de la corona puede afectar a la transmisión de la tensión por cuanto su altura y también su anchura pueden generar brazos de palanca debido a las cargas periféricas aumentando el momento de flexión así como la tensión transferida a la interfase ósea (Hebel and Grajjard, 1997). La interfase hueso-implante parece soportar cierto grado de desviación del punto de aplicación de la carga, sin embargo, este hecho también produce un incremento en el porcentaje de complicaciones protésicas como pérdida del tornillo o rotura (Kallus and Bessing, 1994; Celletti et al., 1995) lo que se puede controlar por tanto con el diseño de la restauración, donde se prefieren cargas axiales pues las periféricas pueden ser dañinas (Misch and Bidez, 1994; Brunski, 1988; Weinberg, 1993; Misch, 2008). Además, relativo al diseño de la restauración, es importante conocer el grado de inclinación cuspídea, pues durante la masticación, se generan vectores de fuerza perpendiculares a ésta y que van a influir en la transmisión de la tensión al resto de componentes. En un estudio de Weinberg and Kruger, (1995) se observó que por cada 10 grados que se aumentaba la inclinación cuspídea había un incremento de aproximadamente el 30% de la carga en el implante y prótesis mientras que

por cada 10 grados en que se incrementaba la inclinación del implante se producía un aumento del 5% de la carga en el complejo implante/prótesis.

Por otra parte, independientemente de su diseño pero de igual importancia, puesto que las prótesis implantosoportadas transmiten tensiones al hueso periimplantario, el cociente de absorción de la fuerza del material de la prótesis ha sido un tema de interés para muchos investigadores. Skalak (1983), propuso que el uso de dientes de resina acrílica sería útil para la protección del impacto producido por las fuerzas oclusales sobre los implantes y Brånemark et al (1985) también han recomendado el uso de resina acrílica como el material de elección para las superficies oclusales de las prótesis implantosoportadas. La elasticidad de este material se propuso por tanto como una protección contra los efectos negativos de las fuerzas de impacto y microfractura de la interfase hueso-implante. Sin embargo, la literatura no es concluyente en su efecto sobre la absorción de choque (Davis et al.,1988; Gracis et al., 1991; Cibirka et al.,1992; Hobkirk and Psarros, 1992; Sertgöz, 1997; Stegaroiu et al., 1998a). De hecho, las resinas acrílicas presentan desventajas técnicas y mecánicas. Por ejemplo, debido a su baja resistencia al desgaste, se pueden producir contactos prematuros después de varios meses tras la colocación de la prótesis, además de presentar peor estética y duración y mayor retención de placa y pigmentación. Por otro lado, aunque no produzcan absorción de las fuerzas, las superficies de porcelana son actualmente las más utilizadas por sus ventajas estéticas, de duración, estabilidad del color, biocompatibilidad y resistencia. Aunque la elección del material de la prótesis todavía permanece como un tema de controversia y discusión, existe un consenso general de que no tiene ninguna influencia en la supervivencia de los implantes (Brunski et al., 2000).

Biomecánica de la Unión atornillada

Tras incidir sobre la superficie oclusal de la restauración y verse modificada por sus características, la fuerza se distribuye por el resto de componentes. Puesto que tanto en la prótesis atornillada como en la cementada siempre es necesaria la participación de tornillos para la unión entre los componentes, es importante el conocimiento de la unión atornillada para comprender la distribución y repercusión de las fuerzas oclusales en todo el conjunto.

La unión atornillada se utiliza comúnmente en diferentes ámbitos de la mecánica debido a las ventajas que presentan, como la capacidad para desarrollar fuerzas de unión y la facilidad de deshacerlas para su retirada, mantenimiento o reparación de los elementos que une. Entendemos por “fuerzas de sujeción” o “fuerzas de unión” aquellas que mantienen unidas las partes de la unión atornillada y “fuerzas de separación de la unión” a aquellas que tienden a separar las partes (Alkan et al., 2004). La fuerza de unión se desarrollará acercando las partes al girar el tornillo en sentido horario produciendo en éste una elongación axial y su valor depende de la rigidez de los elementos a unir (Pai and Hess, 2002a). Las dos formas más comunes de pérdida o fallo de la unión atornillada sujetas a cargas dinámicas son la fatiga y la pérdida inducida por vibración reduciendo la fuerza de unión y conduciendo al fallo de la unión atornillada, dando lugar a un gasto económico extra o incluso a la pérdida de los componentes.

El aflojamiento o pérdida de la unión atornillada ha sido un tema de interés en la mecánica general y no sólo en la biomecánica implantológica en las últimas seis décadas. Los primeros estudios sobre la materia (Goodier and Sweeney, 1945; Sauer et al., 1950) se centraban en su pérdida debido a cargas dinámicas que actúan a lo largo del eje del tornillo. Su

pérdida bajo fuerzas axiales se ha atribuido a la dilatación de la rosca interna del implante debido a una deformación radial gobernada por el coeficiente de Poisson de los materiales y que conduce a una pérdida de la fricción del tornillo y de su efecto de trinquete. Sin embargo, estudios experimentales realizados en la década de 1960 por Junker (1969) mostraron que el aflojamiento es más grave cuando la unión atornillada se somete a cargas dinámicas perpendiculares u oblicuas a su eje y que la pérdida se produce como resultado de una reducción de la fricción circunferencial como resultado de un deslizamiento entre el tornillo y las roscas debido a las cargas de cizallamiento.

Para llevar a cabo uniones seguras, los tornillos deberían ser tensionados para producir una fuerza de unión mayor que la fuerza externa que tiende a separar la unión (Jörneus et al., 1992). Para evitar que se afloje un tornillo, no es necesario eliminar totalmente las fuerzas de separación, pero sí que hay que hacerlas disminuir por debajo del umbral de la fuerza de sujeción. Si la unión no se separa al aplicar una fuerza, el tornillo no se soltará. Así pues existen dos maneras de resolver este problema: O se aumenta la fuerza de sujeción, o se disminuye la de separación (Misch, 1993).

La fuerza de unión es normalmente proporcional al torque, fuerza o par de apretado (Patterson and Johns, 1992) siendo importante que a cada tornillo se le dé el torque que indica el fabricante para evitar posibles complicaciones pues tienen propiedades mecánicas diferentes de acuerdo a su tamaño, diseño y composición metalúrgica (Hebel and Gajjar, 1997). El torque que se le aplica al tornillo se transforma en una fuerza de tensión dentro del tornillo (precarga) y bajo esta tensión el tornillo mantiene los 2 componentes unidos (la prótesis al pilar o el pilar al implante)(Jornéus et al., 1992). Por tanto, la precarga es la carga inicial en la tensión del tornillo

(Sakaguchi and Borgersen, 1995) y se traduce como una fuerza de unión entre los componentes (Mc Glumphy et al., 1998). La fuerza de precarga creada en el tornillo debería estar dentro del límite elástico del tornillo (Haak et al., 1995) y éstos deberían apretarse hasta el 50-75% de su módulo de elasticidad para proveer una fuerza de unión óptima (Shigley, 1987). Sin embargo, otros autores encuentran que el torque aplicado al tornillo no es totalmente transferido en forma de precarga (Shigley, 1987; Brener, 1977), sino que parte de este par se gasta para superar la fricción entre los componentes. Así, alrededor del 50 % de la energía que transmite el par de apriete se gasta para superar la fricción entre la cabeza del tornillo de tope y la superficie de apoyo, en torno al 40 % del par aplicado se utiliza para superar la fricción de la espira y sólo el 10 % produce la tensión del tornillo. Como resultado, la precarga de la junta efectiva es menor que el torque aplicado (Shigley, 1987).

Para que la precarga del tornillo se mantenga estable, es necesario que la unión de los componentes de la unión atornillada sea perfecta, es decir, que exista ajuste pasivo, entendido como la máxima congruencia entre las superficies contactantes. Si esta unión es perfecta, se crea una zona de unión continua alrededor de la circunferencia de la unión atornillada lo que favorece la disipación de la tensión entre los componentes y no al tornillo evitando su aflojamiento y favoreciendo que las fuerzas verticales se transmiten directamente al implante. En cambio, esto no ocurre así cuando existe una discrepancia (gap) entre las superficies contactantes de la unión atornillada.

En esta situación, si existe una desadaptación de esta unión atornillada, las fuerzas de precarga y las oclusales se transmiten al tornillo pudiendo producir su pérdida (Hebel and Gajjar, 1997) o rotura. Algunos autores como Jemt et al. (1991b) establecieron que “probablemente no será posible conectar prótesis múltiples con un ajuste pasivo completo en la

situación clínica”, por lo que la tensión en el tornillo inherente al desajuste o desadaptación de la unión atornillada va a estar siempre presente.

Mecanismo de aflojamiento del tornillo

Conocidos los requisitos para que la unión atornillada se mantenga estable, es importante conocer el mecanismo por el cual se produce el aflojamiento de los tornillos, más cuando se trata de una de las complicaciones más frecuentes en prótesis implantosoportadas. La explicación más antigua del aflojamiento bajo una fuerza de cizallamiento fue propuesta por Junker (1969). Si tenemos un bloque apoyado sobre un plano inclinado, este se mantiene inmóvil debido a la fuerza de fricción en ausencia de una carga externa (FIGURA 15).

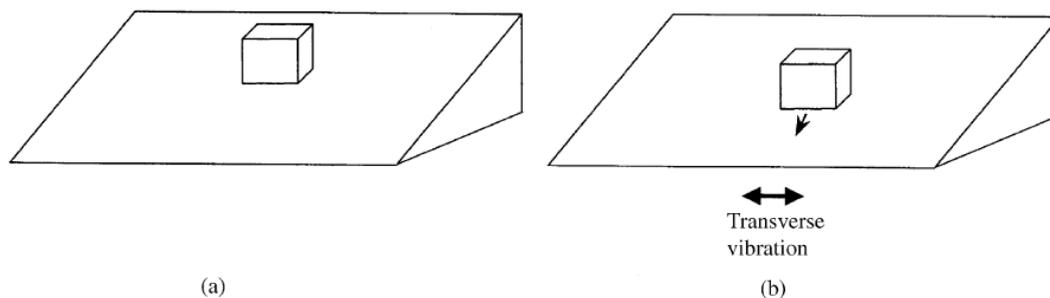


FIGURA 15. *Imagen de un bloque sobre un plano inclinado (a) y sometido a vibración en sentido transversal (b).*

Cuando el plano inclinado es sometido a una vibración transversal que supere la fricción entre el bloque y el plano inclinado, el bloque no solo se deslizará en la dirección de la fuerza transversal sino que descenderá por el plano inclinado. Se ha referido (Junker, 1969) que esto sucede porque tan pronto como la fricción es superada debido a vibración transversal, la

unión se vuelve “libre de fricción” y queda expuesta a las fuerzas que actúan sobre ella. Aplicando esto a la unión atornillada, se ha establecido que tan pronto como la fuerza de cizallamiento aplicada sobre la restauración supere la fricción que mantiene unidos los componentes entre sí y la fuerza de la precarga, la unión atornillada se vuelve “libre de fricción circunferencial” y se producirá la pérdida de la unión (Junker, 1969).

El aflojamiento por definición requiere un deslizamiento entre las superficies unidas, más concretamente requiere un deslizamiento circunferencial en el sentido del aflojamiento o lo que es lo mismo, contrario a las agujas del reloj. Para que haya deslizamiento entre los componentes de la unión atornillada, la fuerza de unión dada por la precarga y la fricción debe ser superada por las fuerzas de separación de la unión. Se hace necesaria una fuerza actuando en la dirección del aflojamiento y en segundo lugar, el sumatorio de esas fuerzas debe ser mayor que la fuerza de fricción que mantiene la unión atornillada. Incluso aunque no haya fuerza externa actuando, la propia geometría helicoidal de las espiras del tornillo contribuye al deslizamiento del tornillo, como el bloque lo hacía sobre el plano inclinado (FIGURA 15).

Según describe Bickford (1995) y más tarde Pai and Hess (2002a y 2002b), la pérdida del tornillo se produce en dos etapas: en la primera, las cargas externas que actúan en el sentido del aflojamiento producen un deslizamiento de la rosca que contribuye a la pérdida gradual de la precarga. Esta fuerza debe ser mayor que la fuerza de fricción y la de la precarga para producir su pérdida. En la segunda fase, la reducción de la precarga se produce por debajo del nivel crítico, permitiendo a la rosca girar libremente dando lugar a vibraciones y micromovimientos que conducen a la pérdida de la unión atornillada. Una vez se ha alcanzado esta segunda etapa, la unión atornillada deja de realizar la función para la cual

fue pensada y falla (Pai and Hess, 2002a). En la primera etapa, el deslizamiento producido bajo la acción de una carga puede ser completo o localizado dependiendo que se desplacen la superficie de contacto por completo o sólo en una parte, lo que a su vez depende del valor de la carga que actúa sobre el sistema y de la deformación elástica del tornillo. El deslizamiento completo requiere que las cargas que actúan sobre la unión atornillada sean lo suficientemente grandes para vencer la fricción durante todo el contacto mientras que para que se produzca un desplazamiento localizado se necesitan cargas de cizallamiento más bajas que las requeridas para un deslizamiento completo. A su vez el desplazamiento puede producirse a nivel de la cabeza o de las espiras del tornillo y de la combinación de estos 4 supuestos se producirá el aflojamiento del tornillo (Pai and Hess, 2002b). Estos autores describen que para que se produzca un deslizamiento localizado de la unión atornillada se necesita una magnitud de la fuerza de cizalla del 9% de la precarga mientras que para que se produzca un deslizamiento completo se necesita casi el doble de carga (el 16% de la precarga)(Pai and Hess, 2002b). Por tanto, para evitar la pérdida del tornillo, debemos asegurarnos que la fuerza de cizallamiento que actúa sobre la unión atornillada sea inferior a la requerida para causar pérdida por deslizamiento localizado (Pai and Hess, 2002b). Los mismos autores también encuentran que el 73% de la precarga, se distribuye por las primeras tres espiras del tornillo, que concentran la mayor parte de la fricción, por lo que una vez éstas son superadas, comienzan a deslizarse las espiras inferiores. Por tanto, la distribución de las cargas en las espiras influye en el proceso de aflojamiento del tornillo.

Para evitar el aflojamiento, la precarga debe ser mayor que las fuerzas que tiende a separar la unión. En su libro, Bickford (1995) afirma que la estabilidad de una junta atornillada está influenciada primariamente por la precarga establecida y que cuanto mayor sea la precarga de un

tornillo, hasta un máximo igual al límite de fractura, mayor será la resistencia a la pérdida y más estable será la unión, de otra manera, la fuerza de vencimiento del tornillo se excederá, causando pérdida y potencial deformación del tornillo (Jornéus, 1992; Mc Glumphy et al., 1998; Haak et al, 1995).

En este sentido, el papel del coeficiente de fricción también es un tanto contradictorio: por un lado, un coeficiente de fricción bajo genera una precarga más alta para un determinado par de apretado, pero, por otro lado, un coeficiente de fricción bajo resulta en bajas fuerzas de fricción y por tanto mayor facilidad para producir deslizamiento de la rosca (Elias et al., 2006). Para mantener la precarga y por tanto, la integridad de la unión atornillada, la fricción entre los componentes debe ser mayor que las fuerzas de separación: la fuerza que actúa sobre la restauración, el momento de pérdida o aflojamiento debido a la precarga y la geometría helicoidal del tornillo. Cualquier fuerza oblicua va a generar un momento de rotación en el tornillo a través de los tres planos del espacio, produciendo una deformación elástica en el tornillo debido al cociente de Poisson de los materiales produciendo un deslizamiento que favorece la pérdida de precarga y con ello su aflojamiento (FIGURA 16). Por tanto, la precarga, la fuerza de cizallamiento y el momento de rotación del tornillo así como la geometría contribuyen a una fuerza de reacción de las espiras que contribuye al aflojamiento (Pai and Hess, 2002a).

El propósito de los intervalos de tolerancia es el de admitir un margen para las imperfecciones en la manufactura de componentes, ya que se considera imposible la precisión absoluta desde el punto de vista técnico, o bien no se recomienda por motivos de eficiencia. El nivel o margen de tolerancia se refiere pues al límite o límites de variación permitidos respecto a la dimensión real y cuando están armonizados minimizan la

posibilidad de desplazamiento de los componentes entre sí dando como resultado una disminución en el aflojamiento de las uniones atornilladas producida por los mecanismos antes descritos. Por el contrario, cuando los niveles de tolerancia no están alineados, pueden causar un impacto negativo en la estabilidad y durabilidad de la restauración así como un aumento en el aflojamiento de los tornillos.

Según Weis et al. (2000), en estos sistemas, el coeficiente de fricción es controlada por el proceso de fabricación y se ve afectada por las propiedades metalúrgicas de los componentes, el diseño y la calidad del acabado de la superficie. La presencia y la cantidad de lubricante (la saliva, fluido periimplantario, y/o sangre) entre los componentes de acoplamiento del implante, que es clínicamente impredecible, también puede afectar el coeficiente de fricción. El coeficiente de fricción disminuye a medida que la cantidad del lubricante aumenta (Elias et al., 2006).

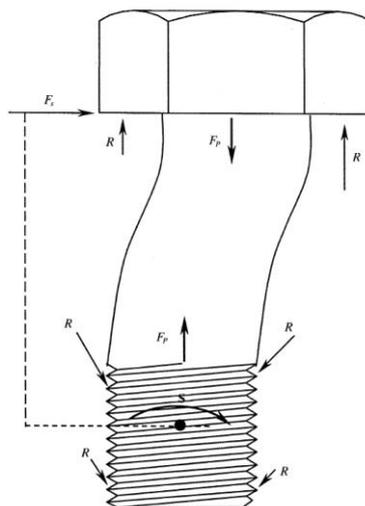


FIGURA 16. *Momento de rotación generado en un tornillo debido a la acción de una fuerza de horizontal.*

Características de la conexión cónica implante/pilar

Como hemos visto hasta ahora, la unión entre los distintos componentes de las prótesis implantosoportadas requiere una serie de características para llevar a cabo su buen funcionamiento. Este hecho cobra especial importancia cuando los componentes a unir son el pilar con el implante pues de esta unión depende la estabilidad y éxito a largo plazo del tratamiento (Stanford, 2002; Steinebrunner et al., 2008). Los diseños armonizados entre el pilar, el tornillo y el implante procuran lograr una óptima resistencia y distribución de la carga en todo el sistema (Merz et al., 2000; Norton, 1997) así como distribuir la fuerza al interior del implante para proteger al tornillo ante cargas excesivas (Niznick, 1991; Binon, 1996).

Los implantes de conexión externa, presentan menor superficie de contacto entre la plataforma del implante y el pilar, y las cargas se transmiten en mayor proporción al tornillo del pilar, dando como resultado la pérdida, rotura o aflojamiento del tornillo como complicación más frecuente. Sin embargo, actualmente casi todos los sistemas de implante se inclinan por los mecanismos de conexión interna (Sutter et al., 1993; Sutter et al., 1996), que aprovechando la superficie de fricción entre el pilar y el implante, y con pares de torsión discretos se obtienen fuerzas de sujeción muy importantes sin sufrimiento de los tornillos por fatiga.

De entre los sistemas de conexión interna, cabe destacar la conexión tipo cono morse de 8 grados, como la del sistema SynOcta de Straumann, donde se crea un cierre de fricción similar al cono morse utilizado en ingeniería mecánica e industrias relacionadas (por ejemplo la aeroespacial). Cualquier superficie metálica cónica acoplada a menos de un ángulo de 8° crea un ajuste por fricción que cierra mecánicamente (Scacchi et al., 2000). Este concepto está apoyado por el hecho de que el torque de

aflojamiento del tornillo es 7-24% mayor que el torque de apretamiento en el momento de su colocación, en comparación con el diseño de tornillo en la conexión externa donde el torque de aflojamiento es aproximadamente un 10% más bajo que el de apretamiento (Sutter et al., 1993; Norton, 1997). Entre sus características, este tipo de conexión puede minimizar el riesgo de aflojamiento de los pilares reduciendo con ello las complicaciones mecánicas (Merz et al., 2000; Behr et al., 1998), consigue una alta precisión de ajuste evitando el micromovimiento y filtración gracias a la longitud de su superficie de contacto con el implante, presentando además un buen sellado y oposición a las fuerzas laterales (Dibart et al., 2005). La forma cónica ofrece una excelente distribución de las cargas del pilar hacia el implante evitando la aparición de niveles máximos de tensión en el implante, el pilar y su tornillo (Merz et al., 2000; Norton, 1997). Además, permite conseguir un buen reposicionamiento vertical del pilar (Sutter et al., 1993) así como resistir fuerzas de palanca (Norton, 1997; Norton, 1999; Levine et al., 1997; Levine et al., 1999; Chee et al., 1999).

Como hemos visto, el empleo actual de conexiones o juntas protésicas mejoradas, tipo cono morse (Merz et al., 2000; Behr et al., 1998), puede minimizar los riesgos de aflojamiento de los pilares. Sin embargo, a pesar de la mejora en la conexión implante/pilar, la frecuente tasa de aflojamiento de los tornillos transclusales es inherente a todos los sistemas de implantes (Kallus and Bessing, 1994), independientemente de su conexión pilar-implante.

2.4.- DEL ANÁLISIS CON ELEMENTOS FINITOS Y OTROS MÉTODOS DE EVALUACIÓN DEL ESTRÉS EN PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA.

En la actualidad, las técnicas empleadas para evaluar el estrés/deformación producidos al aplicar una carga sobre las restauraciones implantosoportadas comprende el uso de cálculos matemáticos (Sato et al., 2000; Weinberg and Kruger, 1995), estudios de fotoelasticidad (Clelland et al., 1993), el análisis mediante elementos finitos (AMEF) de dos o tres dimensiones (Holmgren et al., 1998; Stegaroiu et al., 1998a y b) y el análisis o estudio mediante galgas extensiométricas (extensometría) (Glantz et al., 1984; Merickse-Stern et al., 1996).

La fotoelasticidad es una técnica experimental para la medición de esfuerzos y deformaciones que se basa en el uso de luz para dibujar figuras sobre piezas de materiales isótropos, transparentes y continuos que están siendo sometidas a esfuerzos y cuya medición se logra al evaluar el cambio del índice de refracción de la pieza al someterse a una carga. Por otra parte, los estudios mediante extensimetría nos permiten medir la deformación, presión o carga *in vivo* o *in vitro* mediante un sensor basado en el efecto piezorresistivo, que es la propiedad que tienen ciertos materiales de cambiar el valor nominal de su resistencia cuando se le someten a ciertos esfuerzos y se deforman. En su forma más común, consiste en una lámina metálica fijada a una base flexible y aislante que, adherida (o incrustada) al objeto cuya deformación se quiere medir, se va a deformar en función a como lo hace el objeto de estudio, provocando una variación en su resistencia eléctrica (Glantz et al., 1993; Glantz et al., 1984; Assif et al., 1996; Glantz et al., 1991; Cehreli et al., 2002; Clelland et al., 1995). Estudios comparativos han revelado que existen contradicciones entre los datos o valores obtenidos de estudios mediante fotoelasticidad y por

extensiometría en cuanto a la cuantificación de la deformación (Clelland et al., 1993; Brosh et al., 1998; Clelland et al., 1995).

Por el contrario, el AMEF se presenta como un método prometedor en cuanto sus resultados son comparables a los obtenidos mediante estudios con extensiometría (Baiamonte et al., 1996; Keyak et al., 1993) a los que ha superado por cuanto éstos sólo sirven para estudiar estructuras sólidas externas (superficie de conectores rígidos en prótesis, retenedores protésicos, extensiones en voladizo o el hueso que rodea a los implantes dentales), mientras que con el AMEF es posible estudiar todo tipo de estructuras tanto externas como internas (Akça et al., 2002).

Así, el AMEF es un método analítico matemático mediante el cual es posible calcular el comportamiento mecánico de una estructura una vez se ha dividido ésta en un conjunto de elementos más pequeños, cada uno de ellos definido por las propiedades mecánicas del material que representa (módulo de elasticidad, coeficiente de Poisson, etc.). Si bien los fundamentos matemáticos de este método se remontan a comienzos del siglo XX, se puede afirmar que la aplicación práctica de esta técnica se produjo por primera vez en los años cincuenta en la industria aeronáutica. Posteriormente, al principio de los años 60 se utilizó para solventar problemas estructurales en la industria aeroespacial desde donde se ha extendido a otros campos donde ha demostrado su eficacia como herramienta a la hora de diseñar y calcular numerosos productos, desde grandes obras civiles hasta aplicaciones domésticas, automóviles, aviones y una larga lista de construcciones de ingeniería civil.

Tras popularizarse a raíz de la publicación del primer libro dedicado por completo a este método a cargo de Zienkiewicz and Cheung (1967), la primera aplicación de análisis por elementos finitos en biomecánica fue presentada en la década de los 70 por Brekelmans et al. (1972) y, desde entonces, el número de aplicaciones en la materia ha crecido enormemente.

Además, a medida que la capacidad de cómputo de los ordenadores ha ido en aumento, ha sido posible el análisis de problemas cada vez más complejos, incluyendo aspectos relacionados con el funcionamiento del cuerpo humano, especialmente de sistemas biomecánicos.

En nuestro campo, Weinstein et al. (1976) fueron los primeros en aplicar el AMEF a la implantología y a partir de entonces su uso se ha extendido rápidamente (Atmaram and Mohammed, 1983a; Atmaram and Mohammed, 1983b; Mohammed et al., 1979; Borchers and Reichart, 1983). De hecho, en las 2 últimas décadas, el AMEF se ha convertido en una herramienta útil en implantología, sobre todo en lo que respecta a predecir los efectos de las cargas en los implantes, hueso y aditamentos protésicos (Geng et al., 2001). A diferencia de los análisis experimentales y los estudios clínicos, la modelización mediante elementos finitos proporciona una serie de datos adicionales a los de los experimentos de laboratorio, permitiendo, entre otras cosas, investigar condiciones fisiológicas sin ningún tipo de limitación, optimizar el diseño de los componentes a estudiar, ensayar condiciones hipotéticas, supera los modelos sintéticos, en cadáveres o animales, que suelen tener muchas limitaciones, además de un precio elevado y un tiempo de ejecución largo. De este modo, el AMEF se convierte en un sistema que permite simular el comportamiento de restauraciones implantoportadas así como comprobar cómo cambian los patrones de tensión y deformación del conjunto modificando las variables a estudiar, lo que nos permitirá conocer más sobre problemas clínicos como el aflojamiento y fractura del tornillo y/o implante así como la influencia de la sobrecarga oclusal en la remodelación ósea periimplantaria.

No obstante, su aplicación no está exenta de limitaciones, ya que son muchas las variables a considerar y modelar como es la geometría de la corona, aditamentos protésicos, implante y hueso de soporte, las

propiedades de los materiales, las condiciones de contorno y las características de la interfase entre hueso e implante (Korioth and Versluis, 1997; Van Oosterwyck et al., 1998) entre otros, lo que precisará de modelos muy sofisticados. Para ello, se emplean técnicas avanzadas de imagen digital para modelar la geometría de los componentes con gran detalle siendo necesario considerar la naturaleza isotrópica o no de los materiales y las condiciones de contorno necesarias. Además, existe gran dificultad a la hora de modelar la interfase entre hueso e implante por tanto hay que valorar el grado de oseointegración en el hueso cortical y trabecular ya que los modelos de elementos finitos son muy sensibles para los valores del modulo de Young asignados y su complejidad aumenta cuanto mayor sea la porción de hueso a modelar (Petrie and Williams, 2007). Finalmente, una vez los modelos de elementos finitos han sido validados y obtenida su implementación en el ordenador, pueden convertirse en potentes instrumentos para el estudio en implantología, recreando a bajo precio y en poco tiempo las condiciones a estudiar.

Por otra parte, el AMEF permite estudiar la transmisión de las cargas a los diferentes componentes del sistema, simulando la interacción entre los implantes y el hueso circundante, para lo que hay que tener en cuenta los factores que influyen en la transferencia de carga como son: tipo de carga, propiedades de los materiales de la prótesis y del implante, geometría del implante así como su superficie, naturaleza y grado de unión de la interfase hueso-implante, la cantidad y calidad de hueso circundante y por último pero no por ello menos importante, el tipo de conexión entre el implante y la prótesis (Geng et al., 2001), donde se han incrementado los estudios con elementos finitos centrados en los problemas biomecánicos que engloban la unión atornillada y el fenómeno de la pérdida del tornillo, sobre todo en restauraciones unitarias donde es más frecuente (Jemt, 1991; Carlson and Carlsson, 1994; Sakaguchi and Borgersen, 1993; Versluis et al., 1999).

Tipo de carga

Es importante tener en cuenta a la hora de realizar estudios con elementos finitos no sólo los componentes verticales u horizontales de la fuerza, sino también el oblicuo, por cuanto éste representa las condiciones y direcciones oclusales más desfavorables y nos presentará en el peor de los supuestos (Holmgren et al., 1998). Hay que destacar en este sentido un estudio de Barbier et al. (1998) que investigaron la influencia de las cargas axiales y no axiales sobre los fenómenos de remodelación ósea alrededor de implantes IMZ en mandíbula de perro al comparar los valores obtenidos con AMEF y los obtenidos en el modelo animal. Al finalizar el estudio, hallaron una gran relación entre la distribución de la tensión calculada y los fenómenos de remodelación, llegando a la conclusión que las zonas de mayor remodelación ósea en el modelo animal coinciden con las regiones de mayor tensión en el modelo de elementos finitos y que la principal diferencia entre la remodelación producida por la carga axial y no axial viene determinada por el componente horizontal de la fuerza, haciendo hincapié en la importancia de reducir estas cargas horizontales. Por otro lado, Zhang and Chen (1998) compararon el efecto de la carga estática y dinámica en un estudio con AMEF variando el modulo de elasticidad de los implantes, encontrando mayor tensión en la interfase hueso-implante en los modelos con carga dinámica así como un mayor nivel de estrés cuando se aumentó el módulo elástico. También en esta línea, Papavasiliou et al. (1996) emplearon este método para valorar el efecto del tipo de carga sobre coronas implantosoportadas unitarias, llegando a la conclusión que las cargas oblicuas y superiores a 200N eran las responsables de mayores niveles de estrés a nivel del hueso periimplantario. Por otro lado, además de su dirección, es importante tener en cuenta la localización o punto de

aplicación de la carga, pues éste influirá también en su forma de distribución. Así, en el estudio de Eskitascioglu et al. (2004) encontraron que al aplicar una carga de 300N sobre una restauración implantosoportada unitaria en un punto, o repartida en dos puntos de 150N cada una o en tres puntos con 100N cada carga, concluyeron que las cargas repartidas en dos o tres puntos sobre la superficie oclusal presentaban mejor distribución del estrés en el implante y hueso en comparación a la aplicada en un solo punto. Por tanto, es necesario tener en cuenta todas las condiciones de carga a la hora de emplear elementos finitos realistas.

Propiedades de los materiales de la restauración

Como hemos comentado en otro apartado, existen controversias sobre el tipo de material a utilizar para reducir la tensión transmitida a la interfase hueso-implante y muchos son los estudios con elementos finitos que intentan dar respuesta a esta incógnita. Si en su estudio de mecánica clásica Skalak (1983) propone que el empleo de materiales elásticos como la resina para las coronas de las restauraciones implantosoportadas podría reducir las tensiones producidas sobre el implante al morder un objeto duro, Benzing et al. (1995) recomiendan el empleo de materiales rígidos debido a que el empleo de materiales con un módulo de elasticidad más bajo produce tensiones mayores en el lado de aplicación de la carga al comparar coronas de diferentes materiales. Estudios más recientes realizados con AMEF como el trabajo de Assunção et al. (2009) estudian cuál es la combinación de materiales más favorable para elaborar restauraciones unitarias implantosoportadas con diferente grado de desajuste, encontrando que el tipo de material, rígido o elástico, no influía de manera significativa en la forma de distribución ni en los valores de tensión sobre el terreno de soporte, no así el desajuste, que se relacionaba

con mayor nivel de tensión en el implante y tornillo de retención al compararlo con coronas perfectamente ajustadas. Lo mismo encuentran Santiago Junior et al. (2013), al estudiar también con el AMEF la distribución de la tensión en el hueso al aplicar una carga de 200N vertical y de 100N en dirección oblicua en una restauración implantosoportada unitaria, donde varía el diámetro del implante de hexágono externo y el material de la corona (resina compuesta , resina de acrílico , porcelana , y corona de Cr-Ni), encontrando que no hubo diferencias en la distribución de tensión en el tejido óseo al variar el material de recubrimiento ante diferentes condiciones de carga mientras que los implantes de mayor diámetro mejoran la transferencia de cargas oclusales al hueso de soporte y disminuyen el pico de estrés sobre todo ante cargas oblicuas que eran más perjudiciales que las axiales en cuanto a su distribución. Sin embargo, cuando se trata de prótesis múltiples, el empleo de materiales con un módulo de elasticidad más bajo, sí parece disminuir los niveles de tensión/deformación transferidos al hueso, tal y como encuentran Tiozzi et al. (2012) al comparar la resina acrílica frente a la porcelana en una prótesis implantosoportada de dos unidades y Meriç et al. (2011) al comparar coronas metalcerámicas con otras de fibra de vidrio y composite formando un puente de tres unidades. Por el contrario, Stegariou et al (1998) emplean el AMEF para evaluar la distribución de tensiones en el hueso, implante y pilar cuando se utilizó una aleación de oro, porcelana o resina (acrílico o composite) para la confección de una prótesis de tres unidades, encontrando que en casi todas las situaciones, la tensión en la interfase hueso-implante fue similar o mayor cuando se empleó resina que en los modelos con oro o porcelana, mientras que otros autores (Hobkirk and Psarros, 1992; Cibirka et al., 1992) no pudieron encontrar diferencias significativas en el cociente de absorción de fuerzas entre oro, porcelana y resina.

Geometría del implante: longitud, diámetro, forma y superficie.

Uno de los factores más importantes en la transmisión del estrés al terreno de soporte y por tanto del éxito de nuestro tratamiento es la geometría del implante siendo éste un factor significativo en la tensión creada en el hueso. Como hemos visto, la tensión es directamente proporcional a la fuerza e inversamente proporcional a la superficie sobre la que ésta actúa ($T=F/S$), por lo que aumentando la superficie del implante, mejorará la distribución de la tensión, encontrándose hasta 11 variables que influyen sobre la superficie funcional de un implante (Strong et al., 1998). En este sentido, un implante cónico proporciona una superficie un 30% menor que un implante cilíndrico del mismo tamaño y un implante de 10mm con diez espiras tiene más superficie que uno de su misma longitud pero con menos espiras. Además, tendrá más superficie cuanto mayor sea la profundidad de las roscas. El AMEF nos permite modificar estas variables y ver su comportamiento ante diferentes situaciones clínicas. Así, en un estudio Matsushita et al. (1990) observaron que la tensión en el hueso cortical era inversamente proporcional al aumento del diámetro del implante al aplicar tanto fuerzas verticales como laterales, llegando a la conclusión que el aumento del diámetro del implante proporciona una mejor distribución de la tensión. Por el contrario, Holmgren et al. (1998) encontraron que el empleo de implantes de diámetro ancho no es siempre la mejor opción cuando se considera la distribución de tensión en el hueso periimplantario, sino que existe un tamaño de implante ideal para cada situación mejorando así la distribución de la tensión en la interfase hueso-implante. En cuanto a la longitud del implante, Lum (1991) encontró que la distribución de la tensión se localiza principalmente en la cresta ósea, lo que justifica el empleo de implantes

cortos cuando el paciente no presenta parafunciones y tiene un hueso de soporte en buenas condiciones, aumentando su número y longitud en caso contrario. Finalmente, debemos destacar el estudio de Anitua et al. (2010), donde estudiaron la influencia de la longitud, diámetro y geometría del implante en la distribución de la tensión en el hueso periimplantario con AMEF al aplicar una fuerza de 150N a 30° de angulación, encontrando que el efecto del diámetro del implante sobre la distribución de la tensión en el hueso era más significativo que el efecto de su longitud o su geometría (forma). Además, también encontraron que la mayor tensión se localizó alrededor del cuello del implante y se distribuyó hasta su sexta espira con independencia del parámetro estudiado, concluyendo que el empleo de implantes de diámetro ancho puede ser lo más apropiado para disipar las fuerzas y reducir la tensión en el hueso periimplantario. Adicionalmente, también encuentran que el empleo de implantes cortos pero de diámetro ancho puede ser una alternativa razonable en zonas de poca altura ósea.

Como hemos visto, el AMEF es una herramienta computacional efectiva que ha sido adaptada desde la ingeniería a la biomecánica dental permitiendo optimizar las características de diseño de los implantes dentales y que permitirá aplicarlas a nuevos sistemas de implantes en el futuro (Geng et al., 2001).

Calidad y cantidad de hueso

La sobrecarga oclusal es una de las principales causas de la remodelación ósea periimplantaria, por lo que el conocimiento del tipo y calidad de hueso nos permitirá conocer la forma en que éste se adaptará ante la aplicación de cargas (Clift et al., 1992; Lum and Osier, 1992). En este sentido, muchos son los estudios con elementos finitos que han intentado valorar el comportamiento del hueso de soporte ante diferentes

situaciones de carga, encontrando en la mayoría que las tensiones producidas por una fuerza oclusal se concentran alrededor del cuello del implante, donde éste toma contacto con el hueso (Geng et al., 2001) confirmando la teoría del haz complejo. Ante fuerzas oblicuas de gran magnitud, el límite elástico del hueso periimplantario puede ser superado y conducir a microfracturas en el hueso cortical, por lo que es importante que este hueso sea de buena calidad para tolerar bien dichas tensiones puesto que de lo contrario se produciría un fallo por fatiga a este nivel y posterior remodelación (Clift et al., 1992). En un estudio con AMEF Holmes and Loftus (1997) examinaron la influencia de la calidad ósea en la transmisión de las fuerzas oclusales, encontrando que los modelos con mayor grosor de cortical y mayor densidad dieron como resultado una disminución del micromovimiento y una disminución en la concentración de tensiones, lo que está en concordancia con el estudio de Sevimay et al. (2005a) donde emplearon este método para valorar el efecto de una carga oclusal de 300N, repartida en dos cargas de 150N aplicadas sobre la cúspide vestibular y la fosa distal de una restauración unitaria implantosoportada, sobre diferentes calidades de hueso (D1, D2, D3 y D4) encontrando que la distribución y valor de la tensión se veía afectado dependiendo del tipo de hueso empleado, siendo mayor los picos de tensión para el hueso D3 y D4 encontrándose distribuidos a nivel del cuello del implante y hueso circundante y los valores de tensión fueron menores para la calidad de hueso D1 y D2 que además mostraron una distribución más homeogénea, llegando a la conclusión que la tensión disminuye conforme aumenta el módulo de elasticidad y por tanto la calidad del hueso.

Por otro lado, la mayoría de estudios con elementos finitos suelen considerar una oseointegración del 100%, hecho que no es lo frecuente en la práctica diaria, donde se encuentran porcentajes de oseointegración entre el 58 y el 81% (Wadamoto et al., 1996). Así, para valorar la influencia del

grado de oseointegración (25,50,75 y 100%) así como la calidad de hueso (II, III y IV) en la tensión y deformación transferida al hueso, Kurniawan et al., (2012) aplican una fuerza de 100 Mpa sobre la superficie oclusal de un implante unitario. Los resultados mostraron que el hueso menos denso presenta mayor tensión y deformación, especialmente en la región cortical. Los implantes que presentan mayor grado de oseointegración producen mayor tensión pero menor deformación. También encuentran que tanto el tipo de hueso como el grado de oseointegración afectan de manera significativa la relación tensión-deformación y que para conseguir una tensión y deformación más bajas, se necesita hueso más denso y mayor grado de oseointegración, concluyendo que para considerar un nivel de tensión adecuado en un hueso poco denso, se necesita mayor grado de oseointegración.

Es importante por tanto para el éxito clínico tener siempre presente estos factores. Algunos como la longitud del implante, su diámetro y por tanto geometría así como el material de la restauración, se pueden cambiar fácilmente. Sin embargo, la calidad y cantidad de hueso deben ser evaluados clínicamente y debe influir en la selección del tipo de implante, mientras que también se debe considerar la magnitud de las fuerzas oclusales mediante el diseño de la prótesis y el número de implantes.

Conexión implante-prótesis

Finalmente, en la literatura encontramos las complicaciones debidas a la conexión entre el implante y el pilar como un problema clínico común, especialmente en restauraciones implantosoportadas unitarias (Jung et al., 2008; Quek et al., 2008; Hsu et al., 2009), siendo cada vez más los estudios con elementos finitos que estudian el comportamiento biomecánico de la unión atornillada (Sakaguchi and Borgersen, 1993;

Jornéus et al., 1992; Haack et al., 1995; Versluis et al., 1999) así como el tipo de conexión (Merz et al., 2000; Balik et al., 2012; Yamanishi et al., 2012; Chang et al., 2013a; Freitas-Junior et al., 2012) para dar solución a esta problemática clínica.

Como ya hemos visto, el aflojamiento de los tornillos es una complicación mecánica que ocurre independientemente del tipo de conexión y que está presente en un alto porcentaje en las restauraciones implantosoportadas, por lo que su estudio o análisis mediante elementos finitos cobra especial importancia. Pai and Hess (2002a) encuentran mediante estudios experimentales que el aflojamiento se produce por fatiga y por vibración del tornillo, produciéndose un deslizamiento completo o localizado de la rosca y la cabeza del tornillo y de cuya combinación se produce el aflojamiento. Posteriormente, mediante un estudio con AMEF, modelizan estos cuatro procesos de aflojamiento encontrando que el aflojamiento puede ocurrir ante cargas de cizallamiento relativamente bajas debido al proceso de deslizamiento localizado (Pai and Hess, 2002b). En otro estudio, Alkan et al. (2004) estudiaron la distribución de la tensión en los tornillos precargados bajo la acción de fuerzas horizontales, verticales y oblicuas en tres conexiones implanto-protésicas diferentes (conexión externa y conexión interna ITI con corona atornillada y cementada), encontrando un aumento del estrés en el pilar y tornillo protético ante fuerzas horizontales en los tres modelos. Sin embargo, cuando se aplicaron fuerzas verticales la tensión disminuyó para los implantes de conexión externa y los de conexión interna con prótesis atornillada, mientras que aumentó en el pilar de la prótesis cementada. Ante fuerzas oblicuas, la tensión disminuyó para el pilar y tornillos del implante de hexágono externo y para el pilar del implante de conexión interna atornillada, mientras que aumentó para el tornillo del implante de conexión interna atornillada y el pilar de la cementada. En los tres casos, la mayor tensión

tanto en el tornillo del pilar como de la prótesis se encontraba a nivel del cuello/tallo del tornillo. También estudiando el comportamiento de la unión atornillada, Sergötz (1997) encontró en un estudio con AMEF que la mayor concentración de estrés se encontró en la conexión entre la cabeza y la primera espira del tornillo protésico en prótesis parcial fija implantosoportadas atornilladas de arcada completa.

Por otra parte, otros autores se centran en el estudio de la precarga del tornillo mediante elementos finitos. Así, Pesun et al. (2001) encontraron que al aplicar una carga compresiva axial sobre tornillos precargados, se produce una disminución en la cantidad de torque requerido para remover el tornillo. En esta línea, Lang et al. (2003) proponen en otro estudio con elementos finitos que para conseguir aumentar la precarga y con ello evitar el aflojamiento de los tornillos, es necesario disminuir el coeficiente de fricción de los tornillos, mientras que otros autores (Guda et al., 2008) han propuesto emplear lubricantes, aumentar el torque de apretado así como emplear materiales con mayor módulo elástico.

El empleo de elementos finitos para valorar la tensión transmitida al tornillo y con ello la zona de posible fallo o comienzo del aflojamiento, es una herramienta útil si bien requiere un correcto modelado de la geometría del tornillo, así como una correcta asignación de las propiedades de los materiales y el coeficiente de fricción.

Con respecto al tipo de conexión, cabe destacar el estudio clásico con AMEF llevado a cabo por Merz et al. (2000) donde compara el comportamiento de una conexión hexagonal externa frente a la conexión interna de 8 grados del sistema Straumann SynOcta. Al aplicar una fuerza de 380N a 0, 15 y 30 grados de inclinación sobre un pilar macizo de 6 grados atornillado sobre un implante de diámetro estándar y comparado con el implante de conexión externa, presenta mejor comportamiento ante

todas las situaciones de carga, presentando una disipación de la tensión gracias a la conexión cónica, mientras que en la conexión externa el mayor pico de tensión recae sobre el tornillo de unión. Sin embargo, cuando dicha conexión se emplea para implantes de diámetro reducido (3,3mm de diámetro) sobre el que se atornilla un pilar macizo de 6 grados, y al que se aplica una fuerza de 300N de forma vertical y oblicua, Akça et al.(2003) encuentran que ante estas fuerzas, la tensión se localiza a nivel del tornillo y del cuello del implante donde está próxima al módulo de elasticidad del titanio y por tanto el cuello de este implante es una zona de fractura potencial si se somete a momentos de flexión altos.

Puesto que la conexión interna se ha considerado como la más apropiada en la transmisión del estrés al hueso preimplantario, el tipo de conexión interna ha sido ampliamente estudiado mediante elementos finitos. De este modo, Quaresma et al. (2008) valoran la tensión transferida al hacer incidir una fuerza de 100N sobre la cúspide vestibular de una corona de paladio-porcelana en dos implantes, uno de conexión hexagonal interna y otro de conexión cónica interna. Tras la aplicación de la carga, encontraron que la prótesis de conexión hexagonal interna produce mayor tensión en el hueso y la prótesis mientras que presenta menor tensión en el pilar. Por el contrario, la conexión cónica interna presenta menor tensión en el hueso y la prótesis pero mayor en el pilar. También en otro trabajo Balik et al. (2012) estudió la transmisión de la tensión sobre cinco tipos diferentes de conexiones implante-pilar al aplicar una fuerza de 100N vertical y 50N horizontal y oblicua sobre la superficie oclusal de la corona. Encontraron que el tipo de conexión que menos tensión transmitía al hueso de soporte era la hexagonal interna mientras que la que más tensión producía en el hueso era la hexagonal externa, lo que también se repetía a nivel del tornillo del pilar. En cuanto al pilar, el que mayor tensión sufría era la conexión tipo cono morse y el que menos el pilar tipo cono morse

pero con tornillo integrado. Con respecto al implante, el que más tensión sufría era el que presentaba conexión externa y el que menos el de conexión hexagonal interna. En otro estudio de implantes ITI de conexión interna Wu et al. (2010) estudiaron el comportamiento biomecánico de un pilar individualizado mediante CAD-CAM y otro convencional para restaurar un implante ITI aplicando dos fuerzas de 150N paralelas al implante y al eje del pilar (22,5°). No hubo diferencias estadísticamente significativas entre los dos pilares, encontrando los mayores picos de tensión a nivel del cuello del implante, vértice del pilar y la primera espira del tornillo en ambos modelos.

Otros estudios además de la tensión transferida a los diferentes componentes, se centran también en el micromovimiento producido tras la aplicación de la carga, lo que puede dar lugar a complicaciones mecánicas y filtración en los componentes. Así, Yamanishi et al. (2012) estudiaron la influencia del tipo de cuello de implante y de conexión en la tensión transferida al hueso periimplantario y en el micromovimiento producido. Al estudiar la conexión externa, la conexión cónica interna y cuello plano y la conexión cónica con cuello cónico, observaron que los implantes de conexión cónica y cuello cónico invertido son los que menor tensión transmiten al hueso periimplantario y menor micromovimiento producen. Los pilares con conexión externa son los que se pueden perder con mayor facilidad debido a la tensión que sufre el tornillo y los cónicos los que menos tienden a perderse. Asimismo, también encuentran para todos los modelos estudiados que la tensión se localizaba para todas las fuerzas a nivel del cuello del implante y en la primera espira mientras que en el tornillo lo hacía de manera uniforme salvo para el tornillo del implante de conexión externa en el que se producía mayor tensión a nivel de la cabeza y la mitad del tornillo. En otro estudio con elementos finitos, Saidin et al. (2012) estudian también el micromovimiento y la tensión producida al

incidir sobre cuatro conexiones implante-pilar diferentes (hexagonal interna, octogonal interna, cónica interna y trilobulada) una fuerza de 300N vertical y de 100N con una angulación de 30 grados, encontrando que tanto la conexión hexagonal como la octogonal presentan patrones similares de micromovimiento y distribución de la tensión, mientras que la conexión cónica presenta la mayor cantidad de micromovimiento y la trilobulada la menor, concluyendo que aquellas conexiones que presentan sistema antirrotacional presentan menor micromovimiento, previniendo así la formación de microespacios. En cuanto a la tensión, la mayor la presenta la hexagonal, seguida de la cónica, octogonal y trilobulada. Además, la tensión tiende a localizarse en el vértice de los pilares, lo que puede dar lugar a microfracturas y formación de microespacios. Estos micromovimientos y vibraciones debidos a las fuerzas oclusales pueden llevar a complicaciones mecánicas como el aflojamiento de los tornillos y las fracturas del pilar o implantes (Balik et al., 2012).

Finalmente, destacar el estudio de Freitas-Junior et al. (2012) donde estudiaban el comportamiento biomecánico de los pilares, tornillos e implantes mediante análisis con elementos finitos y test de fatiga cuando el sistema presentaba estrechamiento de plataforma o no y si se empleaban implantes de conexión externa o interna bajo la acción de una fuerza de 300N bajo una angulación de 30 grados. Encontraban que para los implantes de hexágono externo, los tornillos fracturaban a nivel de la tercera espira, lo que se correspondía con el mayor pico de tensión en los mismos en los modelos con elementos finitos. Para la conexión interna, se producía la fractura por fatiga a nivel de la parte más estrecha del pilar y tornillo (collar cervical del pilar). Por otra parte, cuando se reducía el diámetro del pilar para implantes de conexión externa se incrementaba un 41% la tensión en el pilar, mientras que para implantes de conexión interna, esta reducción del diámetro suponía un aumento en la tensión del pilar del

53%. Los tornillos presentaban un aumento en su tensión del 19 y 11% cuando se realizaba estrechamiento de plataforma para la conexión externa e interna respectivamente. El porcentaje de supervivencia para la conexión interna fue del 99% para ambos grupos mientras que para la conexión externa fue del 53% para el modelo con estrechamiento de plataforma y del 93% para el modelo sin estrechamiento. La importancia de este estudio radica en que los resultados obtenidos mediante test de fatiga se ven reflejados en los hallados con AMEF, lo que permite pensar que las zonas sometidas a mayor tensión son las más propensas a la fractura.

III. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS

3.1.- Formulación de la hipótesis

3.2.- Objetivo general

3.3.- Objetivos específicos

3.1. HIPÓTESIS

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

“El atornillamiento transversal en prótesis unitaria implantosoportada transmite menos estrés al conjunto implante-hueso periimplantario y aditamentos protésicos que el atornillamiento transoclusal ”

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.

3.2. OBJETIVO GENERAL

El objetivo general o principal que pretendemos alcanzar es:

“Mostrar que la tensión/deformación transmitida al terreno de soporte (implante y hueso periimplantario) y aditamentos protésicos (corona, pilar y tornillos) de una prótesis unitaria implantosoportada de atornillamiento transversal es diferente en magnitud, localización y distribución que cuando se emplea el atornillamiento transoclusal”.

Planteado el objetivo principal es más comprensible y útil formular otros objetivos específicos.

3.3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

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

1. Medir y cuantificar la cantidad de tensión-deformación transferida al terreno de soporte (implante y hueso periimplantario), bajo carga axial de masticación, en restauraciones unitarias implantosoportadas con diferentes sistemas de atornillamiento (transoclusal y transversal).
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 unitaria implantosoportada de atornillamiento transversal y transoclusal.
3. Comparar y señalar la influencia del tipo de atornillamiento empleado 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 diferente tipo de atornillamiento, 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 la dirección de la carga oclusal y tipo de atornillamiento empleado.

6. Mostrar y especificar la localización y distribución del estrés en el implante, hueso periimplantario y aditamentos protésicos para cada tipo de atornillamiento en función de la dirección de la carga oclusal.
7. Señalar la influencia de la axialidad o no de la fuerza oclusal y del tipo de atornillamiento empleado en la localización y distribución de la tensión-deformación en las restauraciones unitarias implantosoportadas.
8. Comparar e indicar cuál de las variables (dirección de la carga, tipo de atornillamiento) 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

- 4.1.- Modelo de trabajo o espécimen
- 4.2.- Modelización de los componentes
- 4.3.- Procedimiento de registro y medida
- 4.4.- Análisis estadístico

4.1. MODELOS DE TRABAJO O ESPECÍMENES

Para dar respuesta a la hipótesis de trabajo y los objetivos planteados inicialmente se decide realizar un estudio *in vitro* mediante análisis con elementos finitos utilizando para ello dos modelos de trabajo que simulan la rehabilitación mediante prótesis unitaria implantosoportada a nivel del segundo premolar mandibular izquierdo de un paciente, empleando para el primer modelo una restauración de Cr-Co y porcelana feldespática atornillada transvesralmente y para el segundo, la misma restauración con atornillamiento transoclusal sobre los que simularemos diferentes situaciones de carga.

Ambos modelos de trabajo están formados por una porción de **hueso** humano a nivel del segundo premolar mandibular, como hicieron otros autores (Natali et al., 2006a, 2006b), de calidad tipo A-2 de acuerdo con la clasificación de Lekholm and Zarb (1985) por ser éste el que se encuentra de forma más habitual en la mandíbula (Sahin et al., 2002)(FIGURA 17).

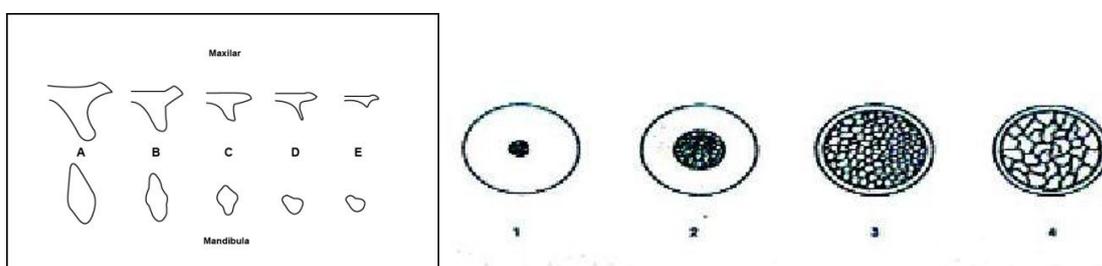


FIGURA 17: *Clasificación de Lekholm and Zarb de los diferentes tipos de hueso según sus dimensiones y calidad.*

Este bloque de hueso está formado por un núcleo de hueso trabecular denso rodeado por una gruesa capa de hueso cortical denso. Puesto que

ambos tipos de hueso (cortical y trabecular) presentan diferencias estructurales, se consideró necesario atribuir diferentes propiedades mecánicas a cada uno de ellos tal y como hicieron otros autores (Sevimay et al., 2005a; Natali et al., 2006a), 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), teniendo estos dos últimos un grosor de 1mm en sentido horizontal .

Sobre la porción de hueso descrita, se introduce un **implante** Standard Plus de Straumann Dental Implant System (ITI; Instut Straumann AG, Waldenburg, Switzerland) de 4,1 mm de diámetro y 10 mm de longitud tal y como hicieron Alkan et al. (2004) (FIGURA 18).



FIGURA 18: *Imagen del implante ITI empleado en nuestro estudio para su modelización.*

Dicho implante está realizado en una aleación de titanio, concretamente el Ti6Al4V (Sevimay et al., 2005a) y se caracteriza por presentar en su plataforma un hombro de 45° que permite una distribución óptima de las cargas y mínimo microespacio entre implante y prótesis. La zona del cuello mide 1,8mm en altura, es de superficie lisa no tratada y se

encuentra por encima del hueso permitiendo un manejo de los tejidos blandos teniendo en cuenta la anchura biológica. Para la unión con el pilar, presenta una conexión tipo cono morse de 8° de inclinación que permite una distribución uniforme de la carga así como uniones estables entre el implante y el pilar, evitando que éste rote gracias a la presencia de un octógono interno que garantiza un reposicionamiento preciso de la prótesis al tiempo que provee resistencia ante fuerzas rotacionales bajo cargas funcionales y parafuncionales (Sutter et al., 1996). La región intraósea del implante es cilíndrica con la punta redondeada y presenta un paso de rosca continuo, con superficie SLA (Sand-blasted, Large grit, Acid-etched), que está chorreada y grabada con ácido, y pertenece al grupo de superficies moderadamente rugosas.

Hasta ahora, tanto la porción de hueso como el implante son comunes para ambos modelos. Sin embargo, en cuanto al **pilar**, en nuestro estudio empleamos dos pilares con diferente morfología pero que presentan idéntica conexión al implante. Así, en el primer modelo empleamos el pilar SynOcta TS para coronas y puentes de atornillamiento transversal (Sutter et al., 1996) (FIGURA 19).

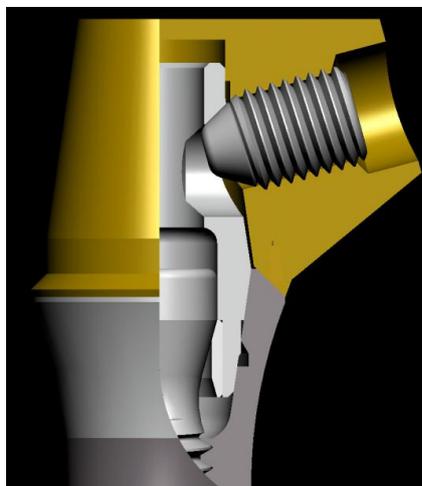


FIGURA 19. *Imagen del pilar SynOcta TS sobre el implante, tornillo del pilar, casquillo y tornillo transversal.*

Este pilar consta de tres partes: cuerpo, tornillo de base y un anillo de soporte que es microsoldado por láser al cuerpo del pilar. La base del pilar SynOcta TS se conecta al implante mediante un cono morse de 8 grados y un sistema antirrotacional octogonal y se atornilla a 35N mediante un tornillo del pilar. Este **tornillo** de base tiene una altura de 4mm y un diámetro de 2mm y presenta una cabeza cónica de 15° a través de la cual transmite la fuerza de tensión hacia el anillo de soporte mejorando la unión de la base con el implante, al mismo tiempo que se alcanza un torque de aflojamiento que es prácticamente idéntico al de apretamiento. Por otra parte, la porción externa del pilar presenta una altura de 4mm y unas paredes paralelas de 6 grados de inclinación así como un sistema antirrotacional octogonal que facilita el correcto posicionamiento de restauraciones unitarias evitando su rotación sobre la plataforma del implante. A su vez, este pilar admite 16 posiciones diferentes sobre el implante, al presentar dos orificios para el tornillo transversal, uno orientado hacia la superficie, y otro segundo orificio hacia el canto del octógono permitiendo esta versatilidad de posiciones escoger la más adecuada en virtud de la posición del implante (FIGURA 20) y poder así dar respuesta a todas las situaciones clínicas (Higginbottom, 1997; Mendonca et al., 2002).

Para el segundo modelo, empleamos el pilar SynOcta 1,5 para prótesis atornilladas transoclusalmente que, como hemos comentado, su porción interna o base presenta las mismas características que el pilar SynOcta TS en cuanto al tipo de conexión y tornillo empleados. Sin embargo, su porción externa o cuerpo es diferente, presentando una altura de 1,5 mm y un sistema antirrotacional octogonal que impide la rotación de la corona sobre el implante (FIGURA 21).

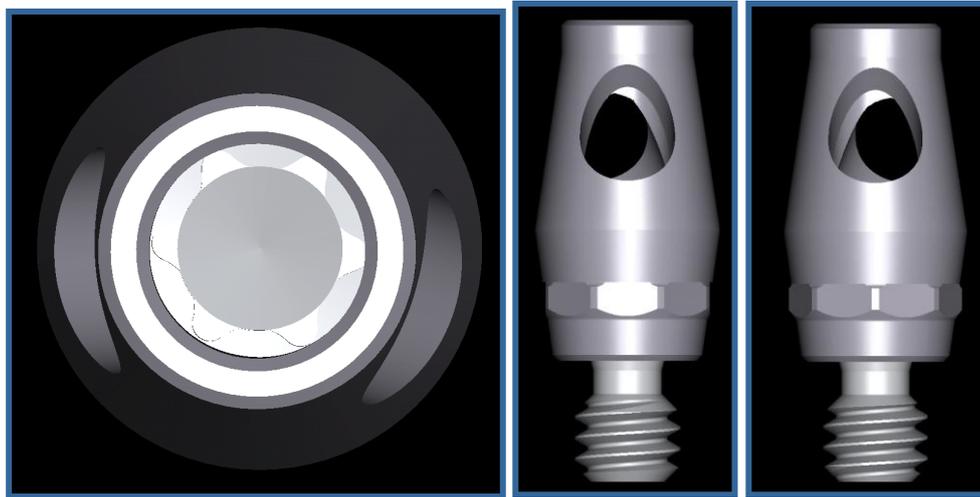


FIGURA 20. *Imagen que muestra la variación de los orificios de entrada del tornillo transversal en el pilar que permite conseguir 16 posiciones del pilar sobre el implante para la inserción del tornillo.*



FIGURA 21. *Imagen del pilar SynOcta 1,5.*

Para completar el conjunto, en ambos modelos se utilizó una **corona** de Cr-Co como estructura interna o núcleo de la restauración recubierta por porcelana feldespática de acuerdo con la literatura consultada (Cibirka et al., 1992; Wheeler et al., 1969; Williams et al., 1990). El grosor de la porcelana en ambos modelos era de 2mm en la

periferia de la estructura metálica, asumiendo que la unión entre ambos es íntima, firme y estable y que se explica por atrapamiento mecánico, fuerzas compresivas, de Van der Waals y unión química que asumimos en el modelado (Shillinburg, 2000).

Idealmente para el modelo de atornillamiento transversal, sobre el pilar se sitúa un casquillo que formará parte de la estructura metálica de la corona y que irá unido al pilar mediante el empleo de un tornillo transversal que se aprieta a mano (FIGURA 19). Este casquillo puede ser de oro para sobrecolar (Au 60%, Pt 19%, Pd 20 %, Ir 1% con un intervalo de fusión 1400-1490°C) o bien un casquillo de plástico para la técnica de colado convencional. Los casquillos de plástico están formados en un plástico calcinable con una vaina de rosca sobrecolable, de alto contenido en oro (Au 60%, Pt 19%, Pd 20%, Ir 1%, intervalo de fusión 1400-1490°C). Sin embargo, en nuestro modelo con atornillamiento transversal, empleamos una aleación de Cr-Co a pesar de no ser una aleación noble como recomienda el fabricante.

Para unir la corona al pilar, en el modelo de atornillamiento transoclusal, la corona presenta un orificio en su cara oclusal por donde accede un **tornillo** transoclusal SCS de 4,4 mm de longitud cuyas espiras unen la corona al pilar mediante apretado con llave de carraca y el dinamómetro a 15N (FIGURA 22).

La corona para el modelo de atornillamiento transversal se une al pilar mediante un tornillo transversal de 2mm de ancho por 3 de largo que se aprieta a mano mediante un destornillador hexagonal TS (FIGURA 23).

El extremo final sin espiras del tornillo transversal se apoya sobre el canto del orificio del pilar SynOcta TS evitando la desinserción de la restauración, mientras las espiras del mismo se fijan a la estructura metálica de la corona (FIGURA 19).



FIGURA 22. *Imagen con mayor detalle del tornillo transoclusal SCS.*

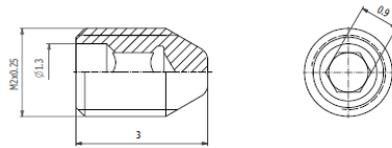


FIGURA 23. *Imagen con mayor detalle del tornillo transversal.*

A la hora de valorar la unión entre los aditamentos, se consideró existía un ajuste correcto entre la corona, el pilar y el implante.

De este modo, disponemos de dos modelos para nuestro ensayo en los que la única diferencia existente entre ambos son los pilares y el tipo de atornillamiento empleado y por tanto la dirección del tornillo protésico:

- Modelo A: con atornillamiento transversal (FIGURA 24).
- Modelo B: con atornillamiento transoclusal (FIGURA 25).



FIGURA 24. *Modelo de implante con atornillamiento transversal.*



FIGURA 25. *Modelo de implante con atornillamiento transoclusal.*

3.2. MODELIZACIÓN DE LOS COMPONENTES

A partir del modelo de trabajo comentado, se procedió a realizar la modelización de los componentes (implante y hueso periimplantario, pilar, corona y tornillos descritos) por medio de un software CAD 3D de diseño asistido por ordenador (Pro/Engineer Wildfire 5.0; Parametric Technology Corp, Needham, Massachusetts, EEUU). Dicho modelo fue simulado por la técnica de elementos finitos mediante el software ANSYS de la casa ANSYS Inc. que a diferencia de otros programas, nos permite realizar numerosas funciones (preprocesador, soluciones, postprocesador, gráficos, modelado paramétrico) presentando una excelente relación calidad/precio. Todos los datos obtenidos se computaron con una estación de trabajo HP Z320, microprocesador Intel® Xeon® E3-1245v3, memoria RAM 16 GB y disco duro SATA de 1 TB.

Como ya hemos comentado, el análisis mediante elementos finitos (AMEF) nos permite dividir virtualmente la geometría de nuestro modelo de trabajo en pequeños elementos discretos que están conectados por nodos, teniendo en cuenta una serie de ecuaciones diferenciales para cada uno de ellos, permitiéndonos determinar su comportamiento bajo condiciones de carga (Geng et al., 2001; Ismail et al., 1987; Nagasao et al., 2002). El conjunto de nodos de la estructura va a formar una malla, y la cantidad de elementos y nodos en el mallado así como su distribución y forma se realiza de forma automática por la herramienta de mallado en función de la complejidad del modelo, lo que justifica que dos modelos estructuralmente parecidos, difieran considerablemente en sus parámetros de mallado, como en nuestro caso.

Por otra parte, a cada elemento se le asigna las propiedades de material que representan, por lo que se obtiene un modelo virtual que

cumple con las características del modelo real, permitiéndonos simular situaciones de una forma más sencilla, precisa y detallada y que en muchos casos no podríamos valorar en un modelo real, o se nos haría relativamente difícil. Además, sobre estos modelos virtuales se aplican las condiciones de contorno para simular interacciones con su entorno y conseguir de esta manera un modelo más realista (Seegerlind, 1984).

Habitualmente, esta técnica es muy utilizada en el ámbito de la ingeniería debido a 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 (transmisión del calor, electromagnetismo, cálculo de estructuras, etc) y se encuentra automatizada en las herramientas software comerciales, llamadas herramientas de análisis por elementos finitos para problemas físicos tanto de propósito general, como aplicadas a problemas físicos particulares, resultando especialmente útil en nuestro campo para el estudio de la biomecánica en prótesis sobre implantes (Akça and Iplikcioglu, 2001; Geng et al., 2001; Iplikcioglu and Akça, 2002; Sutpideler et al., 2004).

Para elaborar modelos de elementos finitos, además del diseño y modelización de los componentes, se necesitan asignar unas constantes elásticas de cada uno de los elementos y materiales del ensayo para conferirles sus características particulares. Una constante elástica es cada uno de los parámetros físicamente medibles que caracterizan el comportamiento elástico de un sólido deformable elástico. Un sólido elástico lineal e isótropo queda caracterizado sólo mediante dos constantes elásticas. Aunque existen varias posibles elecciones de este par de constantes elásticas, las más frecuentes en ingeniería estructural son el módulo de Young y el coeficiente de Poisson (otras constantes son el módulo de rigidez, el módulo de compresibilidad, y los coeficientes de Lamé) que son las constantes elegidas para nuestro estudio.

El módulo de Young o módulo elástico longitudinal (**Thomas Young** 13 de junio de 1773 – 10 de mayo, 1829) es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en que se aplica una fuerza (Ashby y Jones 2008) y es diferente para cada material.(FIGURA 26) Para un material elástico lineal valor se define como el cociente entre la tensión y la deformación que aparecen en una barra recta estirada o comprimida fabricada con el material del que se quiere estimar el módulo de elasticidad:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{F/S}{\Delta L/L}$$

Donde:

E es el módulo de elasticidad longitudinal.

σ es la presión ejercida sobre el área de sección transversal del objeto.

ϵ es la deformación unitaria en cualquier punto de la barra.

La ecuación anterior se puede expresar también como:

$$\sigma = E\epsilon$$

Por lo que dadas dos barras o prismas mecánicos geoméricamente idénticos pero de materiales elásticos diferentes, al someter a ambas barras a deformaciones idénticas, se inducirán mayores tensiones cuanto mayor sea el módulo de elasticidad. De modo análogo, tenemos que sometidas a la misma fuerza, la ecuación anterior reescrita como:

$$\epsilon = \frac{\sigma}{E}$$

nos indica que las deformaciones resultan menores para la barra con mayor módulo de elasticidad. En este caso, se dice que el material es más rígido.

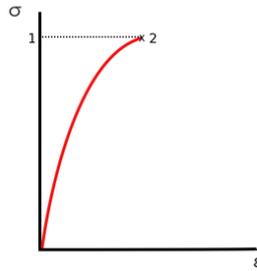


FIGURA 26. *Representación del Módulo de Young para un material cualquiera.*

Por otro lado, el Coeficiente de Poisson (**Siméon Denis Poisson** 21 de junio de 1781-25 de abril de 1840) (FIGURA 27) 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 las de estiramiento (Fernández and Pujal 1992). Es decir, Si se toma un prisma mecánico fabricado en el material cuyo coeficiente de Poisson pretendemos medir y se somete este prisma a una fuerza de tracción aplicada sobre sus bases superior e inferior, el coeficiente de Poisson se puede medir como: la razón entre el alargamiento longitudinal producido dividido por el acortamiento de una longitud situada en un plano perpendicular a la dirección de la carga aplicada. Este valor coincide igualmente con el cociente de deformaciones, de hecho la fórmula usual para el Coeficiente de Poisson es:

$$\nu = -\frac{\epsilon_{trans}}{\epsilon_{long}}$$

Para un material isótropo elástico perfectamente incompresible, este es igual a 0,5. La mayor parte de los materiales prácticos en la ingeniería rondan entre 0,0 y 0,5, aunque existen algunos materiales compuestos que tienen coeficiente de Poisson negativo. También hay que decir que un material elástico homogéneo e isótropo es el que presenta el mismo

comportamiento mecánico para cualquier dirección de estiramiento alrededor de un punto.

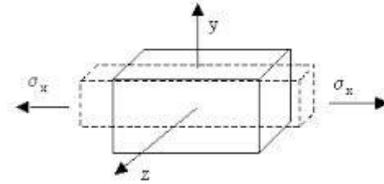


FIGURA 27. Representación del Coeficiente de Poisson.

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 y que se recogen en la tabla I.

Material	Módulo de Young (E) (GPa)	Módulo de Poisson (μ)	Referencia
Titanio	110	0.35	Lewinstein et al., 1995
Aleación Co-Cr	218	0.33	Anusavice and Phillips, 2003
Porcelana feldespática	82.8	0.35	Eskitascioglu et al., 2004
Hueso cortical	15	0.25	Benzing et al., 1995
Hueso trabecular	1	0.25	Natali et al., 2006a y b
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 de los modelos.

Sin embargo, es necesario asumir ciertas simplificaciones que hagan que el proceso de modelado y obtención de los resultados sea posible (Baggi et al., 2008; Chang et al., 2010; Hsu et al., 2009; Maeda et al., 2007; Rodríguez-Ciurana et al., 2009; Schrottenboer et al., 2008) y con un coste de computación asumible. En este sentido, en nuestro trabajo hemos asumido ciertas condiciones para simplificar la modelización y el análisis.

Por ejemplo, a la hora de valorar la unión entre los aditamentos entre sí y con el implante, se consideró que existía un ajuste correcto entre los componentes sin tener en cuenta el coeficiente de fricción ni el margen de tolerancia entre los mismos ni la precarga de los tornillos (Lang et al., 2003; Djebbar et al., 2010; Jörn et al., 2014; Guda et al., 2008; Elias et al., 2006; Moreira et al., 2013) así como tampoco el grado de micromovimiento entre los componentes (Saidin et al., 2012; Yamanishi et al., 2012). Asimismo y con el fin de simplificar ambos pilares, no modelizamos el anillo de soporte que va microsoldado por láser en el interior del pilar, por lo que el tornillo de la base apoya directamente sobre el pilar. Por otro lado, todos los materiales se presumieron lineales, elásticos, homogéneos e isótropos en base a estudios anteriores (Richter, 1995). Hemos de comentar que un sistema construido 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.

En nuestro trabajo, el implante se posicionó en un bloque de hueso que simulaba hueso cortical y trabecular como se ha referido por otros autores en la literatura consultada (Natali et al., 2006a; Sahin et al., 2002). 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. Además, se consideró una oseointegración del 100% de acuerdo con otros estudios similares precedentes (Petrie and Williams, 2007; Sahin et al., 2002) cuando la oseointegración nunca se produce de forma completa (Cochran, 2000, Kurniawan et al., 2012).

Finalmente, el modelo final con atornillamiento transversal consistió en 32.255 elementos con 57.559 nodos, mientras que el del modelo con atornillamiento transoclusal estaba formado por 46.737 elementos y 82.402 nodos.

3.3. PROCEDIMIENTOS DE REGISTRO Y MEDIDA

En el ensayo de carga, la fuerza utilizada fue de 300N, que es la considerada como fuerza oclusal para dientes posteriores citada habitualmente en la literatura consultada (Saidin et al., 2012; Sevimay et al., 2005a; Akça et al., 2003; Eskitascioglu et al., 2004) fue aplicada de manera estática sobre una superficie en vez de aplicarla sobre un punto como hicieron otros autores previamente (Baggi et al., 2008; Hsu et al., 2009; Maeda et al., 2007; Petrie and Williams, 2007; Sahin et al., 2002). Concretamente, aplicamos una fuerza de 300N sobre el centro de la cara oclusal de nuestra restauración y en dirección linguo-vestibular. 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; Birsan, 2007).

Asimismo, para cada modelo se hicieron ensayos con cuatro inclinaciones o angulaciones diferentes, aplicando la fuerza a 0°, 15°, 30° y 45° respecto al eje longitudinal del implante para tratar de representar el mayor número de situaciones clínicas posibles y situarnos así en el peor de los supuestos, en contraposición de otros estudios similares consultados en los que sólo se aplican cargas desde 2 direcciones diferentes (Baggi et al., 2008; Hsu et al., 2009; Maeda et al., 2007; Petrie and Williams, 2007; Sahin et al., 2002).

En cuanto a la expresión de los resultados o datos, la tensión se calculó utilizando valores del criterio Von Mises que es el más usado en el AMEF para el cálculo de tensiones equivalentes.

En la mecánica de sólidos, para predecir la falla de un material bajo una carga se comparan ciertos parámetros de tensión y carga cuando el material está sometido a una carga uni-axial. Alguno de estos criterios incluyen el estrés máximo normal en un punto, la tensión máxima normal, el estrés máximo de cizallamiento (criterio de Tresca) y el criterio máximo de deformación energética (alteración del estrés de Von Mises o criterio de estrés máximo de cizallamiento octaédrico).

El criterio de Von Mises (Richard Von Mises, 1883-1953) postula que la falla de un material se produce cuando el valor máximo de la energía de deformación por unidad de volumen supera la energía de deformación por unidad de volumen requerida para causar la falla en un test de tensión específica del material, lo que se calcula matemáticamente mediante la siguiente fórmula:

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 \leq 2 \sigma_y^2$$

Donde σ representa las tensiones principales en los tres ejes del espacio y σ_y la tensión denominada "yield stress" o punto en el cual el material excede el límite elástico y no vuelve a su longitud original cuando la fuerza deja de actuar.

La razón por la cual se utilizan los criterios de Von Mises en ingeniería es porque para los materiales dúctiles se ha mostrado experimentalmente que predicen mejor el fallo que la tensión máxima de cizallamiento u otros parámetros.

Por lo tanto, la tensión equivalente Von Mises se utiliza para criterios de rendimiento de materiales, se calcula independientemente de las coordenadas de referencia de la estructura y no aporta información direccional del estrés, pero da suficiente información sobre los "puntos calientes" donde puede ocurrir el fallo de la estructura. Las tensiones equivalentes de Von Mises dan una distribución generalizada de tensiones en el material a estudiar que satisface ciertos criterios denominados condiciones de Von Mises que definen el criterio de fallo del material (Fagan et al., 2002; Fagan et al., 1999).

Es un hecho que los desplazamientos son más predecibles que las cargas y tensiones en todos los modelos de elementos finitos ya que las cargas y las tensiones se derivan de las diferencias relativas en esos desplazamientos y son muy sensibles a los mismos.

Los modelos de elementos finitos se validan mediante la comparación de los resultados que se obtienen con ellos y los que se miden de forma experimental. Antes de dicha validación, su convergencia debe ser comprobada. Esto determina que las características generales del modelo son razonables pero no asegura su exactitud por lo que, en la gran mayoría de los modelos actuales, los valores absolutos de las cargas que predicen deben ser considerados con precaución. Sin embargo, donde sólo

sea necesario un análisis cualitativo, el análisis puede considerarse adecuado (Fagan et al., 2002).

La validación de cualquier modelo de elementos finitos es esencial pero extremadamente difícil debido a la inevitable y a menudo significativa variación fisiológica entre individuos y especímenes. La comparación con datos experimentales necesita una cuidadosa interpretación y análisis porque la validación con las simplistas condiciones de carga aplicadas invariablemente en el laboratorio no significa necesariamente que el modelo funcionará correctamente con todos los complejos regímenes de cargas experimentados “*in vivo*”. De esta manera es importante emprender un análisis de sensibilidad para calcular el efecto de los diferentes parámetros en el modelo y para identificar los parámetros particularmente críticos. Si la validez, precisión y sensibilidad de un modelo de elementos finitos son entendidas, y el modelo se aplica apropiadamente, entonces puede ser usado con la confianza de que producirá resultados valiosos.

Por lo tanto, la modelización mediante elementos finitos proporciona gran riqueza de información sobre el comportamiento fisiológico de una restauración implantosoportada y/o de otros sistemas biomecánicos, reduce nuestra dependencia de los experimentos con animales y cadáveres y es un inestimable complemento a los estudios clínicos.

Por otra parte, 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 gradación de color, donde el color rojo representa los valores más altos de tensión/estrés y el color azul los más bajos y donde la gama de colores intermedios representa los valores comprendidos entre el valor máximo y el mínimo para cada situación estudiada.

El registro de medida **cuantitativo** asigna los valores de tensión y deformación en Megapascales (Mpa). Como es sabido, la tensión es la fuerza aplicada por unidad de superficie, es decir, N/m². Por tanto, la unidad de medida es el Pascal (Pa) que representa la tensión que ejerce un newton por **metro** cuadrado de superficie. Como esa unidad es poco adecuada para nuestros menesteres, se prefiere hablar de Megapascales. Un megapascal (Mpa) representa la tensión que ejerce un newton por **milímetro** cuadrado de superficie.

Por otro lado, según la Ley de Wolf el hueso se adapta en función de las fuerzas aplicadas y a su vez, son necesarias ciertas fuerzas para producir la tensión/deformación necesaria para mantener la competencia biomecánica del hueso. Toda tensión o estrés va a producir una deformación proporcional que se expresa frecuentemente mediante unidades de microdeformación relativa (UMR, del término anglosajón *microstrain*). Cuando sobre el hueso se producen deformaciones por debajo de los 50-100 UMR, se va a producir una pérdida de hueso o atrofia por desuso, mientras que son necesarias entre 50-1500 UMR para que se mantenga en equilibrio la reabsorción y la aposición ósea. Entre las 1500-3000 UMR se produce una sobrecarga leve en el hueso que normalmente es reparada por los mecanismos de remodelación mientras que por encima de las 3000 UMR se produce un aumento de las microfracturas óseas que sobrepasan los mecanismos de compensación dando como resultado una pérdida ósea final (Frost, 1992 y 2004). Es importante por tanto comprender que los valores de microdeformación deben oscilar entre las 50-100 y las 3000 UMR, donde 1000 unidades de microdeformación relativa equivalen a una deformación del 0,1% (Isidor, 2006). De acuerdo con Frost (2004), una carga de 1-2 Mpa resulta en una deformación de 50-100UMR en hueso cortical de los mamíferos adultos sanos y 60 MPa en 3000 UMR. Es importante recordar que la fractura súbita de los huesos

normales se produce con 25000 UMR que equivalen a 120MPa y a una deformación del 2,5% y que no siempre se produce una relación lineal entre estrés y pérdida ósea ya que se han visto casos donde duplicando el estrés que originariamente producía 2000UMR se provocaron daños en el hueso 400 veces mayores (Pattin et al., 1996). Por tanto, debemos tomar estos datos con cautela y tener en cuenta que existen diferencias interpersonales cuando se trata de resistencia ósea.

3.4. 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

5.1. Estrés transferido al implante y hueso periimplantario con atornillamiento transversal y transoclusal en condiciones de carga axial y no axial.

5.2 Localización y distribución del estrés transferido al implante y hueso periimplantario con atornillamiento transversal y transoclusal en condiciones de carga axial y no axial.

5.3. Estrés transferido a la corona y los aditamentos protésicos con atornillamiento transversal y transoclusal en condiciones de carga axial y no axial.

5.4 Localización y distribución del estrés transferido a la corona y los aditamentos protésicos con atornillamiento transversal y transoclusal en condiciones de carga axial y no axial.

5.1. ESTRÉS TRANSFERIDO AL IMPLANTE Y HUESO PERIIMPLANTARIO CON ATORNILLAMIENTO TRANSVERSAL Y TRANSOCLUSAL EN CONDICIONES DE CARGA AXIAL Y NO AXIAL.

La TABLA II y la FIGURA 28 muestran los valores en megapascales (MPa) de las tensiones máximas sufridas por el implante, hueso, corona, pilar, tornillo del pilar y tornillo protésico (transversal y transoclusal) bajo la acción de una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación (0°, 15°, 30° y 45° de inclinación) así como su representación gráfica mediante diferentes diagramas.

COMPONENTE	INCLINACIÓN DE LA CARGA EN EL MODELO CON ATORNILLAMIENTO TRANSVERSAL				INCLINACIÓN DE LA CARGA EN EL MODELO CON ATORNILLAMIENTO TRANSOCLUSAL			
	0°	15°	30°	45°	0°	15°	30°	45°
Hueso	60,57	66,44	104	138,88	52,1	59,374	80,583	96,348
Implante	123,92	172,15	233,27	374,08	50,686	99,181	170,3	233,39
Tornillo Pilar	143,22	168,57	309,96	459,14	198,3	201,32	190,61	167,02
Pilar	487,48	552,74	1252,1	1863,6	598,74	845,28	1100,9	1283
Tornillo Protésico	69,13	68,85	58,05	83,84	365,96	659,41	828,81	950,21
Corona	215,35	244,66	362,48	536,79	220,32	248,23	356,93	417,62

TABLA II: Valor de la tensión en MPa según el equivalente de tensión de Von Mises en cada componente del ensayo bajo la acción de una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación con atornillamiento transversal y transoclusal.

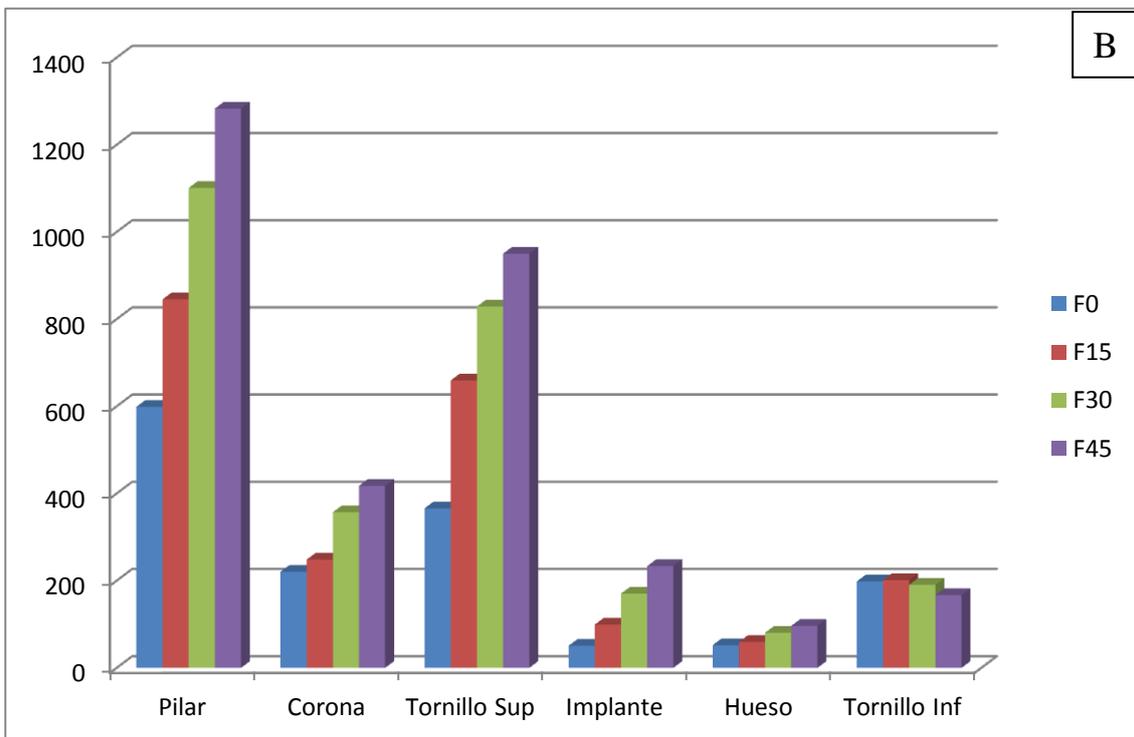
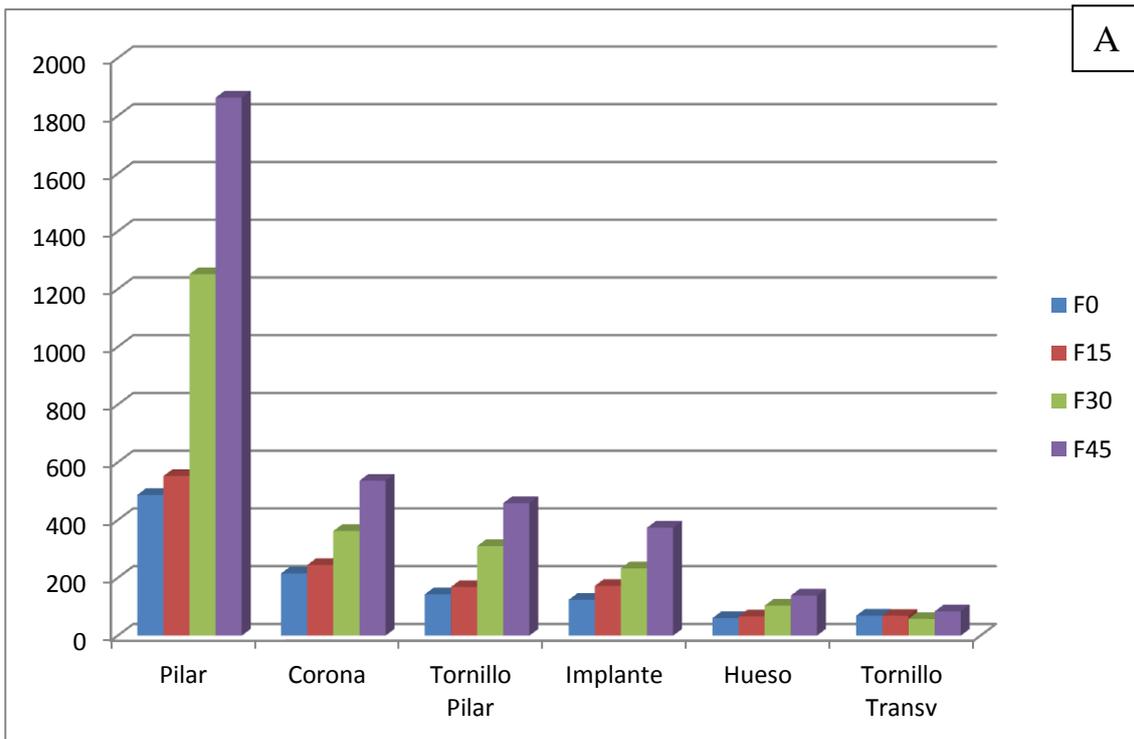


FIGURA 28: Diagrama de barras representando las tensiones máximas en los distintos componentes del ensayo para cada angulación utilizando atornillamiento transversal (A) y transocclusal (B).

ESTRÉS TRANSFERIDO AL IMPLANTE

De acuerdo con la TABLA II y la FIGURA 28, tanto el modelo con atornillamiento transversal como el de atornillamiento transoclusal presentan comportamientos similares ante todas las condiciones de carga, mostrando un aumento progresivo del estrés sufrido por el implante a medida que la dirección de la carga aumenta su angulación respecto al eje mayor del implante, es decir, a medida que se inclina o angula la carga, mayor estrés experimenta el implante.

De esta manera, los datos revelan que en el modelo con atornillamiento transversal, el estrés sufrido por el implante es de 123,92MPa cuando se aplica una carga de 300N de dirección axial. Por otra parte, cuando la carga se inclina 15°, el estrés aumenta hasta los 172,15MPa (un 38,92% mayor), para luego aumentar un 88,24% respecto a la carga axial llegando hasta los 233,27MPa cuando la carga se aplica a 30° y finalmente aumenta más del triple (374,08MPa) cuando ésta se inclina 45° con respecto a la axialidad.

Por su parte, en el modelo con atornillamiento transoclusal, el valor del estrés en el implante también aumenta conforme lo hace la inclinación de la fuerza sin ninguna excepción. Así, ante la carga axial, su valor es inferior a la mitad del que recibe el implante en el modelo con atornillamiento transversal (50,686MPa frente a 123,92MPa). Sin embargo, su estrés aumenta en mayor proporción a medida que la carga es más inclinada, tomando un valor de 99,181MPa cuando la dirección de la fuerza es de 15° (casi el doble), de 170,3MPa cuando es de 30° (3,36 veces mayor) llegando a su máximo valor para los 45° donde es mayor de cuatro veces la tensión para la carga axial (233,39MPa).

En cualquier caso, al comparar ambos modelos observamos que el estrés soportado por el implante siempre es menor en el modelo con

atornillamiento transoclusal que en el transversal independientemente de la inclinación de la fuerza. Porcentualmente, la reducción del estrés sufrido por el implante del modelo con atornillamiento transoclusal en comparación al del transversal es del 59,1% para la carga axial, del 42,39% a 15°, del 27% a 30° y del 37,6% a 45°.

ESTRÉS TRANSFERIDO AL HUESO PERIIMPLANTARIO

Según muestra la TABLA II y la FIGURA 28, el estrés sufrido por el hueso periimplantario en ambos modelos también aumenta a medida que la dirección de la carga incrementa su angulación respecto al eje mayor del implante, es decir, conforme la carga se hace menos axial.

En el modelo con atornillamiento transversal, cuando se aplica una carga de 300N de dirección axial, se transfiere un estrés sobre el hueso de 60,57MPa. Dicha tensión aumenta un 9,69% (66,44MPa) cuando la dirección de la carga es de 15°, un 71,7% (104MPa) cuando es de 30° y más del doble (2,29 veces) cuando es de 45° respecto al eje central del implante llegando hasta los 138,88MPa.

Por otro lado, cuando el modelo con atornillamiento transoclusal recibe una carga axial, el valor del estrés sufrido por el hueso es de 52,1MPa, que aumenta ligeramente (un 13,96%) llegando hasta los 59,374MPa cuando la carga se inclina hasta los 15°, en tanto que para los 30° de inclinación de la fuerza, su valor es de 80,583MPa, un 54,6% mayor que cuando la carga es axial. Finalmente, cuando la carga se aplica a 45°, la tensión en el hueso aumenta hasta casi el doble que ante la misma carga pero en dirección axial, llegando a los 84,9MPa.

Al comparar ambos modelos, observamos que en el modelo con atornillamiento transoclusal, el hueso soporta un estrés ligeramente menor que en el modelo con atornillamiento transversal para todas las

inclinaciones de la fuerza. De este modo, la disminución del estrés sufrido por el hueso del modelo con atornillamiento transoclusal en comparación al transversal es del 13,99% para la carga axial, del 10,64% a 15°, del 22,52% a 30° y del 30,63% cuando la inclinación de la fuerza es de 45°.

5.2. LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS TRANSFERIDO AL IMPLANTE Y HUESO PERIIMPLANTARIO CON ATORNILLAMIENTO TRANSVERSAL Y TRANSOCLUSAL EN CONDICIONES DE CARGA AXIAL Y NO AXIAL.

La localización y distribución del estrés en las figuras está representada mediante una escala colorimétrica gradual en la que los colores cálidos representan las zonas que sufren mayor estrés siendo el color rojo su mayor representante mientras que los colores fríos indican aquella zona donde el estrés es menor, hasta llegar al azul oscuro que es aquella zona que sufre menor estrés. De forma gradual, la gama de colores intermedios representan la degradación del estrés en cada componente del ensayo tras la acción de la fuerza de 300N para una determinada inclinación señalada en cada figura.

Por otro lado, cada figura representa un corte que sigue la dirección de la fuerza (de lingual a vestibular) y en todos los casos el estrés se localiza en el lado opuesto a la aplicación de la carga y siempre visto desde distal, salvo indicación contraria. Si el estrés aparece en otros lugares, se traduce como zonas de carga axial o zonas de estrés de tracción si son cargas no axiales.

LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS TRANSFERIDO AL IMPLANTE.

Las figuras 29 y 30 representan respectivamente la localización y distribución del estrés transferido al implante en el modelo con atornillamiento transversal y transoclusal bajo carga axial y no axial.

De acuerdo con las características colorimétricas observadas, en condiciones de carga axial, la localización del estrés para ambos modelos se localiza en la parte más coronal (superior) del implante y desde ahí se disipa hasta la espira más apical. Además, el pico de estrés se localiza de forma puntual y no uniforme a nivel de la plataforma del implante en su parte más coronal con la diferencia de que en el modelo con atornillamiento transversal se localiza principalmente en la parte externa mientras que en el modelo con atornillamiento transoclusal lo hace en la parte interna. Posteriormente, en el modelo con atornillamiento transversal el estrés se distribuye por el cuello del implante mientras que el modelo con atornillamiento transoclusal lo hace hasta la quinta espira y en ambos modelos coincidiendo la zona de estrés con el lado donde ocurre en la plataforma.

Por otro lado, a medida que la carga se inclina más, se observa que el estrés se localiza principalmente en el lado opuesto a la aplicación de la carga, en este caso, en la zona vestibular, afectando en ambos modelos la parte vestibular del orificio para la entrada del pilar salvo para 0° en el modelo con atornillamiento transversal que lo hace en la zona lingual. Por otro lado, el mayor pico de tensión se localiza principalmente en la parte vestibular externa de la plataforma del implante en el modelo con atornillamiento transversal salvo para cuando la carga es axial que lo hace en su cara lingual y la parte vestibular interna en el modelo con atornillamiento transoclusal. A su vez, el estrés se disipa desde oclusal

hasta apical en la zona vestibular en el modelo con atornillamiento transoclusal, llegando hasta la tercera espira (aproximadamente 2/3 de la longitud del implante), a partir de la cual no se visualiza estrés, mientras que en el modelo con atornillamiento transversal no sobrepasa la zona del cuello del implante y donde, al contrario que en la carga axial, la carga se distribuye en el lado vestibular del implante.

A medida que aumenta la inclinación de la carga a 30° y 45°, la localización y distribución del estrés en el implante se concentra más hacia la zona vestibular del implante pero se generan zonas de tracción en la región lingual del modelo con atornillamiento transoclusal. Así, el estrés se localiza para una inclinación de 30° en la región vestibular llegando hasta la tercera espira, mientras que a nivel oclusal, se localiza en la cara interna de la plataforma del implante en su región vestibular y en la parte lingual de la plataforma y cuello del implante, mientras que en el modelo con atornillamiento transversal lo hace en torno al cuello del implante concentrándose en la parte más coronal del lado vestibular.

Cuando la inclinación de la fuerza es de 45°, el estrés se localiza en la parte vestibular casi hasta la tercera espira del implante pero sin llegar a ella en el modelo con atornillamiento transoclusal mientras que a nivel de la plataforma del implante lo hace igual que para 30° pero con mayor extensión, mientras que en el modelo con atornillamiento transversal para 45° de inclinación de la fuerza lo hace en la parte coronal del cuello del implante.

En resumen, para el modelo con atornillamiento transoclusal, es estrés se localiza, salvo para carga axial, a nivel vestibular del implante y para inclinaciones de 30° y 45 también lo hace en la cara lingual, mientras que en el modelo con atornillamiento transversal lo hace en la zona vestibular salvo para 0° que lo hace en la zona lingual y para 45° que aparece en la zona oclusal y siempre sin sobrepasar el cuello del implante.

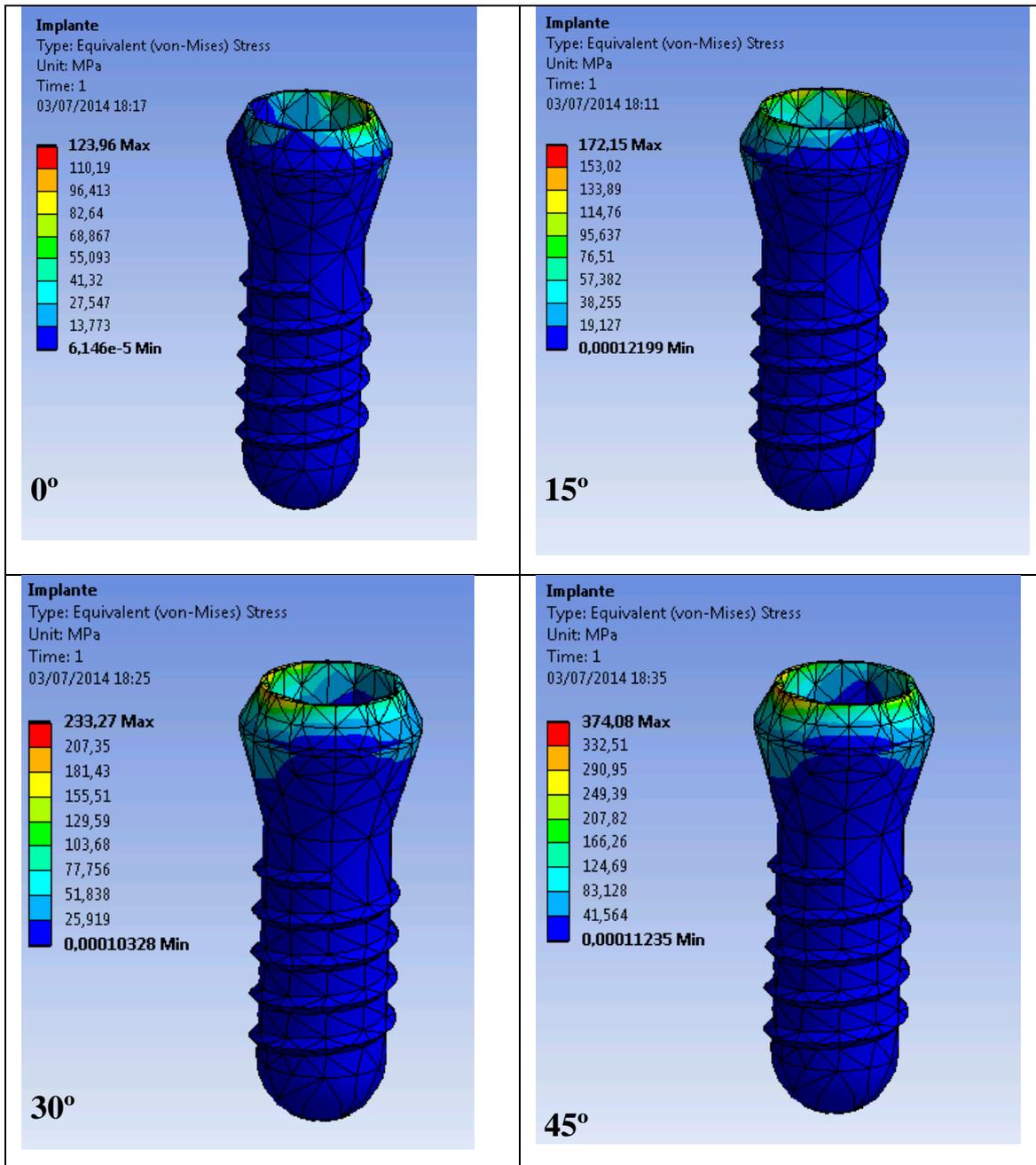


FIGURA 29. Localización y distribución del estrés a nivel del implante tras aplicar una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación en el modelo con atornillamiento transversal.

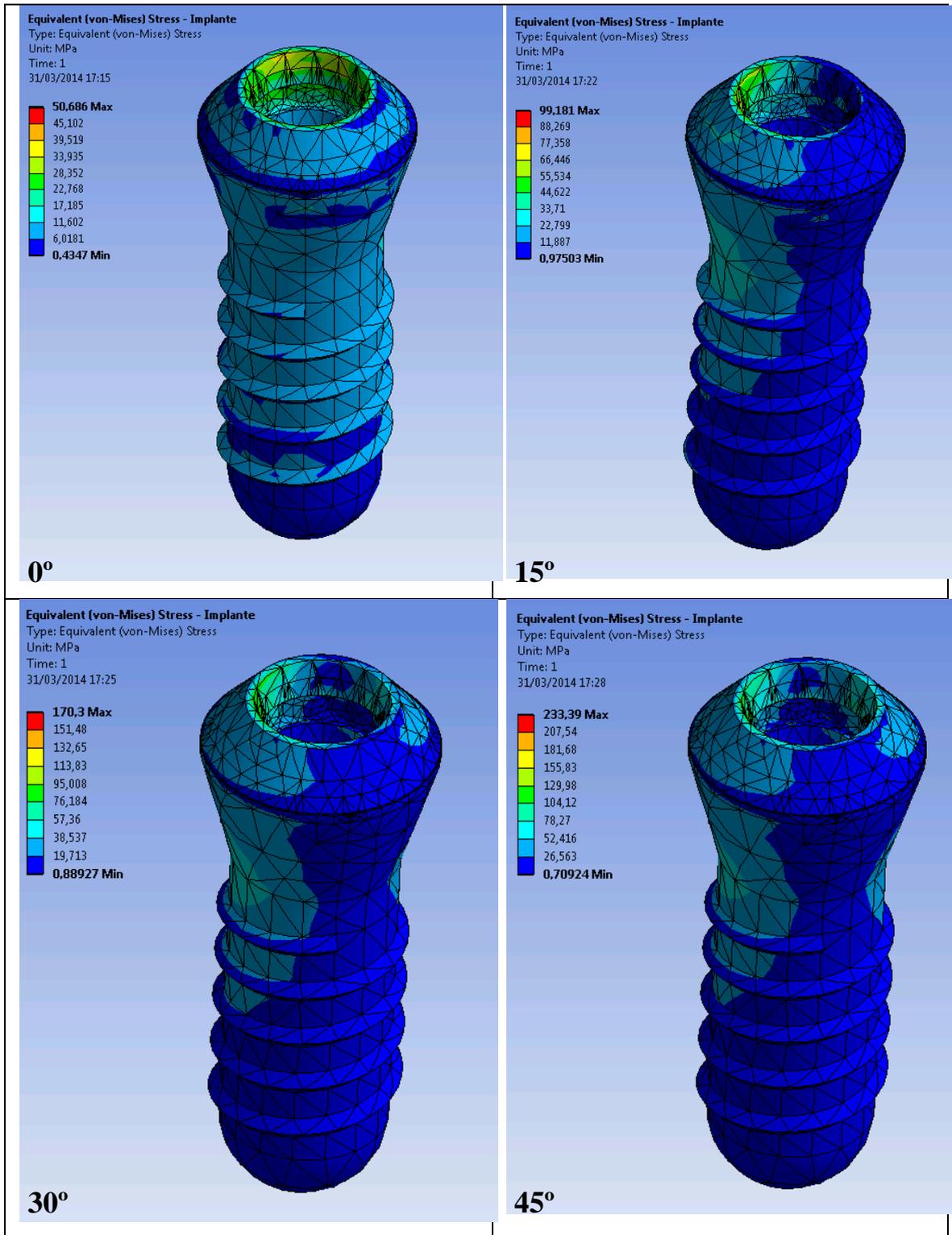


FIGURA 30. Localización y distribución del estrés a nivel del implante tras aplicar una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación en el modelo con atornillamiento transoclusal.

LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS TRANSFERIDO AL HUESO PERIIMPLANTARIO

Las FIGURAS 31 y 32 muestran respectivamente la localización y distribución del estrés en el hueso periimplantario en el modelo con atornillamiento transversal y transoclusal bajo la acción de carga axial y no axial.

Bajo condiciones de carga axial, en el modelo con atornillamiento transversal el estrés se localiza en la zona del hueso cortical alrededor del margen superior del cuello del implante, teniendo su pico en la zona lingual, junto a la periferia de la plataforma del mismo, extendiéndose levemente por la zona de hueso cortical hasta la zona del cuello del implante de esta cara lingual. Asimismo, también existe una zona de estrés en la parte lingual del hueso cortical y en menor proporción hacia la zona vestibular pero siempre en hueso cortical. Horizontalmente, el estrés se extiende por el hueso cortical llegando hasta la zona de transición entre el hueso cortical y trabecular por la que se propaga, más en lingual que en vestibular. Por otra parte, en el modelo con atornillamiento transoclusal, ante esta carga axial el estrés queda circunscrito a la periferia del cuello del implante en su totalidad, sin sobrepasarlo lateralmente en gran extensión y siempre sin pasar del hueso cortical. En cuanto al mayor pico de tensión, éste se localiza en la zona de hueso cortical próximo a la periferia del margen superior del cuello del implante. En este caso, la tensión no se extiende por la zona de transición entre ambos hueso tal y como ocurría en el caso anterior.

Cuando la carga deja la axialidad y adquiere una inclinación moderada de 15°, ambos modelos presentan un patrón similar de distribución del estrés, dejando éste de aparecer en la periferia del implante para localizarse en la zona vestibular, opuesto a la aplicación de la carga, y

extendiéndose sin sobrepasar el hueso cortical por la zona de transición entre ambos huesos describiendo una forma ahusada. En el modelo con atornillamiento transversal, la zona de estrés es similar en cuanto a su extensión horizontal que el modelo con atornillamiento transoclusal, pero en este último presenta mayor intensidad en la escala colorimétrica. En cuanto a la zona de mayor estrés se localiza en ambos modelos en la zona cortical vestibular situada en la periferia del margen superior del cuello del implante, desde donde se disipa hasta el centro del implante, presentando mayor intensidad colorimétrica en el modelo con atornillamiento transoclusal.

Al aumentar la inclinación de la carga a 30° y 45°, la distribución y localización del estrés en la parte vestibular es similar a cuando la inclinación es de 15°, sin embargo, salvo para el modelo de atornillamiento transoclusal a 30°, la tensión llega hasta la región lingual del hueso. Así, cuando sobre el modelo con atornillamiento transversal se aplica la carga a 30°, en el lado vestibular la localización del estrés es similar a la presentada para 15° pero también se extiende hasta la zona lingual del hueso cortical, produciéndose un pico de estrés en la zona del hueso cortical en contacto con el margen superior del cuello del implante. Cuando la inclinación de la fuerza es de 45°, la distribución en este modelo es similar pero con una mayor intensidad en la escala colorimétrica, sobre todo en la zona lingual.

Para el modelo con atornillamiento transoclusal, la localización y distribución del estrés es similar al ocurrido para 15°, salvo que para 30° de inclinación el estrés prácticamente llega a la región lingual del hueso cortical mientras que para 45° el estrés en el hueso cortical rodea la periferia del implante y presenta mayor intensidad colorimétrica que para 30°.

En resumen, el estrés para 30° y 45° se localiza en la cara vestibular del hueso cortical y, salvo para los 30° del modelo con atornillamiento

transoclusal, también lo hace en su cara lingual y va aumentando su intensidad colorimétrica conforme lo hace la inclinación de la fuerza. Es importante destacar que para ambos modelos y todas las situaciones de carga, el estrés se localiza en la zona de hueso situado a nivel de la periferia del cuello del implante.

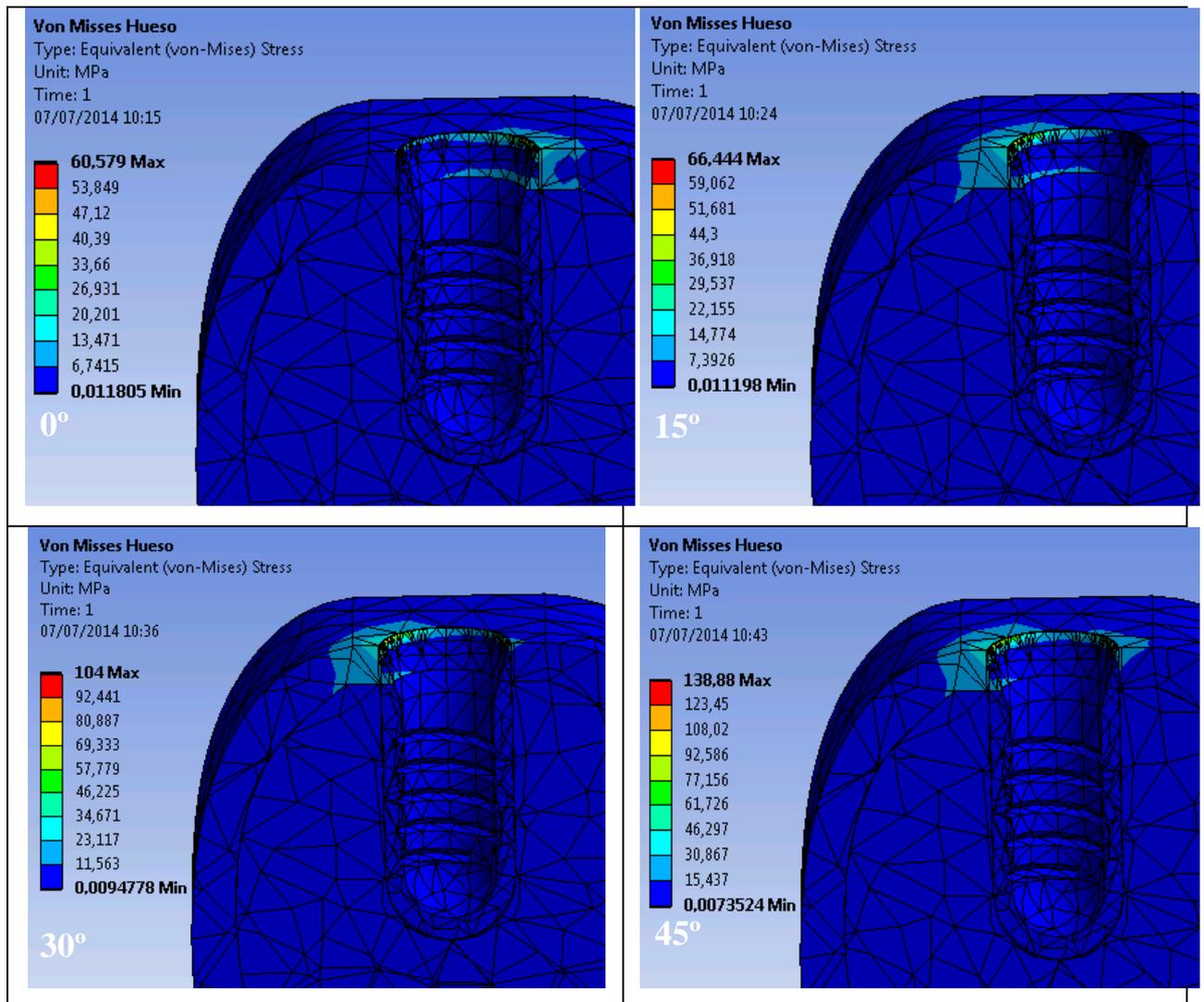


FIGURA 31. Localización y distribución del estrés a nivel del hueso periimplantario tras aplicar una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación en el modelo con atornillamiento transversal.

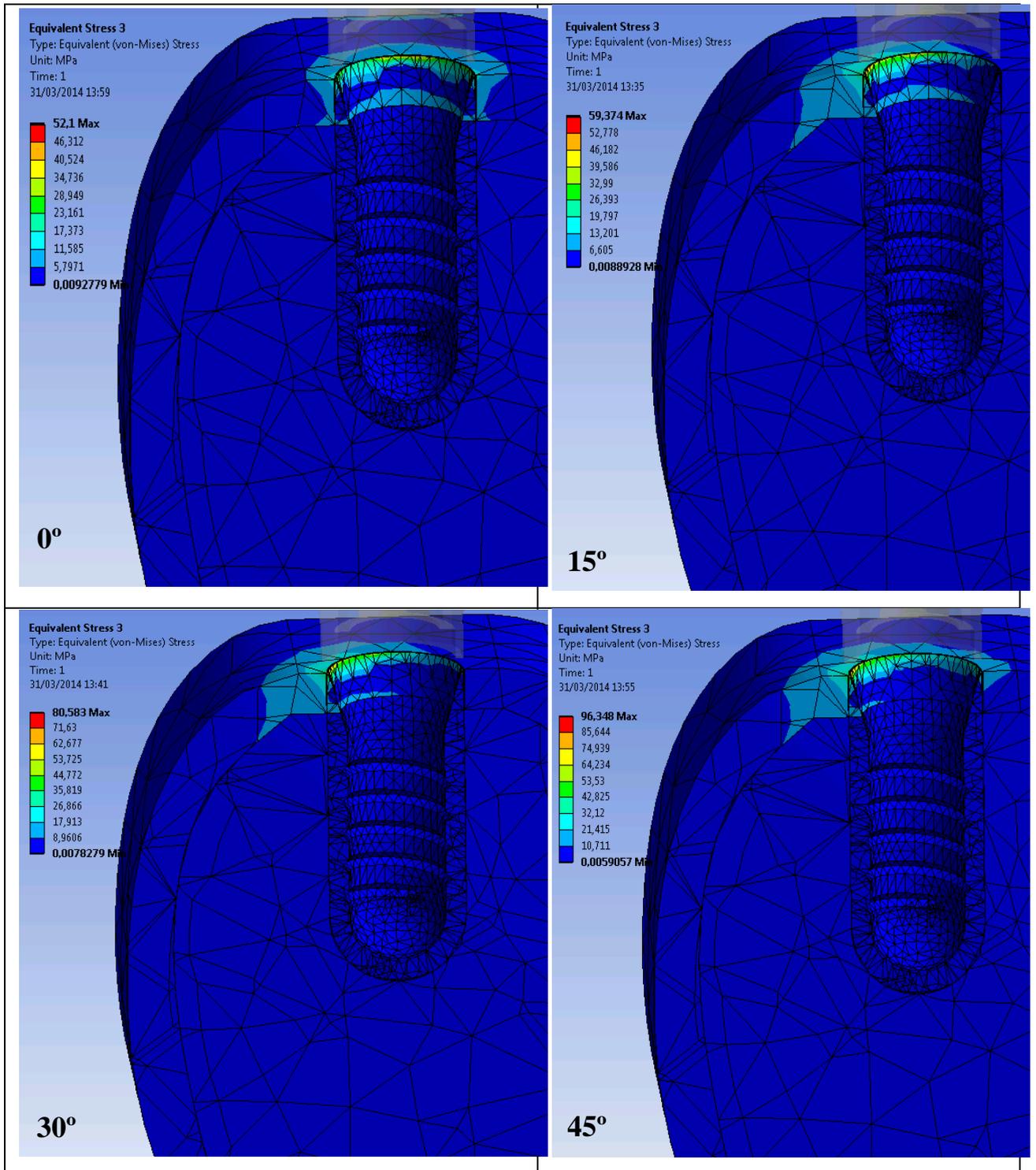


FIGURA 32. Localización y distribución del estrés a nivel del hueso periimplantario tras aplicar una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación en el modelo con atornillamiento transoclusal.

5.3. ESTRÉS TRANSFERIDO A LA CORONA Y LOS ADITAMENTOS PROTÉSICOS CON ATORNILLAMIENTO TRANSVERSAL Y TRANSOCCLUSAL EN CONDICIONES DE CARGA AXIAL Y NO AXIAL.

ESTRÉS TRANSFERIDO A LA CORONA

La TABLA II y la FIGURA 28 exponen el estrés transferido a la corona para ambos modelos y en diferentes condiciones de carga. De acuerdo con ellas, en ambos modelos la corona experimenta un comportamiento lineal aumentando la tensión con la inclinación de la fuerza. Así, en el modelo con atornillamiento transversal, cuando actúa una carga axial de 300N, experimenta un estrés de 215,35MPa, para aumentar hasta los 244,66MPa a los 15°(un aumento del 13,61%) y de nuevo aumentar progresivamente a medida que la carga se va haciendo más oblicua de manera que, cuando la inclinación de la fuerza es de 30°, su valor aumenta un 68,32% (362,48MPa) mientras que cuando la inclinación es de 45° el valor del estrés sufrido por la corona lo hace en 2,49 veces más que cuando la carga es axial alcanzando un valor de 536,79 MPa.

Del mismo modo, en el modelo con atornillamiento transoclusal, el valor del estrés experimentado por la corona sufre un aumento progresivo a medida que lo hace la inclinación de la fuerza. De esta manera, cuando sobre este modelo se aplica una fuerza vertical de 300N, el valor de la tensión sufrida por la corona es de 220,32 MPa. Este valor incrementa un 12,67% (248,23MPa) cuando la fuerza se aplica a 15° con respecto al eje del implante y un 62% cuando lo hace a 30° tomando para esta dirección un valor de 356,93MPa. Por último, cuando sobre el modelo se aplica una fuerza a 45°, la corona sufre un estrés de 417,62MPa, lo que supone un

89,55% mayor que cuando la carga se aplica en dirección axial.

Cuando comparamos ambos modelos entre sí, cabe destacar que la tensión en la corona es prácticamente igual en ambos modelos cuando la carga es axial, pero muy ligeramente mayor en el modelo con atornillamiento transoclusal (2,3%) cuando la carga se aplica a 0° y también es mayor a los 15° (1,45% mayor) mientras que cuando la carga es de 30° y 45° su valor es menor. Sin embargo, cuando la fuerza se aplica a 30°, para el modelo con atornillamiento transoclusal el estrés en la corona se reduce un 1,53% y cuando se aplica a 45° lo hace en un 22,12% con respecto al modelo con atornillamiento transversal.

ESTRÉS TRANSFERIDO A LOS ADITAMENTOS PROTÉSICOS: PILAR Y TORNILLOS.

ESTRÉS TRANSFERIDO AL PILAR

La TABLA II y la FIGURA 28 muestran que en ambos modelos la tensión aumenta conforme lo hace la inclinación de la fuerza. Así, en el modelo con atornillamiento transversal, cuando se aplica una fuerza de 300N en dirección axial, el pilar SynOcta TS experimenta un estrés de 487,48Mpa que se incrementa un 13,38% cuando la dirección de la carga es de 15° llegando hasta los 552,74MPa y más del doble (2,56 veces) cuando la carga se aplica a 30° llegando a los 1252,1MPa. Cuando la fuerza se aplica a 45°, el pilar SynOcta TS presenta una tensión máxima de 1863,6MPa, lo que supone un incremento de 3,82 veces la tensión generada por la aplicación de una carga axial.

En el modelo con atornillamiento transoclusal, al igual que en el caso anterior, el estrés en el pilar SynOcta 1,5 aumenta a medida que lo hace la inclinación de la fuerza. Así, al aplicar una carga de 300N en dirección axial, el pilar SynOcta 1,5 sufre un estrés de 598,74 MPa. Este valor incrementa un 41,17% cuando la carga se aplica a 15° adoptando un valor de 845,28MPa y un 83,87% (1100,9MPa) cuando se aplica a 30°. Finalmente, cuando la inclinación de la fuerza es del 45°, el estrés en el pilar SynOcta 1,5 es de 1283MPa, lo que supone un incremento de 2,14 veces (más del doble) con respecto a la aplicación axial de la carga.

Por otra parte, hay que destacar que, al igual que ocurría con la corona, el estrés en el pilar es menor en el modelo con atornillamiento transversal (pilar SynOcta TS) cuando la inclinación de la carga es de 0° y 15° y en el modelo con atornillamiento transoclusal (pilar SynOcta 1,5) cuando la carga se aplica a 30° y 45°. Así, cuando la fuerza se aplica paralela al eje del implante, la tensión en el pilar SynOcta 1,5 es un 22,82% mayor que en el pilar SynOcta TS y cuando se aplica a 15° el estrés es un 52,92% mayor en el pilar SynOcta 1,5 que en el pilar SynOcta TS. Por el contrario, cuando la fuerza se aplica a 30° de inclinación, el estrés sufrido por el pilar SynOcta 1,5 es un 12,08% menor que en el pilar SynOcta TS y un 31,16% menor que en el SynOcta TS cuando la fuerza se aplica a 45° con respecto al eje mayor del implante.

Es importante destacar que el mayor estrés sufrido por todos los componentes en nuestro estudio se registró en el pilar de ambos modelos.

ESTRÉS TRANSFERIDO AL TORNILLO DEL PILAR

Con respecto al tornillo del pilar en el modelo con atornillamiento transversal, el valor de su estrés aumenta a medida que lo hace la inclinación de la fuerza. De esta manera, cuando sobre este modelo se

aplica una fuerza vertical de 300N, el tornillo sufre un estrés de 143,22 MPa, valor que aumenta un 17,7% (168,57MPa) cuando la fuerza se ejerce con una angulación de 15°. Este valor aumenta más del doble (2,16 veces) cuando la fuerza se aplica a 30° sufriendo el tornillo una tensión de 309,96MPa y más del triple (3,2 veces) cuando la carga se aplica a 45°, llegando hasta los 459,14MPa.

Por su parte, en el modelo con atornillamiento transoclusal, el estrés del tornillo del pilar presenta unos valores alternantes con la variación de la angulación de la fuerza. Así, cuando se aplica una fuerza de 300N en dirección axial, el estrés del tornillo del pilar es de 198 MPa, valor que aumenta un 1,5% hasta los 201,32 MPa cuando la carga se aplica a 15° de angulación con respecto a la axialidad. Sin embargo, para los 30° de angulación de la fuerza, el estrés en el tornillo disminuye un 3,88% con respecto a su valor para una carga axial, alcanzando un valor de 190,61 MPa y finalmente toma un valor de 167,02MPa para una inclinación de 45°, lo que supone una reducción del estrés en el tornillo del pilar del 15,77% con respecto a la carga axial.

Cuando comparamos ambos modelos entre sí, encontramos que, al igual que ocurría para la corona y el pilar, el estrés en el tornillo del pilar es menor para 0° y 15° en el modelo con atornillamiento transversal y para 30° y 45° en el modelo con atornillamiento transoclusal. De esta manera, obtenemos que la tensión en el modelo con atornillamiento transoclusal es un 38,45% y un 19,42% mayor para las inclinaciones de 0° y 15° con respecto al modelo con atornillamiento transversal y un 38,51% y 63,63% menor que en el modelo con atornillamiento transversal cuando la inclinación de la carga es de 30° y 45° respectivamente.

ESTRÉS TRANSFERIDO AL TORNILLO PROTÉSICO

Finalmente y tal y como podemos observar en la TABLA II y la FIGURA 28, el valor del estrés en el tornillo de la prótesis varía sustancialmente según se emplee un sistema de atornillamiento u otro. Así, el tornillo protésico del modelo con atornillamiento transversal (tornillo transversal) muestra un comportamiento no lineal al variar la inclinación de la fuerza oclusal, pues la tensión disminuye conforme aumenta la inclinación de la fuerza para volver a aumentar cuando la angulación de la fuerza es de 45° donde adquiere su máximo valor. De esta manera, cuando aplicamos una fuerza vertical de 300N sobre el modelo con atornillamiento transversal, el tornillo transversal sufre un estrés de 69,13MPa, valor que apenas disminuye un 0,41% (68,85MPa) cuando la carga se aplica a 15° y hasta un 16,03% (58,05MPa) cuando la carga se aplica a 30° para aumentar hasta su valor máximo de 83,84MPa cuando la carga se aplica a 45° de inclinación con respecto al eje mayor del implante, donde la tensión se incrementa en un 21,27% con respecto a la carga axial.

Sin embargo, cuando se trata del modelo con atornillamiento transoclusal, el tornillo de la prótesis presenta un estrés que aumenta de forma proporcional al incremento de la angulación de la fuerza. De esta manera, ante una carga axial de 300N, presenta un estrés de 365,96MPa, valor que aumenta un 80,19% llegando a los 659,41MPa cuando la fuerza se aplica con una angulación de 15° respecto a la vertical. Este valor aumenta más del doble (2,26 veces) cuando la carga se aplica a 30° donde el tornillo de la prótesis toma un valor de 828,81MPa y en 2,6 veces con respecto a la axialidad cuando la carga se aplica a 45°, tomando su valor máximo para esta inclinación de la fuerza llegando a los 950,21MPa.

Cuando comparamos ambos modelos, encontramos que el valor del

estrés en el tornillo transversal es siempre inferior al del tornillo de la prótesis del modelo con atornillamiento transoclusal para todas las inclinaciones estudiadas. De esta manera, ante una fuerza vertical, la tensión en el tornillo transoclusal es 5,29 veces superior al tornillo transversal y 9,57 veces mayor cuando la fuerza se aplica a 15° de inclinación. Cuando se aplica una fuerza a 30°, la tensión en el tornillo transoclusal es más de 14 veces mayor que en el tornillo transversal, mientras que cuando la fuerza se aplica a 45°, el estrés en el tornillo transoclusal es 11,33 veces mayor que el tornillo transversal para el mismo valor de inclinación de la fuerza.

Finalmente y comparando los diferentes aditamentos protésicos entre sí, encontramos que en el modelo con atornillamiento transversal, cuando la fuerza oclusal tiene una dirección axial al eje del pilar, el componente que mayor tensión recibe es el pilar con 487,48MPa , más de 7 veces de la que recibe el tornillo tranversal (69,13 MPa) y más de 3 veces de la que recibe el tornillo del pilar (143,22 MPa); tendencia que se mantiene aunque en diferente proporción cuando varía la angulación de la fuerza oclusal respecto al eje pilar/implante. Mientras, en el modelo con atornillamiento transoclusal, al aplicar una fuerza de 300N en dirección vertical, el componente que más estrés sufre también en el pilar con 598,74MPa, más de 3 veces la tensión del tornillo del pilar y 1,6 veces la tensión que sufre el tornillo protésico, además de suponer más de 11 veces la tensión que sufre el implante, que es el componente que menor tensión sufre ante la carga axial (50,686MPa).

5.4. LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS TRANSFERIDO A LA CORONA Y LOS ADITAMENTOS PROTÉSICOS CON ATORNILLAMIENTO TRANSVERSAL Y TRANSOCLUSAL EN CONDICIONES DE CARGA AXIAL Y NO AXIAL.

LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS TRANSFERIDO A LA CORONA.

Las FIGURAS 33, 34 y 35 muestran la localización y distribución del estrés en la corona bajo diferentes condiciones de carga en los modelos con atornillamiento transversal y transoclusal respectivamente.

De acuerdo con las imágenes, cuando se aplica una carga de 300N independientemente de la inclinación de la misma, el estrés se localiza en la periferia de la estructura metálica donde la corona toma contacto con el hombro del implante.

A medida que se va inclinando la fuerza, el estrés va adquiriendo una mayor intensidad en la escala colorimétrica y se va distribuyendo por el interior de la estructura metálica de la corona, siendo tanto más extenso cuanto mayor es la inclinación de la fuerza. Además, en el modelo con atornillamiento transversal el estrés también se localiza en la parte inferior y distal al orificio de entrada del tornillo transversal y en la cara oclusal. En cuanto al pico de tensión, para todos los supuestos, éste se encuentra en el canto interno de la estructura metálica para ambos modelos estudiados.

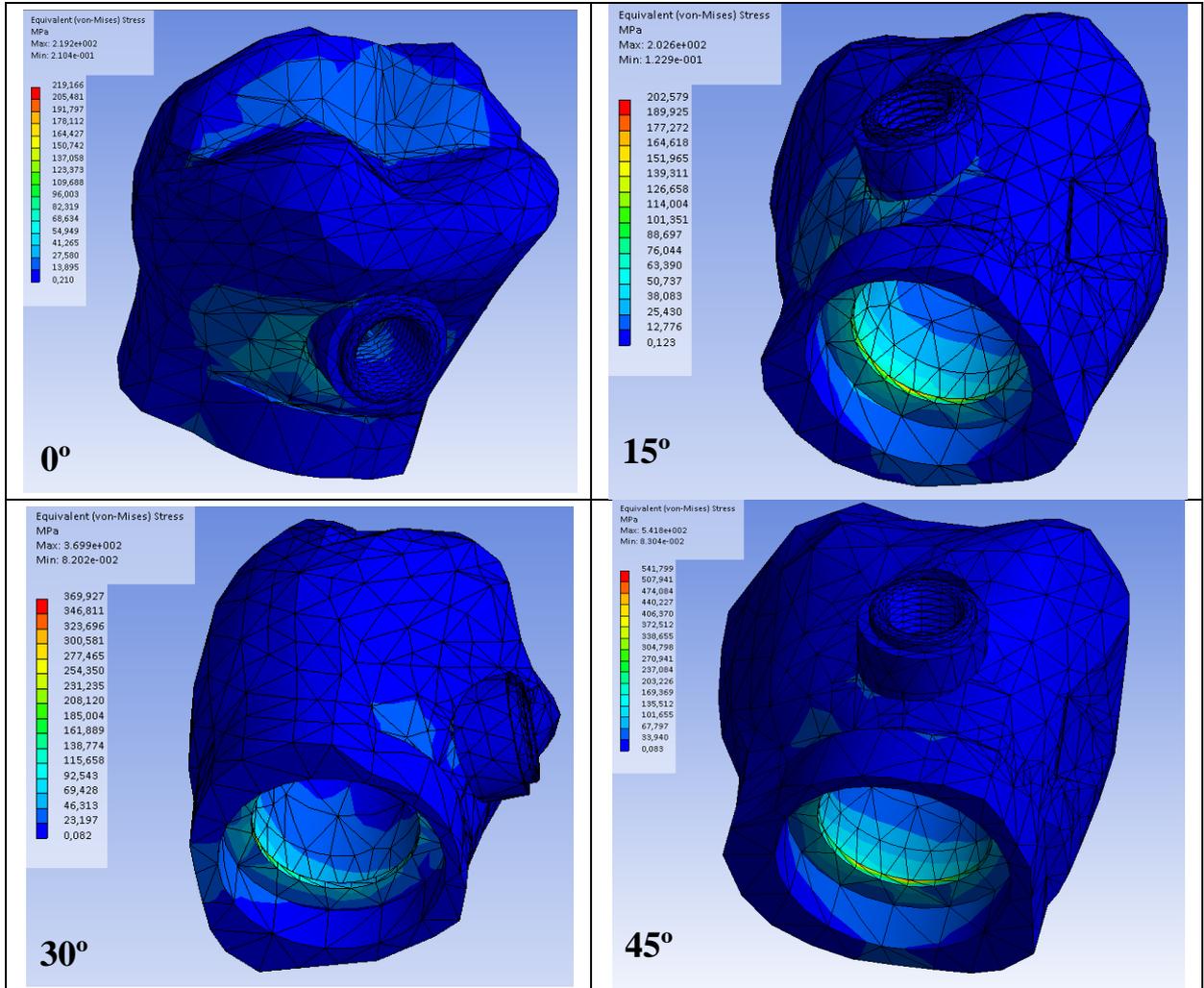


FIGURA 33. Distribución del estrés a nivel de la corona tras aplicar una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación en el modelo con atornillamiento transversal (visión lingual).

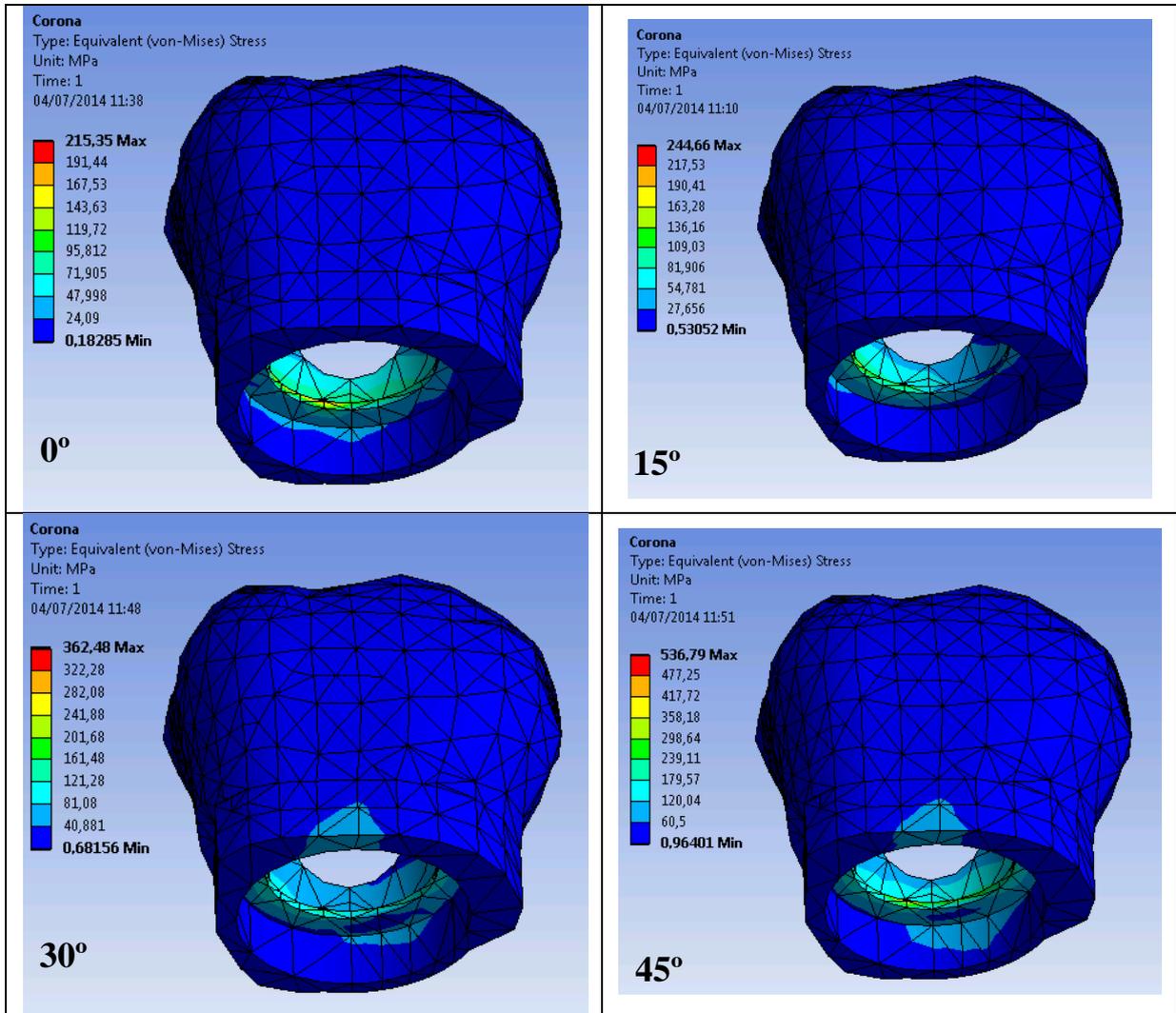


FIGURA 34. Distribución del estrés a nivel de la corona tras aplicar una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación en el modelo con atornillamiento transversal (visión vestibular).

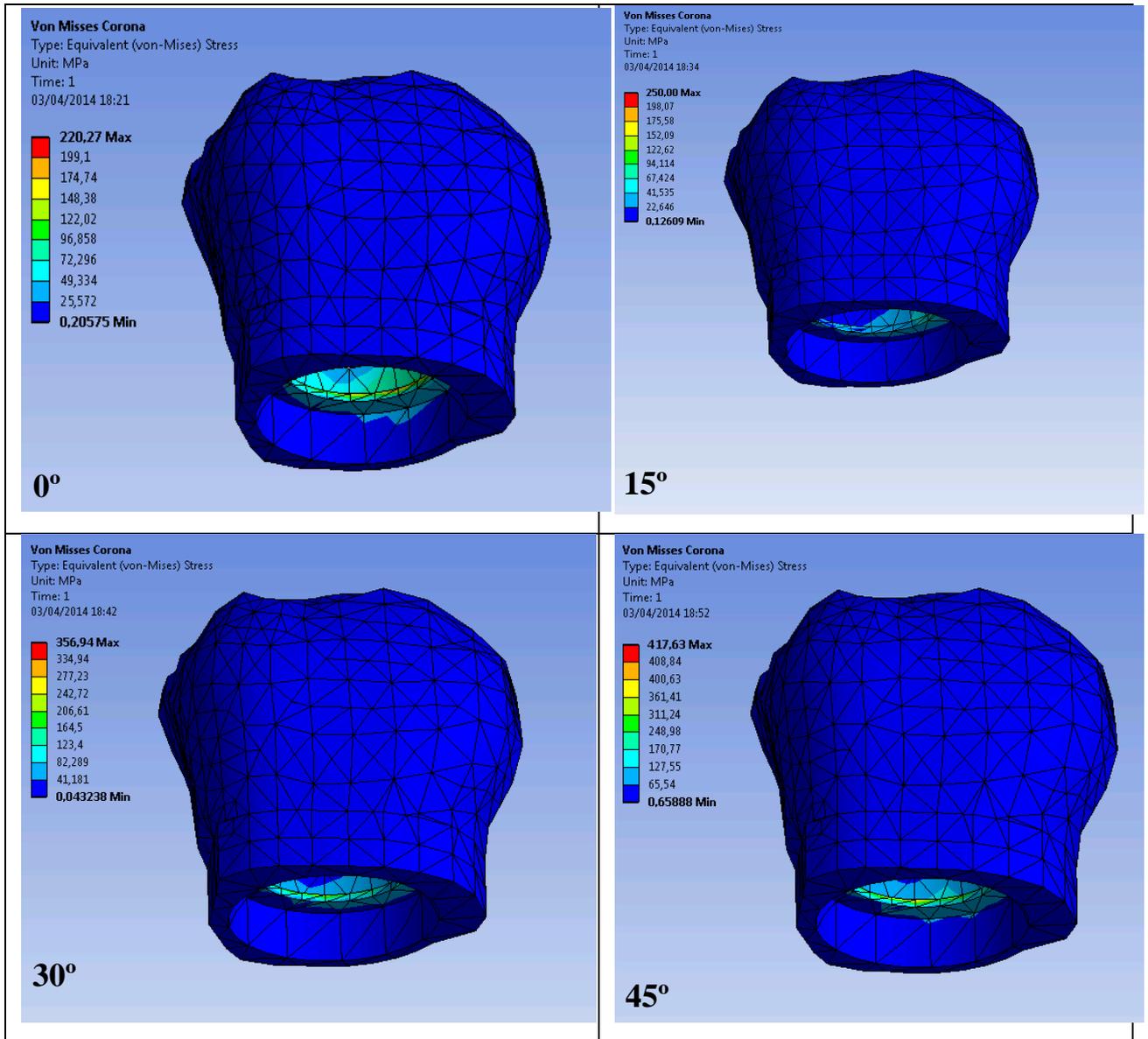


FIGURA 35. Distribución del estrés a nivel de la corona tras aplicar una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación en el modelo con atornillamiento transoclusal.

LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS TRANSFERIDO AL PILAR PROTÉSICO.

Las FIGURAS 36 y 37 muestran la localización y distribución del estrés del pilar en los modelos con atornillamiento transversal y transoclusal respectivamente bajo diferentes condiciones de carga.

En el modelo de atornillamiento transversal, para todas las situaciones de carga, el estrés se localiza principalmente a nivel del cono interno del pilar, presentando el mayor pico de estrés en la zona del cono interno inmediatamente coronal al sistema antirrotacional. Cuando la carga es axial, la distribución del estrés se localiza principalmente en la cara lingual del cono interno, disipándose desde esta posición en sentido oclusal y gingival de la zona lingual del pilar, mientras que para 15° la tensión se reparte por todo el cono interno, especialmente por la zona vestibular, y superficie más coronal del pilar, mientras que para 30° y 45° se localiza en la zona vestibular del cono interno inmediatamente coronal al sistema antirrotacional, disipándose hacia oclusal y gingival de esta zona vestibular, aumentando en la zona oclusal del pilar conforme aumenta la inclinación de la fuerza.

Por el contrario, en el modelo con atornillamiento transoclusal cuando la carga es axial, el estrés se localiza en la parte superior del pilar y en las aristas de la interfase entre el cono interno y el cuerpo del pilar, teniendo la mayor intensidad colorimétrica en el canto interno mesiolingual de la entrada del tornillo protésico. Cuando la carga se inclina ligeramente hasta los 15°, la distribución de la tensión varía ligeramente hacia el lado contrario de la aplicación de la carga, quedando distribuida por la parte superior del cuerpo del pilar pero más hacia vestibular, afecta a las aristas vestibulares situadas entre el cuerpo del pilar y el cono interno y también en las aristas vestibulares del sistema antirrotacional del cono interno.

Finalmente, cuando la carga se aplica a 30° y 45°, aparecen tres zonas de estrés, situadas en la parte superior del pilar, en la zona de unión vestibular entre el cuerpo del pilar y el cono interno y en las aristas vestibulares del sistema antirrotacional del cono interno del pilar. A diferencia de lo que ocurría a los 15°, estas zonas están más diferenciadas y presentan mayor intensidad en la escala colorimétrica en el canto lingual de la parte superior del cuerpo del pilar. Cabe destacar que para 45°, la intensidad de la zona lingual de la parte superior del cuerpo del pilar es mayor que para 30° y que para 45° además aparece una cuarta zona de tensión situada en la zona de transición lingual entre el cuerpo del pilar y el cono interno.

En resumen, la localización y distribución del estrés en el pilar protésico en el modelo con atornillamiento transversal se localiza en torno al cono interno y acentuándose en la cara lingual para 0°, repartida por el cono interno para 15° y por vestibular para 30° y 45° y en el modelo con atornillamiento transoclusal lo hace en la parte superior del cuerpo del pilar y aristas entre el cuerpo del pilar y el cono interno para una carga axial, mientras que bajo cargas no axiales se diferencian 3 zonas de estrés situadas en la parte superior del cuerpo del pilar, zona de transición vestibular entre el cuerpo del pilar y cono interno y zona vestibular del sistema antirrotacional del cono interno, apareciendo una cuarta zona diferenciada en la zona lingual de transición entre el cuerpo del pilar y el cono interno para carga de 45° de inclinación.

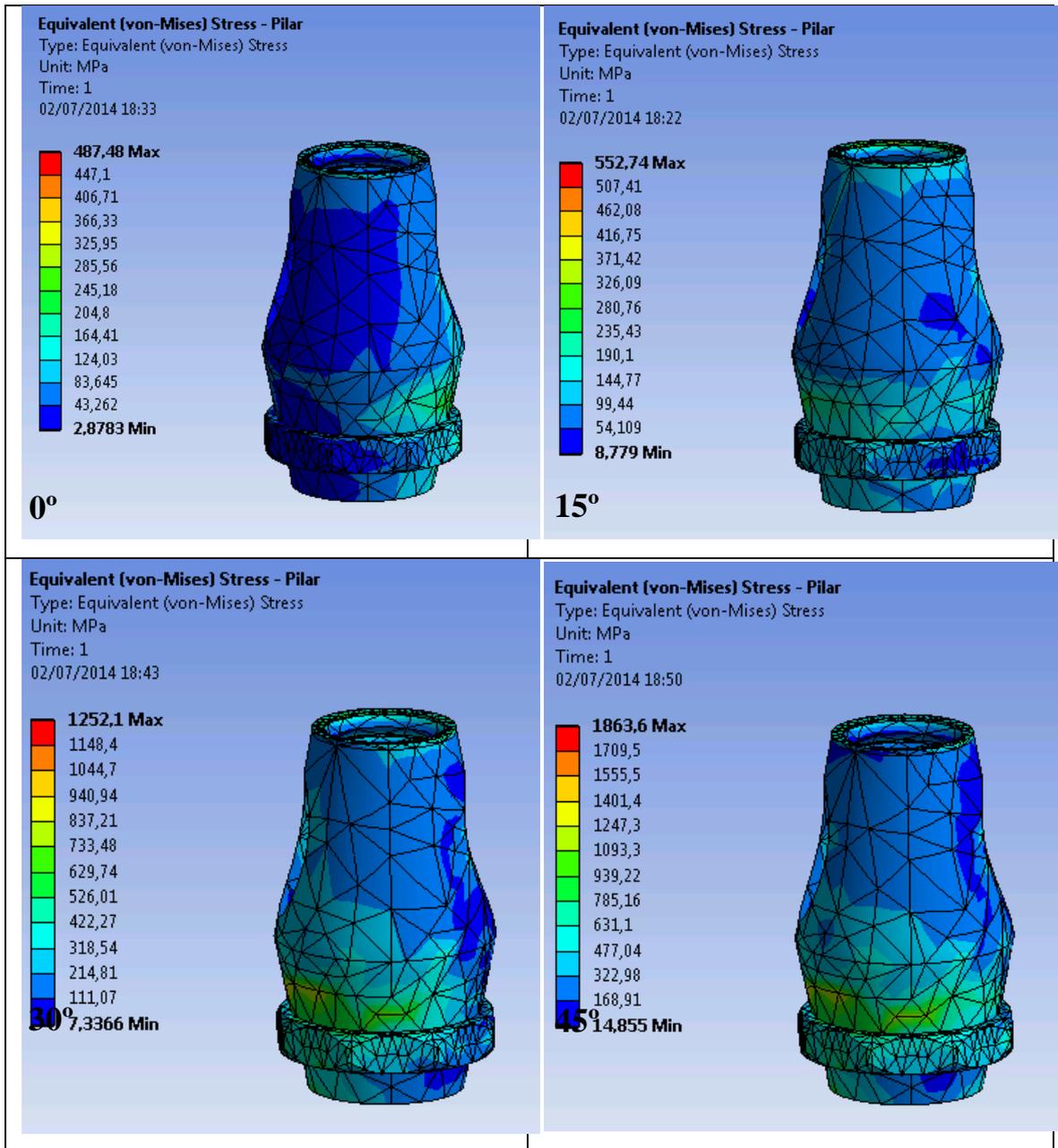


FIGURA 36. Distribución del estrés a nivel del pilar tras aplicar una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación en el modelo con atornillamiento transversal.

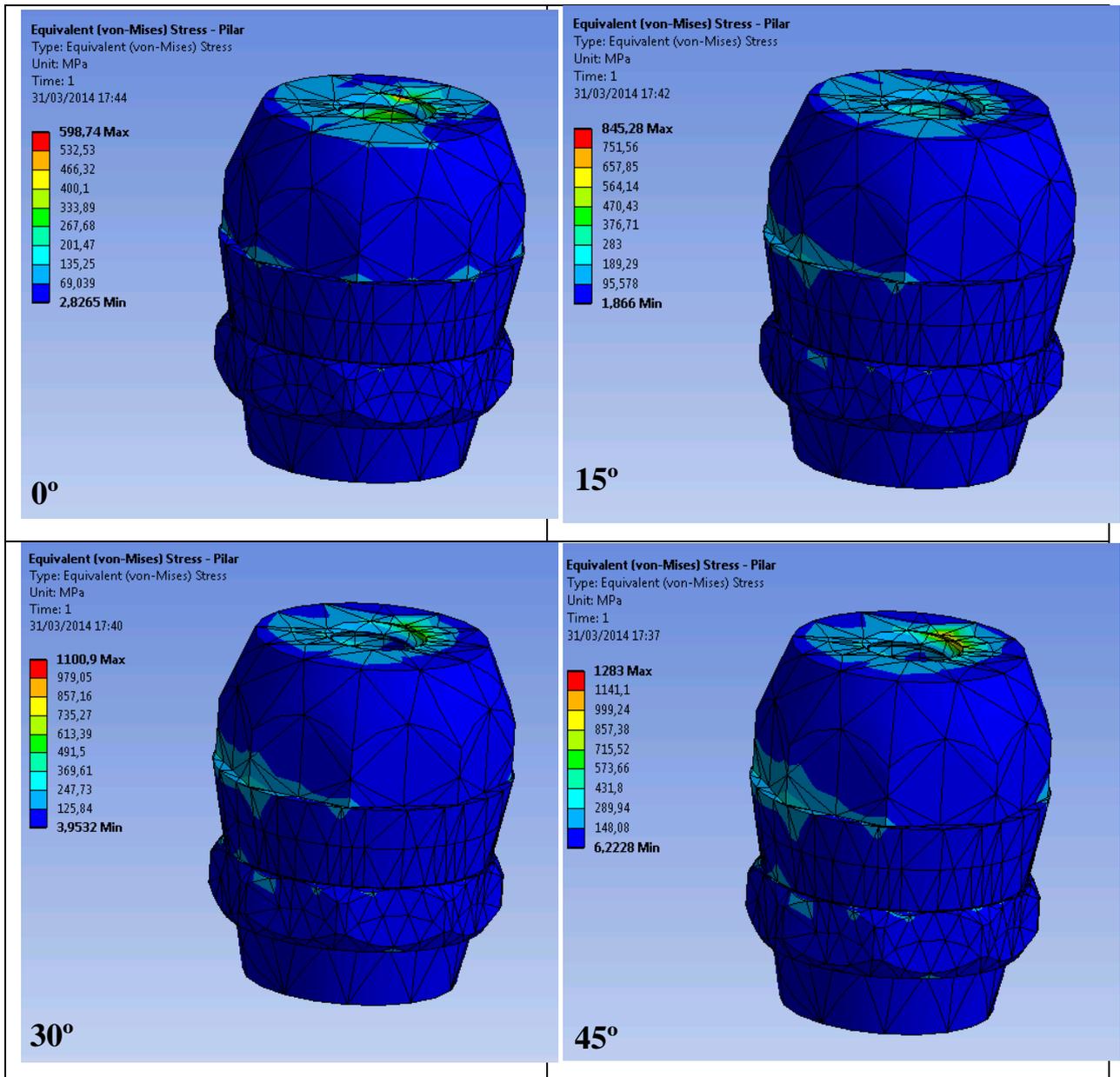


FIGURA 37. Distribución del estrés a nivel del pilar tras aplicar una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación en el modelo con atornillamiento transoclusal.

LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS EN EL TORNILLO DEL PILAR

Las FIGURAS 38 a 40 muestran la localización y distribución del estrés en el tornillo del pilar bajo carga axial y no axial en el modelo con atornillamiento transversal y transoclusal.

En el modelo con atornillamiento transversal, cuando se aplica una carga vertical o axial de 300N, el estrés en el tornillo del pilar se distribuye por la zona oclusal de la cabeza del tornillo, presentando en la zona lingual el pico máximo de estrés seguido por la zona vestibular en menor grado, también se localiza para esta angulación en la parte cónica del cuello del tornillo y en las espiras del mismo.

Si se modifica la dirección de la carga y ésta deja de ser axial, ante una carga de 15° la tensión también se localiza en las tres zonas ya comentadas, pero al contrario que para 0°, aumenta la intensidad en la zona vestibular de la región coronal de la cabeza del tornillo y con menor intensidad en la zona lingual. Finalmente, la tensión también se localiza a nivel del cuello de la parte cónica de la cabeza del tornillo y la parte externa de las espiras del mismo. Cuando la carga toma una inclinación de 30°, la tensión se localiza principalmente en la zona coronal de la cabeza del tornillo, siendo su pico de estrés en la zona vestibular y lingual, en el cuello principalmente en la zona vestibular y en las espiras. Mientras que para 45° de inclinación la tensión se localiza en la parte coronal de la cabeza del tornillo, especialmente por la zona vestibular y en menor grado en la lingual, cuello del tornillo principalmente por vestibular y las espiras del mismo.

Por el contrario, en el modelo con atornillamiento transoclusal, encontramos principalmente dos zonas de estrés (vestibular y lingual). Para facilitar su observación, la FIGURA 39 representa el estrés en el tornillo

del pilar visto desde lingual mientras que la FIGURA 40 respresenta el estrés en el tornillo del pilar visto desde vestibular. De esta manera, cuando sobre el tornillo del pilar actúa una carga axial o de 15° , el estrés en la cara lingual se sitúa en la primera y quinta espira del tornillo mientras que en la cara vestibular el pico de estrés está localizado en la tercera espira, en ambos modelos de forma puntual y circunscrita a esta cara.

Por otra parte, cuando sobre el modelo actúa una carga a 30° , el estrés se sitúa en la parte cónica de la cabeza del tornillo y en la primera y quinta espira en la cara lingual mientras que en la cara vestibular lo hace en en la tercera espira donde se produce el pico de estrés.

Finalmente, cuando la fuerza actúa a 45° , en la cara lingual del tornillo es estrés se localiza al igual que para los 30° , en la parte cónica de la cabeza del tornillo y en la primera y quinta espira pero también en el cuello del tornillo del pilar. Por otra parte, en la cara vestibular del tornillo el estrés se localiza en la tercera espira, donde al igual que para los 30° , tiene el pico de intensidad, que también está presente en el cuello del tornillo.

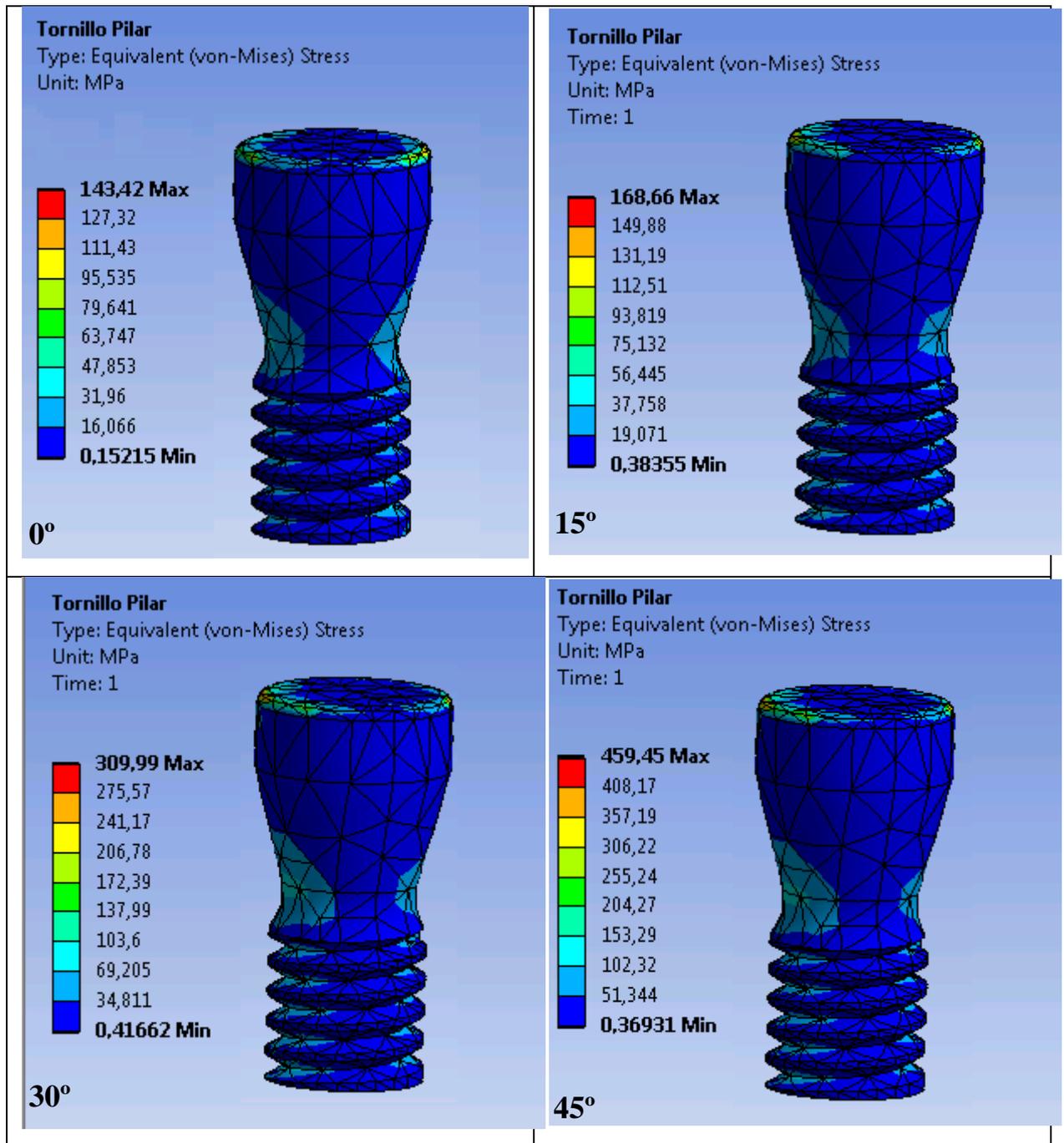


FIGURA 38. Distribución del estrés a nivel del tornillo del pilar tras aplicar una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación en el modelo con atornillamiento transversal.

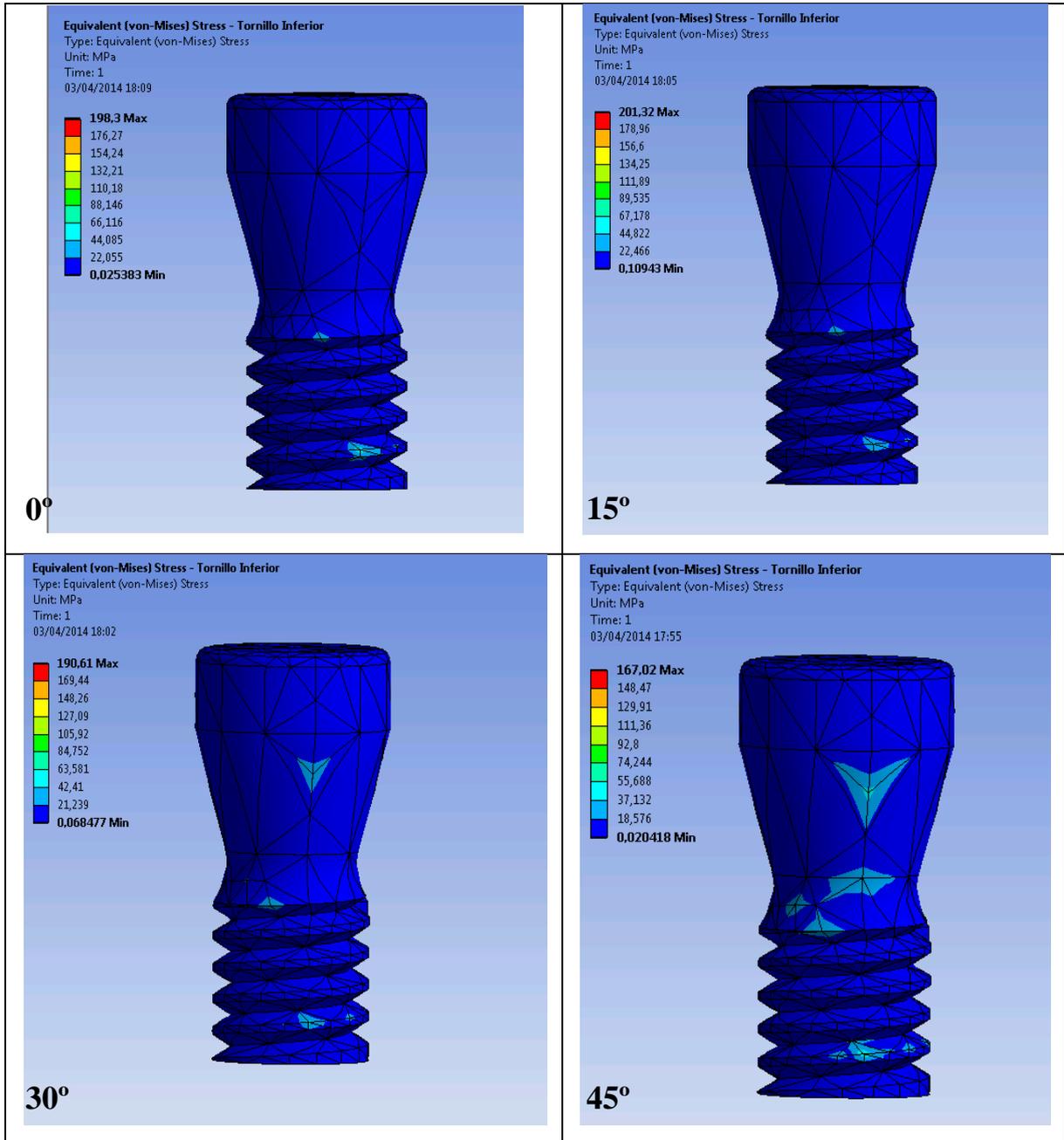


FIGURA 39. Distribución del estrés a nivel del tornillo del pilar tras aplicar una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación en el modelo con atornillamiento transoclusal visto desde lingual.

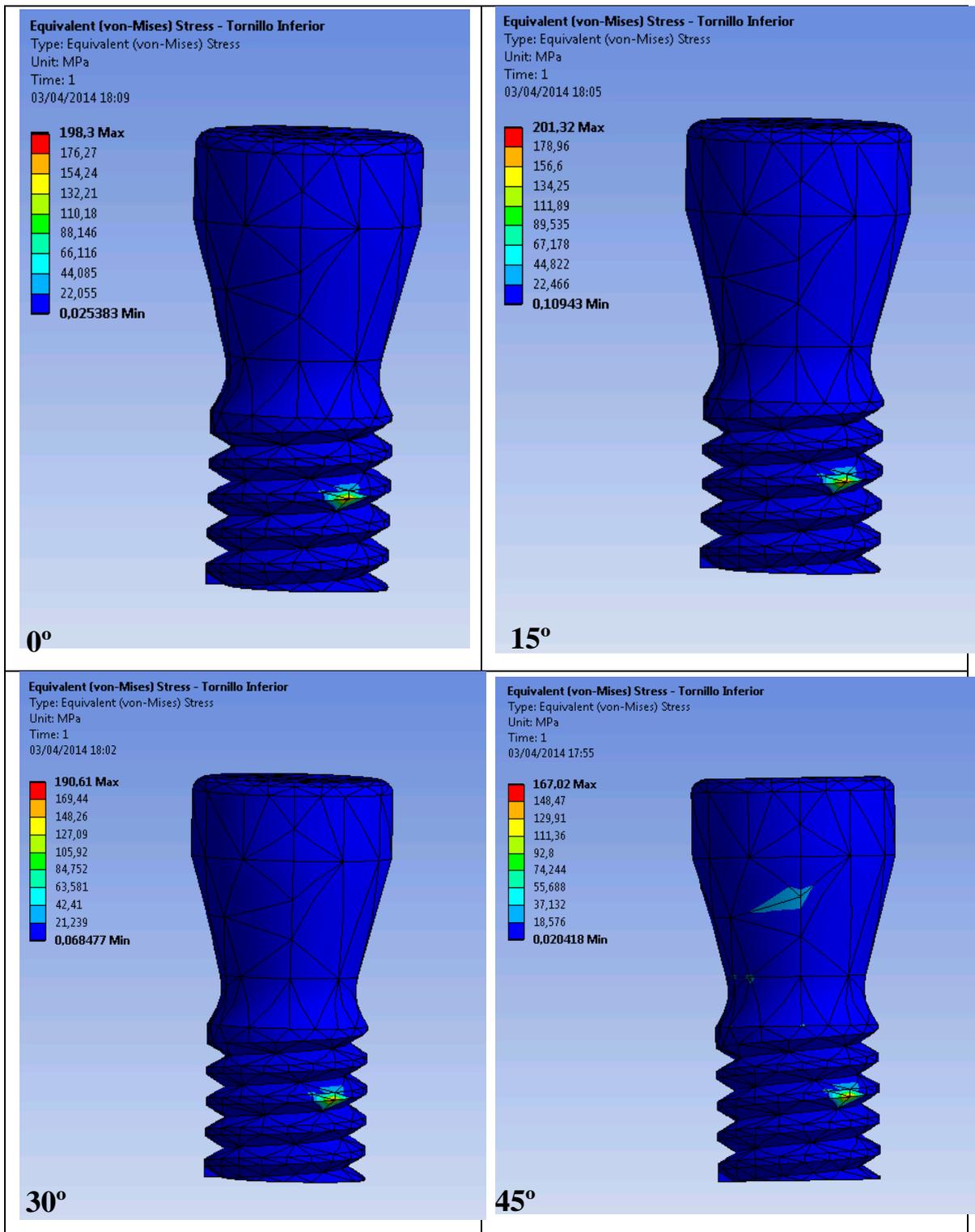


FIGURA 40. Distribución del estrés a nivel del tornillo del pilar tras aplicar una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación en el modelo con atornillamiento transoclusal en visión vestibular.

LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS EN EL TORNILLO PROTÉSICO (TRANSVERSAL Y TRANSOCCLUSAL)

Las FIGURAS 41 y 42 muestran la localización y distribución del estrés en el tornillo protésico para el modelo con atornillamiento transversal (tornillo transversal) y transoclusal (tornillo transoclusal) respectivamente bajo la acción de carga axial y no axial.

Cuando sobre el tornillo transversal actúa una carga de 300N, independientemente de la inclinación de la fuerza, el pico de estrés se localiza a nivel de la última espira del tornillo en su parte inferior y desde ahí se distribuye hacia la parte oclusal del tornillo. Cuando la carga se aplica a 0° y 15° la localización y distribución de la tensión es muy similar, hallándose el pico de estrés a nivel de la última espira desde donde se distribuye hacia oclusal sin llegar a las dos primeras espiras. Por otra parte, cuando la carga se aplica a 30°, la tensión se localiza en la última espira y se distribuye por la cara oclusal y gingival de las cuatro últimas espiras, mientras que para 45°, la tensión se localiza en la zona gingival de la última espira, desde donde se distribuye por la cara gingival de las últimas cinco espiras, insinuándose también en la punta o parte apical del tornillo transversal.

Por otra parte, cuando se aplica una carga axial de 300N sobre el modelo con atornillamiento transoclusal, el estrés se localiza principalmente en el cuello del tornillo transoclusal, así como también en los 2/3 de la parte superior de la cabeza del mismo pero con menor intensidad en este último. Por otra parte, cuando se modifica la dirección de la carga y ésta pierde la axialidad, la localización y distribución de la tensión permanece en las zonas citadas (cabeza y cuello) pero se desplaza ligeramente hacia la cara vestibular del tornillo, presentando el pico de estrés a nivel del cuello. Asimismo, para la inclinación de 15° el estrés se

localiza en la cara vestibular desde donde se disipa hacia lingual pero sin llegar a ella a diferencia de lo que ocurría para la carga axial, dejando libre de estrés los 2/3 apicales de la cabeza del tornillo y la parte lingual del cuello, mientras que para 30° y 45° el estrés se localiza a nivel de todo el contorno del cuello del tornillo y la cara vestibular de la cabeza del mismo, desde donde se disipa hacia lingual dejando libre de tensión los 2/3 apicales de la cabeza del mismo para ambas inclinaciones. Cabe destacar que para cuando la fuerza de ejerce a 45° de inclinación, aparece una tercera zona de estrés en la cara lingual del cuello del tornillo donde se produce un pico de estrés.

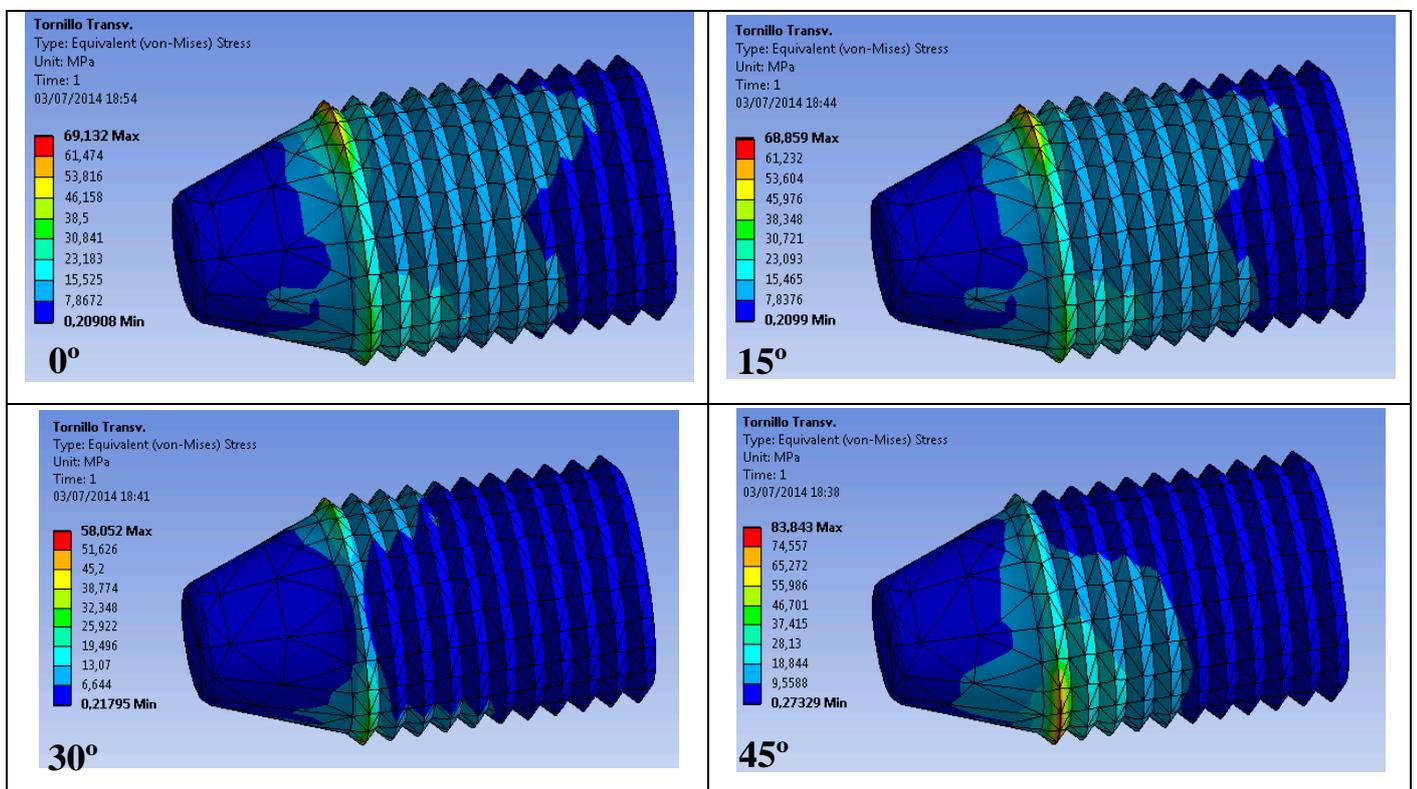


FIGURA 41. Distribución del estrés a nivel del tornillo transversal tras aplicar una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación.

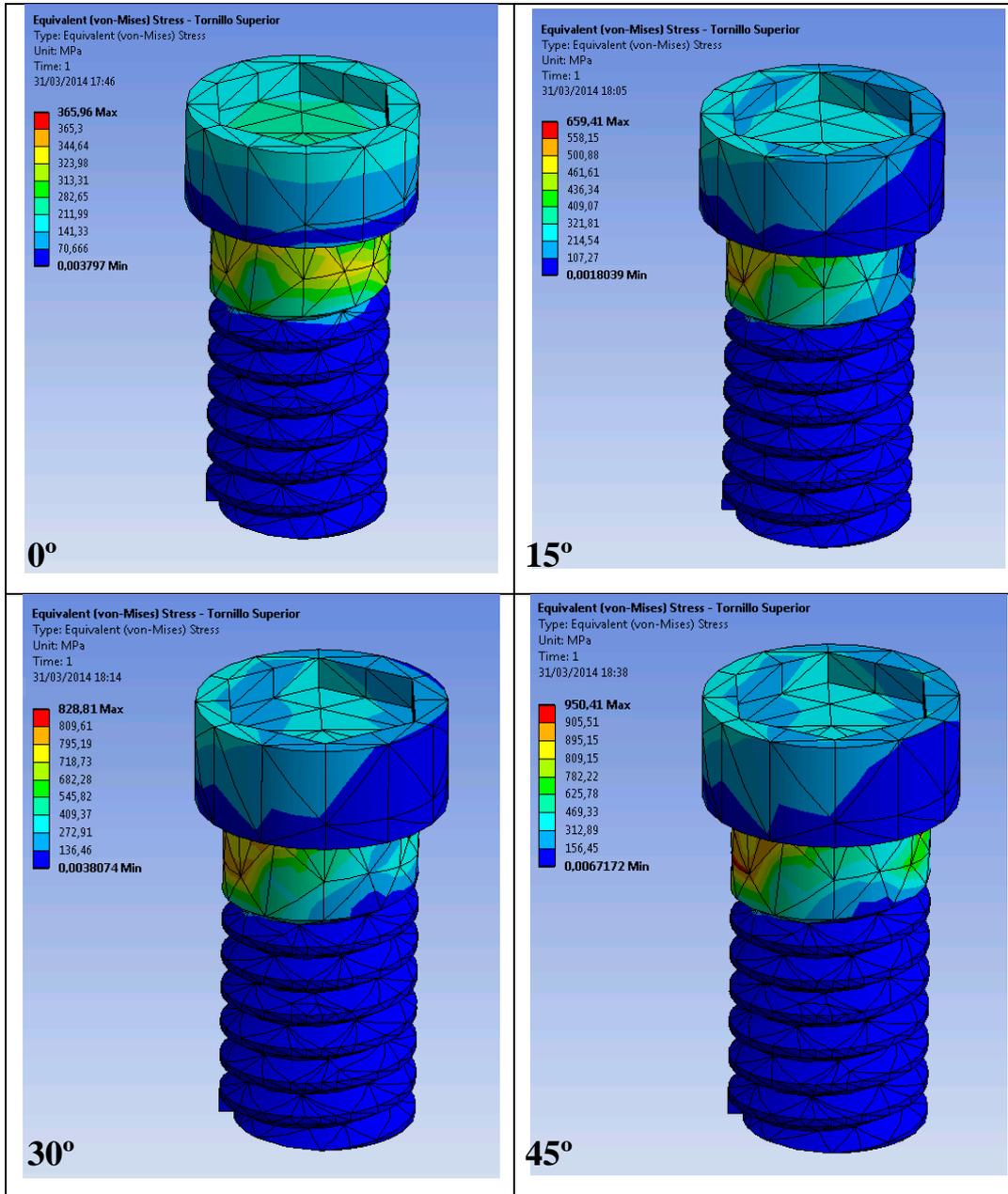


FIGURA 42. Distribución del estrés a nivel del tornillo transoclusal tras aplicar una fuerza oclusal de 300N de diferente angulación.

VI. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

6.1.- Del material y metodología empleados.

6.2.- Del estrés transferido al hueso periimplantario y de su localización-distribución.

6.3.- Del estrés transferido al implante y de su localización-distribución.

6.4.- Del estrés transferido a los aditamentos protésicos y de su localización-distribución.

6.1.- DEL MATERIAL Y METODOLOGÍA EMPLEADOS

En nuestro ensayo se empleó el análisis mediante elementos finitos (AMEF) que ha sido utilizado en el campo de la odontología desde hace más de treinta años para evaluar el comportamiento biomecánico de los implantes, hueso periimplantario, aditamentos protésicos y restauraciones implantosoportadas proporcionando una serie de datos adicionales a los experimentos de laboratorio y permitiendo, entre otras cosas, investigar condiciones fisiológicas sin ningún tipo de limitaciones, siempre y cuando consideremos la complejidad de caracterizar las situaciones clínicas particulares, respetando los parámetros modelados como las condiciones de carga, las condiciones de contorno y las propiedades de los materiales (Holmes and Loftus, 1997; Sato et al., 1999; Williams et al., 1990).

Sin embargo, su aplicación no está exenta de limitaciones, puesto que para llevar a cabo los métodos de cálculo, es necesario asumir ciertas simplificaciones debido a la complejidad de los modelos de estudio. Estas simplificaciones relacionadas con las propiedades de los materiales, la geometría del modelo y las condiciones de carga, dan lugar a que los resultados no necesariamente se correspondan con la situación clínica a estudiar por lo que deben ser interpretados con prudencia y, siempre que sea posible, deben ser contrastados mediante estudios *in vivo*. Por tanto, los resultados obtenidos mediante AMEF son sólo válidos para el modelo estudiado y para las características estudiadas y siempre teniendo en cuenta las simplificaciones consideradas. Para poder inferirlos clínicamente, han de considerarse las características particulares en cuanto a la geometría del hueso, del implante, las propiedades de los materiales empleados y las características de contorno (Geng et al., 2001). Además, estos resultados deben considerarse cualitativamente pero no cuantitativamente pues su valor numérico dependerá de la sofisticación del modelo empleado (Misch

and Ismail, 1993). (Barbier et al., 1998; Stegaroiu et al., 1998a), esto es, podemos admitir como válidas la localización y distribución del estrés pero no así su valor numérico.

En cuanto a las propiedades de los materiales, éstas van a influir en gran medida en los resultados obtenidos, pudiendo modelarse como isotrópicas, transversalmente isotrópicas, ortotrópicas o anisotrópicas, aunque en la mayoría de los estudios, y también en el nuestro, las consideramos homogéneas y linealmente isotrópicas para simplificar los modelos (Chang et al., 2010; Assuncao et al., 2010; Cruz et al., 2009; Özcelik et al., 2011; Kurniawan et al., 2012).

Así, a la hora de modelizar el **hueso** periimplantario hemos empleado una porción de hueso mandibular a nivel del segundo premolar, tipo A-2 de la clasificación de Lekholm and Zarb (1985), que es la más utilizada por los clínicos para referenciar el tipo de hueso empleado, tal y como hicieron otros autores (Baggi et al., 2008; Natali et al., 2006a, 2006b) proporcionando diferentes propiedades mecánicas al hueso cortical y trabecular representados por su módulo de Young y Cociente de Poisson. Sin embargo, cabe destacar que en la literatura consultada, encontramos ligeras diferencias entre los módulos de Young y Poisson empleados para el hueso y cuyos valores máximos y mínimos podemos ver en la TABLA 4, lo que dará lugar a diferencias entre los resultados obtenidos (Natali et al., 2006b).

		VALOR MÁXIMO (AUTOR)	VALOR MÍNIMO (AUTOR)
HUESO CORTICAL	MÓDULO DE YOUNG	20,7 (Saab et al., 2007)	13 (Hsu et al., 2007)
	COEFICIENTE DE POISSON	0,30 (Saab et al., 2007)	0,25 (Benzing et al., 1995)
HUESO TRABECULAR	MÓDULO DE YOUNG	1,6 (Moreira et al., 2013)	1 (Ciftci and Canay, 2001)
	COEFICIENTE DE POISSON	0,31 (Borchers et al., 1983)	0,25 (Natali et al., 2006a y b)

La TABLA III muestra alguno de los valores máximos y mínimos encontrados en la literatura para el Módulo de Young y Coeficiente de Poisson del hueso cortical y trabecular.

Además, las propiedades del hueso, como el resto de materiales empleados en nuestro estudio, se consideraron homogéneas y con elasticidad lineal e isotrópicas, como hicieron también otros autores en estudios similares al nuestro (Gardner, 2005; Hsu et al., 2009; Maeda et al., 2007; Petrie and Williams, 2007; Sahin et al., 2002). Es decir, las propiedades del mismo se asumieron iguales en todas las direcciones del espacio y donde son necesarias dos propiedades elásticas independientes como son el módulo de Young y el coeficiente de Poisson para definirlo, cosa que no ocurre en el caso de la mandíbula, aunque estas propiedades se suelen asignar a los modelos óseos mandibulares por su simplicidad (Kurniawan et al., 2012). Sin embargo, está bien documentado que las propiedades de los tejidos vivos y especialmente de la mandíbula, son diferentes, donde el **hueso** cortical de la mandíbula es anisótropo, esto es, con distintas propiedades en las diferentes direcciones del espacio (Geng et al., 2001; Kurniawan et al., 2012) y no homogéneo, aunque para simplificar los modelos, en algunos estudios lo consideran transversalmente isotrópico (Kurniawan et al., 2012; Cochran, 2000), donde con cinco propiedades elásticas independientes las que se utilizan para definirlo, en lugar de las

nueve para un material ortotrópico (independencia en las tres direcciones pero simetría en cada eje perpendicular) o las 21 que se necesitan para un material anisotrópico derivadas de la ley de Hook (Kurniawan et al., 2012). Recientes estudios han concluido que esa anisotropía del hueso tiene un efecto significativo en la tensión y deformación periimplantaria y que por tanto debe ser tenida en cuenta en la biomecánica mediante AMEF (Liao et al., 2008) lo que está en desacuerdo con lo propuesto por O'Mahony et al. (2001), que entienden que la diferencia de distribución de la tensión/deformación al realizar esta suposición es casi imperceptible (O'Mahony et al., 2001).

Por otro lado, en cuanto a la morfología del hueso empleado, en nuestro estudio hemos empleado una porción de hueso mandibular a nivel del segundo premolar para los dos modelos para disminuir el tiempo de computación y modelado y facilitar su comparación al disminuir las variables, empleando el tipo A-2 de la clasificación de Lekholm and Zarb (1985) y con ensanchamiento apical, tal y como encuentran Hudieb et al. (2010) como más frecuente. Sin embargo, otros estudios emplean morfologías óseas diferentes a la nuestra, modelando el hueso mandibular completo (Iplikcioglu and Akça, 2002), empleando un cilindro de hueso (Akça and Cehereli, 2006), bloques de hueso (Sevimay et al., 2005 a y b) o hemimandíbulas (Achour et al., 2011; Merdji et al., 2010) y obteniendo las imágenes a partir de las tomografías computerizadas o resonancias magnéticas de los pacientes (Natali et al., 2006b; Lin et al., 2009) y posterior diseño CAD (Kurniawan et al., 2012). No obstante suponen tiempo y coste computacional elevado/adicional, además de no mejorar el modelo, ya que se ha comprobado que modelar una porción de hueso a una distancia superior a los 4,2 mm mesial o distal al implante no modificaba la precisión del AMEF (Teixeira et al., 1998).

Otra consideración realizada en este trabajo es que el implante estaba recubierto por hueso en toda su periferia y hasta 1,8 mm de la plataforma del implante, sin tener en consideración la presencia de cráteres ni pérdidas óseas periimplantarias, al contrario de como hicieron Rodríguez-Ciurana et al. (2009) y Akça and Cehreli (2006), ni otra serie de consideraciones anatómicas que, como hemos comentado, puedan repercutir en los resultados obtenidos. También hemos considerado un grado de unión oseointegrada entre el hueso y el implante del 100%, a sabiendas que este hecho no ocurre en la realidad en el sentido de que no existe una superficie de contacto entre el hueso y el implante absoluta, al contrario que Guan et al. (2010) en cuyo estudio emplean una superficie oseointegrada del 50% para el hueso trabecular y 100% para el cortical o como hicieron Kurniawan et al. (20012), quienes modelizaron una unión entre hueso e implante del 25%, 50%, 75% y 100% encontrando que el tipo de hueso y grado de oseointegración influían a la relación estrés/deformación de manera que para menor estrés y deformación se necesita hueso más denso y con mayor superficie de oseointegración, al contrario de lo que encuentran Papavasiliou et al., (1997) que concluyeron en su trabajo que el porcentaje de superficie oseointegrada entre hueso e implante no afecta a los niveles de estrés y su distribución bajo cargas axiales y no axiales mediante AMEF.

Por otro lado, en el presente estudio, seleccionamos un **implante** roscado en dos piezas de 4,1 mm de diámetro por 10mm de longitud de la casa Straumann que ha sido empleado en otros estudios con AMEF (Sevimay et al., 2005 a y b; Wu et al., 2010; Chang et al., 2013a; Degerliyurt et al., 2010; Akca and Cehreli., 2006; Koca et al., 2005; Eskitascioglu et al., 2004). La interacción entre el implante y su entorno es muy importante en el éxito de la rehabilitación, donde ciertos factores como su forma, diámetro, longitud, diseño de superficie y posicionamiento

espacial entre otros (Geng et al., 2004; Verry et al., 2007; Baggi et al., 2008) van a determinar la localización y distribución del estrés y por tanto influir en los resultados obtenidos.

En cuanto al diámetro y longitud, la mayoría de los estudios coinciden en que un aumento de la longitud y el diámetro del implante se traduce en una menor transferencia de estrés al terreno de soporte, pues suponen un aumento de la superficie de contacto entre el hueso y el implante (Guan et al., 2009; Chun et al 2002), aunque por otra parte mucho son los estudios que apuntan que el aumento del diámetro del implante tiene un papel más importante que el aumento de la longitud del mismo (Himmlová et al., 2004; Petrie and Williams 2007; Qian et al.,2009) lo que parece razonable puesto que, como hemos visto, la tensión se suele localizar en la cresta ósea en los estudios con AMEF. Sin embargo, dependiendo de la calidad del hueso, el tratamiento de superficie y geometría de la rosca (paso, forma y profundidad) va a influir en la efectividad el implante. Así, cuando el hueso es de baja densidad, el incremento de la longitud del implante parece ser más favorable en cuanto a la disminución del estrés en el terreno de soporte (Roberts et al., 1994), prefiriéndose los implantes roscados a los lisos y cilíndricos (Misch and Bidez, 2008).

Como material para el implante empleamos el titanio grado IV comercialmente puro, siendo este el más empleado en el AMEF para los implantes y que viene determinado por su módulo de Young y Coeficiente de Poisson. En la literatura consultada encontramos diferencias en cuanto al módulo de Young y Poisson del titanio (rango entre 120 (Jörn et al., 2014) y 102 (Hsu et al., 2007) para el módulo de Young y 0,30 (Chang et al., 2013a) y 0,37 (Moreira el al., 2013) para el coeficiente de Poisson) aunque con menor variabilidad que para el hueso lo que repercutirá en los resultados obtenidos. Otros autores han empleado otros materiales como el

zirconio o el CFR-PEEK (carbon fiber reinforced-poly ether ether ketone) que ha demostrado ser un excelente sustituto del titanio en aplicaciones ortopédicas, aunque no presenta ventajas en relación al empleo del titanio (Sarot et al., 2010).

En nuestro estudio, empleamos un único de diseño de implante para ambos modelos, pero este estudio se podía enriquecer empleando diferentes tipos de diseño de implantes pues entender los efectos de diferentes diseños en diferentes calidades de hueso es importante en la selección del implante y el éxito a largo plazo de los mismos (Misch, 1990; Papavasiliou et al., 1997). Sin embargo, autores como Lin et al. (2009) entienden que el diseño del implante es lo menos importante en lo que a transferencia de tensión al terreno de soporte se refiere, primando la posición del implante así como las condiciones de carga a las que está sometido. Esta opinión está de acuerdo con la ofrecida por Bozkaya et al. (2004) donde al estudiar diferentes tipos de implantes concluyen que el diseño o tipo de implante sólo es significativo cuando se emplean cargas superiores a 1000 N, es decir, en pacientes bruxistas/con parafunciones.

Con respecto a los **aditamentos protésicos** y la relación de unión entre sí y al implante, debemos tener en cuenta una serie de factores que pueden influir en el comportamiento biomecánico del conjunto como son el material empleado, el grado de ajuste entre componentes, el coeficiente de fricción o rozamiento y la precarga de los tornillos puesto que la variación del diseño y características de los componentes va a producir diferencias en la tensión/deformación y distribución de las cargas alterando la transmisión de la fuerza al terreno de soporte (Adell et al., 1981; Haas et al., 2002). Además, todas las **interfases** entre los componentes se consideraron perfectamente acopladas y con ajuste pasivo, sin contabilizar discrepancias ni verticales ni laterales entre los mismos simulando una situación ideal, hecho que influirá en las complicaciones clínicas como la fractura o

aflojamiento del tornillo (Geng et al., 2001; Hebel and Gajjar, 1997). Tampoco consideramos el coeficiente de rozamiento entre los componentes como otros autores (Lin et al., 2008; Alkan et al., 2004; Wu et al., 2010), consiguiendo de este modo modelos más simples pero menos realistas. El patrón de distribución del estrés será diferente dependiendo de los materiales así como del grado de “ajuste” entre los componentes y su rozamiento, lo que puede considerarse una limitación inherente a nuestro estudio.

Con respecto a la **conexión** empleada, los sistemas más conocidos de conexión son el hexágono externo e interno y más recientemente la conexión tipo cono morse, donde un cono se enfrenta a otro (Perriard et al., 2002), que se presenta con muchas ventajas, como el poder disminuir la contaminación bacteriana entre el implante y la prótesis, mejorar estética y biológicamente la calidad del tejido periimplantario así como reducir el riesgo de pérdida del tornillo protésico (Sutter et al., 1993; Binon et al., 1994) y por tanto es la que empleamos en nuestro estudio. Hansson (2003) encontró que el pico de estrés en la interfase hueso-implante generado por una interfase cónica era menor que la producida por una junta a tope, al igual que encuentran Merz et al. (2000) al comparar mediante AMEF una junta a tope con una conexión tipo cono morse encontrando que la conexión de pilar cónico fue superior mecánicamente y ayudo a explicar su significativamente mejor estabilidad a largo plazo en aplicaciones clínicas.

En nuestro estudio, pretendemos valorar el comportamiento biomecánico del atornillamiento transversal en prótesis unitaria implantosoportada, por lo que empleamos como **pilar** en el primer modelo el pilar SynOcta Ts para atornillado transversal y en el segundo el SynOcta para atornillado transoclusal, ambos de la casa Straumann, por ser ésta de las pocas casas que ofrecen pilares para atornillamiento transversal al tratarse ésta de una técnica poco conocida y sobre la que hay poca

información. El inconveniente de emplear un pilar para atornillamiento transversal es que no existen estudios con AMEF sobre ellos, limitándose a casos clínicos con nula utilidad estadística o biomecánica y no pudiendo por tanto ser comparables con nuestro estudio.

Por otra parte, en la literatura consultada apenas existen estudios en los que se estudie la biomecánica de los aditamentos protésicos, salvo Álvarez-Arenal et al. (2013), sino que se centran más en la transmisión de la carga al terreno de soporte, donde para simplificar los modelos, en algunos trabajos sólo emplean un pilar de cicatrización en lugar de una restauración (Chun et al., 2006; Maeda et al., 2007; Sahin et al., 2002) y llegando incluso a no modelar ningún aditamento protésico sino que se aplica la carga directamente sobre el implante (Natali et al., 2006b).

Por otra parte, empleamos tornillos de titanio para unir los diferentes componentes entre sí cuya morfología intenta reproducir la original empleada por la casa Straumann para estas restauraciones y de cuya variación repercutirá en el resultado final. En nuestro caso, empleamos el mismo material para los tornillos, implante y pilar al igual que hicieron otros autores (Sevimay et al., 2005 a y b; Sarot et al., 2010; Chang et al., 2013a; Balik et al., 2012), mientras que, para obtener modelos más realistas, Jörn et al. (2014) emplean diferentes propiedades para el titanio, empleando unos valores para el tornillo mientras que para implante y pilar usan el mismo. Además, la modificación del material empleado para los tornillos permitiría obtener modelos más prácticos, puesto que en la realidad clínica, además de los tornillos de titanio, también se emplean otros materiales como el acero inoxidable, oro o titanio sometido a un proceso de carburación (superficie DLC: Diamond-Like Carbon).

En nuestro trabajo no tuvimos en cuenta la precarga de los tornillos ni por tanto los coeficientes de fricción, al contrario de como hicieron Jörn et al. (2014) que modificaron el coeficiente de fricción en el tornillo

encontrando que la precarga aumentaba conforme disminuía el coeficiente de fricción (entre 0,2 y 0,5) que a su vez aumentaba la tensión en los componentes, concluyendo que la precarga del tornillo debería incluirse en los estudios con AMEF para una evaluación realista del estrés entre el implante y el pilar y que el coeficiente de fricción influye significativamente el valor de la precarga del tornillo y modifica el estrés en el complejo implante-pilar, por lo que nuestros resultados deberán ser interpretados con cautela y teniendo en cuenta las simplificaciones realizadas. Aunque los resultados obtenidos en este AMEF están próximos a la realidad clínica, el empleo de un solo material y no tener en cuenta la precarga de los tornillos puede considerarse otra limitación presente en nuestro trabajo.

Con respecto a la restauración, se modelizó una **corona** compuesta por un núcleo de Cr-Co y recubrimiento de porcelana feldespática como se hizo en trabajos anteriores (Cibirka et al., 1992; Williams et al., 1990; Wheeler, 1969). Sin embargo, cuando revisamos la literatura, podemos encontrar estudios que indican que el empleo de materiales de bajo módulo de elasticidad, como el acrílico o el composite, mejoran la transmisión del estrés al terreno de soporte minimizando la fuerza de impacto. Es el caso del antiguo modelo matemático de Skalak (1983), que defendía el empleo de dientes artificiales en resina acrílica, pues los consideraba capaces de absorber la carga oclusal y no transmitir tanta tensión al hueso perimplantario o como Gracis et al. (1991) que encuentran una reducción de la fuerza de impacto del 50% al comparar resina foto o termopolimerizable con cerámica y aleaciones de metales nobles usados como materiales de restauración en prótesis sobre implantes. Otra investigación más reciente, también *in vitro*, muestra en un modelo simulado de hueso periimplantario y robot capaz de reproducir los movimientos y las fuerzas masticatorias, que la cerámica transmitía

significativamente mayores fuerzas que tres tipos de resina composite (Conserva et al., 2009) y finalmente Erkmen et al. (2011) que encuentran mayores valores de tensión con aleaciones de Cr-Co y porcelana comparada con composite reforzado con fibra de vidrio. En esta dirección también apunta el estudio de Sevimay et al., 2005b en el que concluyen que la asociación entre porcelana feldespática y metal junto con el empleo de estructuras realizadas en In-Ceram generan más estrés que el empleo de porcelana y metal noble o coronas realizadas con IPS Empress 2.

Aunque las investigaciones que comparan los materiales de recubrimiento no son estrictamente comparables entre si y a nuestro ensayo porque se emplean variables diferentes en cuanto a tipo de prótesis y extensión, material empleado para el recubrimiento, aleación y forma de la supraestructura, valores de las cargas, tipo de hueso e implantes, en general y al contrario de lo comentado anteriormente, muestran resultados de un menor estrés en los tejidos de soporte asociado al uso de materiales con mayor módulo de elasticidad como la porcelana o aleaciones de Cr-Co, aunque algunos no son concluyentes. En esta línea, Sergötz (1997) comprobó que la combinación Cr-Co y porcelana produce una distribución de la tensión más favorable, al comparar mediante AMEF diferentes materiales de estructura (resina, composite y porcelana) y recubrimiento (oro, plata-paladio, cromo cobalto y aleaciones de titanio) al poseer un módulo de elasticidad dos veces superior al oro (Sevimay et al., 2005b) pero menor flexibilidad, siendo esta menos de la mitad que para la misma estructura hecha de aleación de alto contenido en oro (O'Brien, 1997).

En la literatura odontológica también hay artículos con datos que muestran que no hay diferencias significativas o son similares los valores y distribución del estrés en implantes y hueso periimplantario con el uso de porcelana, resina acrílica, resina de composite y aleación de oro, sea en prótesis fija implantosoportada de tres unidades (Papavasiliou et al., 1996;

Stegariou et al., 1998), en prótesis unitaria (Wang et al., 2002; Juodzbaly et al., 2005; Gomes et al., 2011) o de arcada completa mandibular (Sergötz, 1997); ya sea mediante estudios con AMEF al comparar composite ,acrílico, porcelana y corona entera de cromo níquel (Santiago Junior et al., 2013) o incluso mediante extensiometría (Stegariou et al., 2004; Hobkirk and Psarros, 1992) en los que tampoco encuentran diferencias entre el uso de porcelana o resina. Cibirka et al. (1992), en un estudio in vitro, compararon la transmisión de fuerzas al hueso humano por superficies oclusales de oro, porcelana y resina y no encontraron diferencias significativas en el cociente de absorción de fuerzas entre los 3 materiales (Papavasiliou et al., 1996). Algunos autores piensan que esto puede ser debido principalmente a que su volumen y rigidez comparados con el de la estructura metálica y el implante es muy pequeño (Juodzbaly et al., 2005). Por otra parte, también se señala que el mayor aumento de estrés en los implantes fue con resinas en carga axial (Stegariou et al., 1998) o que para materiales con bajo módulo de elasticidad había mayor concentración de estrés en los tornillos (Sergötz, 1997), lo que lleva a concluir que no se puede considerar que las resinas tengan un efecto mecánico protector, no obstante, en un estudio retrospectivo de cohortes con más de 18 años de seguimiento se relatan similares complicaciones biológicas y técnicas usando aleaciones de Cr-Co y oro recubiertas con porcelana oacrílico (Teigen and Jokstad, 2012).

Y al contrario, otros artículos más recientes relatan mayor transmisión de estrés a la supraestructura con resina acrílica y de composite y otros materiales con un menor módulo de Young comparados a porcelana, sea en prótesis parcial fija implantosoportada de tres unidades (Ciftçi and Canay, 2001; Eraslan et al., 2010), de dos unidades comparado a cerámica y aleación de oro (Wang et al., 2002) o en prótesis unitaria con datos que muestran que la distribución del estrés es más favorable con

materiales de alto módulo de elasticidad como porcelana/titanio o zirconio (Assunção et al., 2010; Dejak et al., 2012).

La mayor transmisión de estrés al terreno de soporte al emplear un recubrimiento de bajo módulo de Young puede explicarse en tanto que éste relaciona el estrés (tensión) y la deformación de un material, de tal manera que nos informa del cambio de longitud (deformación longitudinal) que experimenta el material por efecto del estrés provocado por una fuerza, es nuestro caso fuerza oclusal de compresión. Para un mismo estrés, los materiales con alto módulo de elasticidad como la porcelana, se deforman menos que aquellos con un módulo de elasticidad bajo como la resina acrílica. En cualquier caso, cuando un cuerpo o material se deforma (se acorta) por acción de una fuerza de compresión, al mismo tiempo se alarga en sentido perpendicular a la fuerza, siendo el coeficiente de Poisson el que relaciona la deformación longitudinal y la transversal, de tal manera que para un material con módulo de Young pequeño combinado con un módulo de Poisson alto como los asignados a la resina acrílica hacen que se deforme mucho con poca energía o tensión y lo contrario ocurrirá con la porcelana, que al tener un módulo elástico más alto y menor coeficiente de Poisson, se deforma menos con mayor consumo de energía con lo que el estrés transferido a la prótesis y tejidos de soporte será menor ya que la mayor parte de la carga aplicada se emplea en deformar longitudinalmente el material cerámico con mínima deformación transversal. Por el contrario, la mayor deformación longitudinal y transversal que sufre la resina o los materiales con bajo módulo de elasticidad provoca momentos de rotación y flexión en la supraestructura que aumenta el estrés y la concentración de estrés los implantes, pilares y hueso periimplantario (Stegariou et al., 1998; Rubo and Capello-Souza, 2010; Abreu et al., 2010).

Además del material de recubrimiento, es importante valorar la composición de la supraestructura que lo sustenta. En nuestro trabajo,

idealmente el fabricante recomienda realizar la estructura de la restauración con atornillamiento transversal mediante el pilar sobrecolable en oro por su mayor exactitud, sin embargo, decidimos emplear el Cr-Co pues, como hemos visto, reduce el estrés transferido a los componentes (Williams et al. 1990) y gracias a los nuevos sistemas CAD-CAM, es posible acercarse a este grado de ajuste modelizado, tal y como hicieron Chio and Hatai (2011) en su estudio clínico.

Por el contrario, la dirección de la fuerza juega un rol mayor que el material en el estrés transferido al hueso (Juodzbaly et al., 2005). Cuando se emplea el AMEF en implantología, es importante considerar no sólo las **fuerzas** axiales y horizontales sino también las oblicuas, puesto q estas últimas representan condiciones más realistas (Holmgren et al., 1998). En nuestro estudio empleamos una carga estática de 300 N y no una dinámica, aunque ésta sea más parecida a la realidad y produce mayor estrés en la interfase hueso implante (Kayabasi et al., 2006). Dicha magnitud ha sido empleada por otros autores ya sea de forma puntual o repartida en varios puntos de aplicación (Saidin et al., 2012; Koca et al., 2005; Natali et al., 2006a; Sevimay et al., 2005 a y b; Eskitascioglu et al., 2004) y está considerada dentro de la fuerza oclusal normal en el sector posterior de personas adultas (Van Eijden, 1991) y lejos de del rango entre 20 y 2440N descrito por Brunski en 1988. Aunque el rango de fuerzas empleadas en los diferentes estudios con AMEF es muy amplio, debemos tener en cuenta que los valores más altos corresponden a condiciones de carga extremas en pacientes bruxistas (Bozkaya et al., 2004; Judbaly et al., 2005) y los menores valores suelen corresponder al componente horizontal de la carga (Maeda et al., 2007; Achour et al., 2011; Tada et al., 2003; Balik et al., 2012).

En cuanto a la dirección de la fuerza, cuando se emplean elementos finitos, es importante considerar no sólo la carga axial sino también las

oblicuas. En nuestro trabajo hemos empleado cuatro inclinaciones diferentes de carga respecto al eje longitudinal del implante (0°, 15°, 30° y 45°) para intentar representar todas las situaciones clínicas posibles que se producen durante la masticación a pesar de que los estudios sobre fuerza de masticación indican una variación considerable dependiendo de la zona de la arcada a estudiar y entre individuos por lo que no es exactamente comparable con otros estudios.

Dicha carga la aplicamos en dirección linguo-vestibular, sabiendo que las tensiones se localizarán más a nivel de las corticales vestibular o lingual en función de la resultante de la carga (Geng et al., 2001; Eskitascioglu et al., 2004), mientras que para una carga axial, los diferentes estudios indican que la resultante se localizará a nivel del hueso cortical y el ápice del implante (Hoshaw et al., 1994). Otros autores, sin embargo, utilizan fuerzas axiales (Maeda et al., 2007; Koca et al., 2005; Kurniawan et al., 2012; Sevimay et al., 2005 a y b; Eskitascioglu et al., 2004; Ohashi et al., 2010), 0° y 15° (Sahin et al., 2002), 10° y 30° (Natali et al., 2006b) o 0° y 45° (Hsu et al., 2009; Chu et al., 2011; Lin et al., 2008; Toniollo et al., 2013; Ao et al., 2010) entre otras muchas combinaciones empleadas, reduciendo el número de situaciones clínicas estudiadas con respecto a nuestro trabajo. Por el contrario, en la literatura consultada, sólo el trabajo de Álvarez Arenal et al.(2013) emplea las mismas inclinaciones de fuerza que nosotros, seguido por Chun et al (2006) en el que las condiciones de carga empleadas fueron de 0°, 15°, 30° y 60° u otros autores que emplean tres direcciones diferentes (Balik et al., 2012; Merz et al., 2000; Alkan et al., 2004; Judbalys et al., 2005; Pellizzer et al., 2013; Geng et al., 2004; Holmgren et al., 1998) así como el estudio de Qian et al. (2009) donde estudian un rango de inclinaciones que van desde los 0° (fuerza vertical) hasta los 85° de inclinación.

Aún así, la masticación puede producir patrones de fuerza complejos imposibles de reproducir y aunque nuestro modelo de estudio mediante elementos finitos está muy próximo a la realidad clínica, debemos considerar esta variación respecto a la realidad como una limitación añadida a nuestro estudio.

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

Los resultados de nuestro estudio muestran claramente un incremento del estrés en el hueso periimplantario a medida que aumenta la inclinación de la fuerza, concentrándose en los 2 mm oclusales al mismo en ambos modelos estudiados siendo mayor en cualquier caso en el modelo con atornillamiento transversal. Estos resultados encontrados en nuestro ensayo eran previsibles, pues, como hemos comentado, las fuerzas axiales generan principalmente estrés por compresión y son bien toleradas por el hueso, mientras que el componente horizontal de las fuerzas genera tensiones de tracción y cizallamiento que son mal toleradas por el hueso.

Pese a que algunos autores (Taylor et al., 2000) consideran que no existen datos que induzcan a concluir que la interfase oseointegrada responda de manera diferente a las diferentes apoyados en diferentes experimentos con modelo animal (Celletti et al., 1995; Miyata et al., 2000), la mayoría de los estudios encontrados en la literatura (Meijer et al., 1992; Meijer et al., 1993; Papavasiliou et al., 1996; Barbier et al., 1998; Sutpideler et al., 2004; Kitamura et al., 2005; Hsu et al., 2007) están en sintonía con los resultados encontrados en nuestro trabajo y a medida que va aumentando la angulación de la fuerza, se produce un incremento de estrés al hueso de soporte.

Este aumento de la tensión con el aumento de la angulación de la fuerza encontrado, puede ser debido a que al incrementar la angulación, se incrementa su momento de rotación, que, como ya hemos comentado, determina la capacidad lesiva de una fuerza y entre los factores que pueden aumentarla está el ángulo formado por la fuerza con su superficie de aplicación (peor cuanto más se aleje de los 90°) y el ángulo formado entre la dirección de la fuerza y el eje axial. Como ya hemos comentado, el momento de rotación de una fuerza (M) es igual al producto de la fuerza aplicada (F) por la distancia perpendicular desde el centro de rotación a la fuerza (h), es decir, $M=F \times h$. De esta manera, al aumentar la inclinación de la fuerza, aumenta la distancia “h”, por lo que es fácil comprender por qué cuanto mayor sea la angulación de la fuerza, mayor es su capacidad lesiva tal y como ocurre en ambos modelos estudiados. Por otro lado, a mayor distancia desde el punto de aplicación de la fuerza, mayor será el momento de rotación (White et al., 1994) por lo que la tensión transferida al hueso dependerá en parte de la zona en la que la fuerza se aplica en la prótesis (Brunski and Hipp, 1984; Assif et al., 1996) y de la angulación que tome la “F” por lo que la oclusión con la arcada antagonista tiene gran importancia y deberá tenerse en cuenta para disminuir la tensión transmitida al hueso.

Si bien es cierto que en ambos modelos la tensión aumenta conforme lo hace la inclinación de la fuerza oclusal, dichos valores son menores en el modelo con atornillamiento transoclusal para todas las inclinaciones estudiadas, variando desde un 11,46% menor en el modelo con atornillamiento transoclusal con respecto al modelo con atornillamiento transversal para una angulación de 15° hasta un 31,23% menor para los 45°. Aunque no está muy claro, el atornillamiento transversal parece aumentar la tensión transferida al hueso periimplantario puesto que al presentar un pilar de mayor altura para soportar la corona, éste puede generar un brazo de palanca y favorecer así la concentración de

la tensión en la periferia del hueso conforme aumenta la inclinación de la fuerza o bien porque la presencia del tornillo transversal así como del dispositivo para su alojamiento en la estructura metálica de la corona favorece la concentración de la tensión en el hueso, hecho que se ve reflejado cuando al aplicar una fuerza axial en ambos modelos, la tensión se localiza principalmente en el lado lingual del modelo con atornillamiento transversal, coincidiendo con la posición o ubicación del sistema de atornillamiento transversal. Esta reducción de la tensión sufrida por el modelo con atornillamiento transoclusal puede ser una posible causa de reducción de la pérdida ósea periimplantaria mostrada en numerosos estudios clínicos, o dicho de otra manera, con el aumento de la angulación de la fuerza, el modelo con atornillamiento transversal parece ser más propenso a la pérdida ósea que el modelo con atornillamiento transoclusal.

Por otro lado, en ambos modelos e independientemente de la inclinación de la fuerza, el estrés se concentra en la región ósea periimplantaria circunscrita al hueso cortical, concentrándose en los 2mm oclusales al mismo en ambos modelos estudiados.

Esta localización y distribución del estrés en la zona oclusal de hueso y alrededor del cuello del implante está de acuerdo con lo citado en la bibliografía prácticamente sin excepción (Reiger et al., 1990; Bidez and Misch, 1992; Kitamura et al., 2004; Chun et al., 2006; Cruz et al., 2009; Qian et al., 2009; Tabata et al., 2010; Eraslan et al., 2010; Bevilacqua et al., 2010; Carvalho Silva et al., 2010; Assunçao et al., 2010; Özcelik et al., 2011) y responde a un principio de ingeniería llamado análisis de haz complejo, que afirma que cuando dos materiales con módulo de elasticidad diferentes (como los del titanio del implante y el hueso) están en contacto y en uno se aplica una carga, se observará un incremento del contorno de estrés donde los dos materiales toman contacto en primer lugar. Además, como el hueso cortical presenta mayor módulo de elasticidad (de 7 a 10

veces superior) que el hueso esponjoso (Van Rossen et al., 1990), es lógico pensar que la tensión se localice en su superficie, no obstante esta región proporciona resistencia al conjunto y protege al hueso trabecular cuando la restauración está sujeta a tensiones o cargas transversales donde el hueso cortical hace de fulcro, evitando la transmisión de tensión a una zona más débil como es el hueso trabecular. No debemos olvidar que la densidad ósea es uno de los principales factores que influyen en la pérdida ósea por sobrecarga oclusal donde el hueso de menor densidad es más propenso a sufrirla (Sevimay et al., 2005a). No es por tanto de extrañar que la mayor tasa de fracaso de implantes se encuentran en hueso de pobre densidad, como muestran Jaffin and Berman (1991) en un estudio de 5 años de implantes Brånemark, donde encontraron que de 949 implantes colocados en hueso tipo 1,2 y 3 se perdieron sólo el 3%, mientras que los 105 implantes colocados en hueso tipo 4 se perdieron en un 35%. Bass and Triplett (1991) en su estudio relacionando el éxito del implante con la anatomía de la mandíbula encontraron que para 1097 implantes Brånemark que el hueso de calidad 4 presentó mayor tasa de fallo, al igual que encontraron Hutton et al. (1995) que emplearon 510 implantes para retener sobredentaduras. En nuestro estudio, empleamos el hueso tipo A2 de la clasificación de Lekholm and Zarb (1985), que es un hueso de densidad media-alta, con una capa de hueso cortical gruesa y una esponjosa densa, que está más preparado que el hueso esponjoso pobremente mineralizado para soportar el aumento de las tensiones, por lo que es de esperar que en los modelos estudiados en nuestro trabajo la tasa de fracaso de los implantes sea más baja que si empleáramos un hueso menos denso.

Por otro lado, este aumento de tensión en el hueso que rodea en cuello del implante puede dar lugar a graves consecuencias clínicas, como la reabsorción o pérdida ósea periimplantaria. Mientras una pérdida de hueso alrededor del implante 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 a y b; Manz, 2000) y considerado como un fenómeno de remodelación habitual, su pérdida durante la función se relaciona principalmente con la colonización bacteriana y la sobrecarga oclusal. A pesar de no haber estudios en la literatura en cuanto la transmisión de estrés al terreno de soporte empleando uno u otro sistema de atornillamiento protético, está muy relacionada la pérdida de hueso periimplantario con la sobrecarga oclusal y la tensión sufrida en la región periimplantaria, donde muchos estudios, tanto clínicos como animales, han sugerido que las fuerzas oclusales que actúan sobre implantes correctamente oseointegrados pueden producir una pérdida de hueso marginal o incluso el fallo del implante (Adell et al., 1981; Esposito et al., 1998 a y b; Isidor, 2006). A su vez, esta pérdida de hueso periimplantario producirá una exposición del implante, modificando la situación de su centro de rotación, lo que dará lugar a un aumento del momento de rotación y por tanto un aumento en la tensión en el hueso periimplantario, tal y como reflejan algunos estudios (Kitamura et al., 2004; Akça and Cehreli, 2006). Este aumento de tensión periimplantaria puede dar lugar a un aumento de en la remodelación ósea produciéndose un círculo vicioso que podría continuar hasta la pérdida del implante. Sea como fuere, la sobrecarga oclusal es un factor importante en el mantenimiento o pérdida del hueso periimplantario, y en nuestro estudio, es menor la tensión o estrés producido en el modelo con atornillamiento transoclusal, por lo que es de esperar que sus efectos en el huso periimplantario sean menores.

En cuanto a los efectos que estas cargas oclusales tienen en el hueso periimplantario y que puedan resultar del empleo de uno u otro tipo de atornillamiento, según establece Frost (1992, 2004) al igual que en otros huesos del cuerpo humano que reciben carga, los maxilares se adaptan a las

fuerzas aplicadas mediante procesos de remodelación que mantienen la competencia biomecánica del hueso. Este estrés biomecánico se traduce en una deformación del hueso que lo recibe, produciéndose un cambio en la dimensiones del mismo (Isidor, 2006), cuya magnitud está directamente relacionada con el estrés aplicado al hueso, por ejemplo, a través de los implantes dentales y con las propiedades del hueso que, como ya hemos comentado, afectará al hueso cortical y trabecular de forma diferente, dependiendo de su rigidez. Esto significa que una misma cantidad de estrés puede dar lugar a una cantidad diferente de deformación dependiendo de las propiedades del hueso.

Por otro lado, la carga mecánica que se transmite por el empleo de un sistema u otro de atornillamiento va a producir estrés y deformación en el hueso, que puede tener un efecto positivo (anabólico) o negativo (catabólico), según se ha contrastado en diferentes estudios de fuerza ejercida y respuesta ósea (Duncan and Turner, 1995; Hsieh and Turner, 2001; Frost, 2004). Según la teoría del mecanostato de Frost, existen cuatro patrones de adaptación o respuesta ósea frente a la carga: (1) Atrofia por desuso, dando como resultado una pérdida ósea (50-100 UMR); (2) una fisiología normal (nivel de adaptación)(100-1500 UMR); (3) sobrecarga leve, con ganancia de hueso (1500-3000 UMR) y (4) fallo por fatiga, con pérdida neta de hueso (más de 3000 UMR) en donde se producen daños que sobrepasan la capacidad adaptativa del hueso para recuperarse y que equivaldrían a cargas de 60Mpa. Si ocurre el último supuesto, la fuerza que lo produce se denomina sobrecarga. Para que se produzca la fractura ósea se necesitan 120 Mpa (25000UMR)(Frost, 2004). De acuerdo con esto, en nuestro estudio la tensión transferida al hueso periimplantario es mayor en el modelo con atornillamiento transversal, por lo que es de esperar que este modelo sea más propenso a sufrir reabsorción ósea, siempre y cuando se supere el umbral de adaptación ósea. Esta relación entre tensión y pérdida

ósea ha sido ampliamente estudiada y la podemos encontrar estudios realizados en humanos y animales con diferentes resultados.

Así, en cuanto a estudios realizados en animales, Isidor (1997) llevó a cabo un estudio en monos en el que comparó implantes oseointegrados restaurados en supraoclusión sometidos a una higiene adecuada (sobrecarga oclusal sin placa), con implantes también oseointegrados pero que no se limpiaron y a los que se provocó el acúmulo de placa mediante ligaduras de algodón (acúmulo de placa sin sobrecarga). Para el análisis histológico, se procedió al sacrificio de los animales tras 18 meses, encontrando que los implantes con acúmulo de placa estaban oseointegrados, aunque con pérdida ósea periimplantaria en forma de cráter de 0,8-4mm. Por otra parte, de los 6 implantes con sobrecarga oclusal, 2 habían perdido completamente la oseointegración, otros 2 la mantenían a nivel apical y los 2 restantes presentaban una pérdida ósea periimplantaria de 1,8-1,9 mm. Estos resultados también encuentran Miyata et al. (2000) al estudiar también en monos implantes libres de periimplantitis y con sobrecarga oclusal, encontrando que existe relación entre sobrecarga y pérdida ósea marginal.

Para poder inferir los resultados obtenidos mediante modelos histológicos *in vivo* a los obtenidos mediante elementos finitos y poder así compararlos, Barbier et al. (1998) colocan dos implantes para un puente de tres unidades en perros, dejando en un grupo el pónico entre los dos implantes según diseño ideal y en otro el pónico en cantiléver distal, reproduciendo estas condiciones en un estudio con AMEF. Los autores concluyen que las zonas de mayor pérdida ósea en el estudio histológico coincide con las zonas de mayor estrés en el estudio con AMEF, lo que da lugar a pensar que la zona de mayor tensión en ambos modelos es la más propensa a sufrir pérdida ósea. Así, para una fuerza de 15°, en ambos modelos la tensión se localiza en la periferia del cuello del implante extendiéndose horizontalmente describiendo una forma ahusada, llegando

incluso en el modelo con atornillamiento transversal a la zona de transición entre el hueso cortical y trabecular. Esta localización y por tanto la posibilidad de sufrir remodelación ósea es mayor en sentido horizontal para el modelo con atornillamiento transversal conforme aumenta la inclinación de la fuerza, localizándose principalmente la tensión en ambos modelos para 30° y 45° en la cara vestibular del hueso cortical, salvo para 30° en el modelo con atornillamiento transoclusal que también lo hace en la cara lingual. Es importante señalar que a pesar de la multitud de estudios que encuentran un 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, y es todavía más difícil controlarlas o estandarizarlas (Isidor, 2006).

La relación entre sobrecarga oclusal y pérdida ósea también se ha intentado establecer en estudios realizados en humanos. Sin embargo, éstos son más difíciles de realizar por cuanto estudios clínicos controlados y aleatorizados resultan inapropiados y generan problemas éticos además de la dificultad de controlar los factores de fuerza, por lo que los efectos de las fuerzas excesivas sólo pueden ser estudiados correctamente en experimentos animales. Cuando revisamos la literatura encontramos estudios de casos clínicos que carecen de un diseño metodológico bien realizado por lo que deben ser tomados con cautela. Es el caso de los estudios realizados por Tawil (2008) y Piatelli et al. (1998) quienes hallan 3 y 1 implante fracasado por sobrecarga oclusal respectivamente o Wiskott et al. (2004) quienes encontraron en un paciente sobrecarga de los 7 estudiados y Esposito et al. (2000) quienes encontraron de 10 implantes fallidos 8 debidos a sobrecarga.

Por tanto, los efectos que pueda producir la tensión transferida al hueso periimplantario, por ejemplo, al emplear un sistema u otro de atornillamiento, se ha podido establecer en animales pero no así en

humanos, ni mucho menos determinar su magnitud y dirección para conseguir unos determinados efectos. Más bien podemos encontrar que es la presencia o no de placa el factor que determina la pérdida ósea. Así, en una revisión sistemática llevada a cabo por Chambrone et al. (2010) para estudiar la asociación entre sobrecarga y sus efectos en los tejidos periimplantarios llevada a cabo en animales, concluyen que no está bien establecido que una fuerza oclusal excesiva afecte catabólicamente la oseointegración cuando existe un control de placa adecuado, sino que ésta más bien parece aumentar la densidad ósea alrededor de los implantes y que la sobrecarga oclusal parece aumentar la pérdida ósea periimplantaria cuando hay presencia de placa, al igual que encuentran Naert et al. (2012). Los mismos resultados encuentran otros autores como Hurzeler et al. (1998) y Kozlovsky et al. (2007) quienes además afirman que la sobrecarga oclusal no es un factor causal sino desencadenante de la pérdida ósea periimplantaria (Kozlovsky et al. (2007).

Por otra parte, tampoco se encuentra relación entre sobrecarga oclusal y pérdida ósea marginal en estudios controlados y aleatorizados (Jofré et al., 2010), estudios clínicos controlados (Vigolo et al., 2010) ni tampoco en estudios clínicos prospectivos (Rossi et al., 2010; Lindquist et al., 1996; Akça et al., 2006). Soló en uno de los prospectivos (Blanes et al., 2007) se encontró más pérdida ósea en los implantes con baja relación corona/implante en relación a cuando se comparaban con alta relación coronoimplantaria y en estudios retrospectivos en pacientes humanos al estudiar la relación entre sobrecarga oclusal y pérdida ósea, sin embargo no se estudian otras causas como la pérdida ósea por placa (Chang et al., 2013b).

De cualquier manera, nuestros resultados debemos tomarlos con cautela, no sólo por las simplificaciones ya comentadas que asumimos en el modelo de elementos finitos, sino también porque sus repercusiones

clínicas están basadas la hipótesis del mecanostato de Frost, que se basa en la idea de un umbral a partir del cual el hueso va a adaptar su comportamiento (Frost 1987). Sin embargo, no importa lo lógico que esto parezca, pues no deja de ser una hipótesis (Akca and Cehreli, 2006) y se necesitan más estudios clínicos bien diseñados que apoyen los resultados de los AMEF. Por otra parte, la teoría del mecanostato de Frost hace referencia a huesos largos en respuesta a cargas estáticas, lo que difiere de las cargas cíclicas de la masticación, y cuyos valores deben diferir para los huesos maxilares (Chang et al., 2013b) por lo que su aplicación estricta al estudio del comportamiento de la tensión entorno a los implantes debe ser tomada con cautela. Es por tanto razonable asumir que con huesos de diferente tipo y composición, los umbrales de deformación deberán cambiar o modificarse individualmente, donde el sexo, la edad y las propiedades óseas jugarán un papel significativo (Chang et al, 2013b). Por tanto, según concluyen Chang et al. (2013b) los principios del mecanostato de Frost se pueden aplicar a los implantes dentales pero siguen sin estar claros los umbrales para los huesos maxilares como ocurre para los huesos largos, por lo que según los resultados de nuestro estudio, podemos sospechar que la mayor tensión en el hueso periimplantario producida con el empleo del atornillamiento transversal puede producir mayor remodelación ósea pero no afirmarlo, pues también puede aumentar el contacto entre el hueso y el implante así como la densidad ósea.

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 atornillamiento transversal como transoclusal, 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 y sólo son aplicables a las condiciones estudiadas.

6.3.- DEL ESTRÉS TRANSFERIDO AL IMPLANTE Y DE SU LOCALIZACIÓN-DISTRIBUCIÓN.

En nuestro estudio, las tensiones sufridas por el implante presentan comportamientos diferentes para ambos modelos estudiados. Por una parte, en el modelo con atornillamiento transoclusal la tensión sufrida por el implante muestra un aumento progresivo a medida que aumenta la angulación de la fuerza respecto a la axialidad. Esta tendencia está en concordancia con lo hallado en la literatura (Barbier et al., 1998; Hsu et al., 2007; Kitamura et al., 2004; Meijer et al., 1993; Papavasiliou et al., 1996; Sutpideler et al., 2004; Chang et al., 2013a; Qian et al., 2009; Himmlová et al., 2004; Holmgren et al., 1998) y, como ya hemos comentado, podría responder a un aumento del momento de rotación de la fuerza en el conjunto implante-hueso. Por el contrario, en el modelo con atornillamiento transversal el estrés aumenta conforme lo hace la inclinación de la fuerza excepto cuando la inclinación de la fuerza es de 15° con respecto al eje mayor del implante donde se produce una leve disminución de la tensión con respecto al valor de la carga axial. Este comportamiento puede ser debido a que para 15°, la dirección de la fuerza se sitúa entre el eje mayor del implante y el eje del tornillo transversal, que de alguna manera disminuye o disipa la fuerza transferida al implante. En cualquier caso, la tensión es siempre mayor en el modelo con atornillamiento transversal para todas las inclinaciones estudiadas.

Por otra parte, y obviando la disminución sufrida para los 15°, los datos revelan que en el modelo con atornillamiento transversal, el estrés

sufrido por el implante es de 116,7MPa cuando se aplica una carga de 300N de dirección axial y alcanza su valor máximo, más del triple cuando ésta se inclina 45° con respecto a la axialidad. Estos valores corresponden respectivamente al 25,26% y 79,52% del límite elástico del titanio comercialmente puro (TCP) que es de 462MPa (Kabayasi et al., 2006). Por su parte, en el modelo con atornillamiento transoclusal, el valor del estrés en el implante ante la carga axial, su valor es inferior a la mitad del que recibe el implante en el modelo con atornillamiento transversal. Sin embargo, su estrés aumenta en mayor proporción a medida que la carga es más inclinada, llegando a su máximo valor para los 45° donde es mayor de cuatro veces la tensión para la carga axial. Estos valores corresponden respectivamente al 10,97% y 50,52% del límite elástico del TCP. El propósito de la bioingeniería aplicado a la implantología es analizar los principios biomecánicos en estudios *in vitro* para inferir los hallazgos importantes como factores de riesgo en lugar de experimentarlos empíricamente en aplicaciones clínicas, y en nuestro estudio se observa que, ante una misma fuerza, los implantes que soportan prótesis retenidas mediante atornillamiento transversal son más propensos al fallo que los implantes que soportan prótesis con atornillamiento trasoclusal por encontrarse más próximos al límite elástico del TCP. Sin embargo, estos resultados obtenidos mediante el AMEF requieren ser contrastados mediante estudios clínicos (Iplikcioglu and Akça, 2002; Lang et al., 2003).

Cuando se evalúa el éxito a largo plazo de los implantes dentales, su fracaso está relacionado a la transmisión de las cargas oclusales que pueden dar lugar a dos consecuencias: fallo por fatiga/fractura o reabsorción ósea (Kabayasi et al., 2006). En cuanto al primero, las causas que generan la fractura de un implante pueden dividirse en tres grupos: en primer lugar, dicha fractura puede deberse a defectos de fabricación, lo cual se considera poco probable (Balshi, 1996; Piatelli et al., 1998); en segundo lugar, a un

inadecuado ajuste pasivo entre la prótesis y el implante, que generaría 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 relacionada con hábitos parafuncionales o un inadecuado diseño de la prótesis. De esta manera, los hábitos parafuncionales, como el apretamiento o el rechinar de los dientes, podrían aumentar la sobrecarga de los implantes debido a su magnitud, duración, frecuencia y dirección de las cargas (Balshi., 1996). La fuerza que actúa sobre los implantes dentales lo hace de manera repetitiva produciendo deformación y micromovimiento que puede producir fallo por fatiga de los implantes (Manda et al., 2009), es decir, fallo por cargas dinámicas cíclicas incluso de magnitud inferior a las cargas estáticas, por lo que los hábitos de masticación de los pacientes pueden influir sobre los implantes (Gibbs et al., 2002; Brunski, 1992). No debemos olvidar que, aunque en nuestro estudio empleamos una carga estática, durante la masticación empleamos una media de 15 minutos por comida, las hacemos 3 veces al día a 60 ciclos por minuto (1Hz), lo que es equivalente a 2700 ciclos de masticación por día (Binon and McHugh, 1996; Wiskott et al., 1995). Esta frecuencia de carga masticatoria podría explicar que el 56% de los pacientes con implantes fracturados eran bruxistas que generaban fuerzas oclusales de alta magnitud (Rangert et al., 1995), lejos de los 300N empleados en nuestro estudio. Además, el empleo de cargas dinámicas cíclicas con respecto a las estáticas pueden producir un 10-20% o más carga al implante (Kayabasi et al., 2006), lo que sumado a lo dicho, puede aumentar el riesgo de fracaso o pérdida de los implantes.

Con respecto a la localización y distribución de la tensión en el implante, en ambos modelos y en condiciones de carga axial, la localización del estrés para ambos modelos se localiza en la parte superior del implante y desde ahí se disipa hasta la espira más apical, siendo el pico

de estrés a nivel de la plataforma del implante en su parte más coronal en ambos modelos con la diferencia de que en el modelo con atornillamiento transversal se localiza en la parte externa mientras que en el modelo con atornillamiento transoclusal lo hace en la parte interna. Posteriormente, en el modelo con atornillamiento transversal el estrés se distribuye hasta la tercera espira mientras que el modelo con atornillamiento transoclusal lo hace hasta la quinta espira y en ambos modelos coincidiendo la zona de estrés con la hallada en la plataforma. Además, cuando se inclina la carga, el estrés se localiza en ambos modelos en la cara opuesta a la de la aplicación de la carga (en este caso el estrés se localiza en la cara vestibular) salvo para las inclinaciones de 30° y 45 que también lo hace en la cara lingual, siendo diferente su localización a nivel de la plataforma en ambos modelos.

Si bien es cierto que no hemos encontrado documentación en la literatura acerca de las diferencias de comportamiento del implante con un sistema de atornillamiento u otro tras recibir cargas de diferente angulación, nuestros resultados parecen coincidir con los obtenidos por Chang et al. (2013a). Estos autores, estudian mediante AMEF la distribución del estrés en 4 implantes diferentes que soportan prótesis cementadas en dos tipos de hueso distintos (Tipo II y IV). Al estudiar la transmisión de estrés producido por una fuerza de 100N a 0° y 30° de angulación sobre un implante similar al nuestro, encuentran que para el hueso tipo II, la localización del estrés se produce en el cuello del implante y primeras espiras, sólo que el mayor pico de tensión lo obtienen para 30° entre el cuello y las primeras espiras del implante y no en la plataforma del mismo como en nuestro caso. Esto puede ser debido a que en nuestro estudio, el implante está más sumergido en el hueso, y por tanto, según el principio del haz complejo, la localización de la tensión tendrá lugar en primer lugar donde los materiales de diferente módulo de elasticidad entren

en contacto, en nuestro estudio, en una situación más coronal.

Por otra parte y en cuanto a la magnitud de la tensión estudiada, en el estudio de Chang et al. (2013a), la tensión en el implante para los 0° y 30° era de 14,4268MPa y 339,8240 MPa respectivamente, es decir, 23,55 veces mayor para 30° que para 0°. En nuestro estudio, sin embargo, las tensiones halladas para estos valores fueron siempre menores y la diferencia entre los 0° y 30° fueron de casi el doble para el modelo con atornillamiento transversal (116,7MPa frente a 225MPa) y de 3,36 veces mayor para 30° respecto a los 0° para el atornillamiento transoclusal. Resulta sorprendente que, aunque la fuerza empleada en nuestro estudio era mayor, las tensiones en el implante fueron menores en ambos modelos estudiados que para un modelo similar con prótesis cementada, siempre teniendo en cuenta las diferencias existentes entre ambos modelos estudiados.

Por otra parte, algunos autores relacionan la zona de localización del estrés en los implantes con la zona de posibilidad de fallo de los implantes (Pérez et al., 2012). Por tanto, la zona situada entre la plataforma del implante y las primeras espiras del mismo, es la más propensa a sufrir la rotura del implante. Otros autores lo relacionan con la presencia de la luz del implante en esta zona para albergar el tornillo de retención del pilar (Quek et al., 2008), mientras que otros lo asocian a las condiciones de carga y las propiedades del titanio (Pérez et al., 2012). Sin embargo y a pesar de lo relatado, la fractura del implante es un hecho poco frecuente, produciéndose en un 0,2% de 4045 implantes estudiados y en un 0,6% de otros 4636 (Adell et al., 1990; Balshi, 1996; Eckert et al., 2000).

Según lo relatado, el empleo de uno u otro sistema de retención no parece tener mucha influencia en cuanto a la posible fractura del implante si sólo tenemos en cuenta las tensiones sufridas en el mismo, aunque cabe recordar que en nuestro estudio el implante del modelo con atornillamiento transoclusal sufre menos tensiones que el del modelo con atornillamiento

transversal para todas las condiciones de carga estudiadas. Por otra parte, como ya hemos comentado en el apartado anterior, la sobrecarga oclusal está asociada a la pérdida de hueso periimplantario, sobre todo si va asociado a la presencia de placa (Kozlovsky et al., 2007; Miyata et al., 2000) al sobrepasar un determinado nivel de tolerancia ósea, donde el modelo con atornillamiento transoclusal parece reducir esta posibilidad. Esta pérdida ósea periimplantaria a su vez empeora la proporción entre la altura de la restauración y el implante, aumentando el brazo de palanca y con él el momento de rotación de la fuerza. Como ya hemos comentado, entramos en un círculo vicioso patológico donde la carga oclusal genera una tensión que favorece la pérdida ósea periimplantaria, que a su vez aumenta la proporción corona/implante, aumentando el momento de rotación de la fuerza y con él la tensión transferida al hueso que produce pérdida ósea que hace que la sobrecarga sea aún mayor, y así sucesivamente (Akça and Cehreli, 2006), apoyados por estudios donde observan que el 92% de pacientes con fractura de implantes, presentaban una pérdida ósea significativa (Rangert et al., 1995).

Por todo ello, tanto la sobrecarga oclusal junto con la pérdida ósea que produce y la fatiga, son los principales factores que llegan a producir la fractura del implante (Morgan et al., 1993), siendo la zona de mayor estrés la más probable de sufrir fractura, estando situada en nuestro estudio en la porción más coronal del implante, al igual que lo hacen otros autores (Kitamura et al., 2004) y coincidiendo con la zona más débil del mismo donde su grosor es menor para alojar el tornillo y pilar protésicos (Quek et al., 2008). En nuestro estudio, el empleo del atornillamiento transversal puede aumentar las posibilidades de fractura del implante no sólo por experimentar mayores tensiones en el mismo con respecto al atornillamiento transoclusal, sino por la probable reducción de la pérdida ósea periimplantaria.

6.4.- DEL ESTRÉS TRANSFERIDO A LA CORONA Y LOS ADITAMENTOS PROTÉSICOS Y DE SU LOCALIZACIÓN-DISTRIBUCIÓN.

El estrés producido durante la masticación bajo fuerzas verticales, oblicuas y horizontales se transmite al hueso de soporte a través del ligamento periodontal en los dientes naturales (Cochran, 2000). En las prótesis dentosoportadas ese estrés se transmite al hueso de soporte a través de los materiales de restauración que son soportados por los dientes pilares cuyo periodonto hace de mecanismo de absorción del impacto transmitiendo el estrés al hueso de manera similar al diente natural. Por el contrario, en la prótesis sobre implantes el estrés se produce como resultado de las fuerzas funcionales transmitidas directamente al hueso de soporte a través del material restaurador, pilar e implante (Sevimay et al., 2005b; Cochran, 2000) sin la interposición del ligamento periodontal que amortigüe la transmisión de las cargas por lo que el análisis de cada uno de estos componentes es importante de cara al resultado final así como del éxito de nuestro tratamiento.

ESTRÉS TRANSFERIDO A LA CORONA: LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN.

El patrón de distribución del estrés a través del hueso periimplantario puede estar influenciado por el diseño de la superficie oclusal así como de la localización de la carga respecto a la superficie oclusal (Sevimay et al., 2005b). En nuestro estudio, la localización de la carga estaba situada en el centro de la corona, concretamente en una superficie y no en un punto, al contrario que otros autores que aplican la fuerza en uno, dos o tres puntos

de la superficie oclusal (Eskitascioglu et al., 2004), en la cúspide vestibular y fosa distal (Sevimay et al., 2005a) y hasta repartida en 6 puntos (Sevimay et al., 2005b). A su vez, la geometría del modelo del diente a estudiar puede producir patrones de distribución del estrés que son específicos del modelo estudiado, es decir, el patrón puede ser diferente con cada modificación que se haga de la superficie oclusal de la corona. Por tanto, la forma de la superficie oclusal empleada en este estudio no representa el total de los dientes premolares por lo que los resultados obtenidos son sólo aplicables al modelo estudiado.

Por otra parte, en nuestro ensayo, el comportamiento que sufre la corona bajo la acción de la carga es diferente en ambos modelos. Así, en el modelo con atornillamiento transversal experimenta un comportamiento no lineal con la inclinación de la fuerza, y aunque en general la tensión aumenta conforme lo hace la inclinación de la fuerza, cuando la inclinación de la carga toma un valor de 15° se produce una disminución de la tensión con respecto al valor de la carga axial. Mientras que en el modelo con atornillamiento transoclusal el valor de la tensión aumenta con la inclinación de la carga al igual que ocurre en la literatura consultada, (Oliveira de Almeida et al., 2011; Tabata et al., 2010; Sutpideler et al., 2004; Sarot et al., 2010; Qian et al., 2009; Ding Xi et al., 2009; Chun et al., 2005) y como ya hemos comentado en el capítulo anterior, atribuimos al aumento del momento de rotación de la fuerza al igual que ocurre en otros elementos estudiados. Sin embargo, la reducción de la tensión en el modelo con atornillamiento transversal cuando la carga toma un valor de 15° no es lo habitual, y requiere una justificación que puede estar en la presencia del mecanismo de anclaje del tornillo transversal, donde para esa angulación, la dirección de la fuerza pasa entre el eje longitudinal del implante y el del tornillo transversal, con lo que ésta se disipa al encontrar en su camino el tornillo transversal junto con la parte de la estructura metálica que lo

sustenta (alberga), dando como resultado una disminución de la tensión final sufrida por la corona bajo esta angulación.

En nuestro estudio empleamos una corona compuesta por una estructura de Cr-Co recubierta por porcelana feldespática, y en la que valoramos el comportamiento de todo el conjunto, a diferencia de Eskitascioglu et al. (2004) o Sevimay et al. (2005b) que valoraron el comportamiento de la estructura metálica y su recubrimiento por separado. En la literatura consultada, son muchos los materiales empleados para la realización de las coronas, desde la conocida aleación de Cr-Co y porcelana, pasando por el oro como estructura metálica y el composite o acrílico como material de recubrimiento y que van a afectar de manera diferente al comportamiento del conjunto. Algunos autores no observaron diferencias significativas al comparar coronas acrílicas sobre oro con coronas de metal porcelana (Papavasiliou et al., 1996), al igual que en el estudio de Bassit et al. (2002) quienes encontraron que empleando diferentes materiales para la superficie oclusal de coronas no afectaba al estrés transferido al implante o como en el caso de Cibirka et al. (1992) quienes no observaron diferencias estadísticamente significativas al emplear resina, oro y cerámica como superficie oclusal de las coronas. Al igual que en nuestro trabajo, Sertgöz (1997) estudió el efecto del material de la corona en la distribución del estrés de coronas implantosoportadas encontrando que la combinación óptima de materiales era Cr-Co para la supraestructura y porcelana para el recubrimiento, que es, por tanto, la que empleamos en nuestro estudio por ser la más favorable.

De acuerdo con los resultados obtenidos en nuestro trabajo, la tensión en la corona es menor en el modelo con atornillamiento transversal para angulaciones de 0° y 15° y en el modelo con atornillamiento transoclusal cuando la carga adquiere angulaciones de 30° y 45°, siendo el valor máximo del estrés sufrido por la corona cuando la angulación es de

45° para el modelo con atornillamiento transversal donde su valor es de 536,79 MPa. Este valor es muy similar aunque ligeramente superior al que encuentran Sevimay et al.(2005b) en el recubrimiento de la porcelana al aplicar una fuerza de 300N en sentido vertical repartida en 6 cargas de 50N en la cúspide vestibular y fosa distal de un premolar inferior también en un estudio mediante elementos finitos al estudiar por separado el recubrimiento cerámico y la estructura metálica de Cr-Co, en la que encuentran un estrés de 149Mpa al aplicar una fuerza axial de 300N. Aunque nuestro resultado es ligeramente superior, no debemos olvidar que nos encontramos ante la peor de nuestras situaciones estudiadas, por lo que podemos afirmar que en ambos modelos estudiados los valores podrían considerarse normales y por tanto no estaría aumentado el riesgo de sufrir complicaciones derivadas de la corona.

Por otra parte, y en cuanto a la localización y distribución del estrés, en nuestro estudio se localiza en la periferia de la estructura metálica que contacta con la plataforma del implante para ambos modelos, a diferencia de otros estudios (Eskitascoiglu et al., 2004; Sevimay et al., 2005b) donde lo hace en la parte oclusal de la estructura metálica coincidiendo con el punto de aplicación de la carga y también con la zona inferior. Esto puede ser debido a que el estrés se transmite al implante y hueso periimplantario a través de la restauración y se localiza donde la restauración y el implante entran en contacto, esto es, parte inferior de la corona y plataforma del implante. Debemos tener presente que en nuestro trabajo hemos considerado una unión completa entre la parte inferior de la restauración y la plataforma del implante, asumiendo un ajuste pasivo correcto, lo que puede considerarse como una limitación, pues la presencia de un microespacio entre ambas podría modificar la tensión transferida a los elementos estudiados. Por otra parte, la presencia de una zona de tensión en el interior de ambas estructuras, puede dar como resultado la aparición de

diferentes complicaciones, tales como la pérdida o aflojamiento del tornillo de la prótesis así como la fractura de la porcelana próxima a la zona de tensión, por lo que la presencia de un sistema de retención u otro va a detreminar el éxito o no del tratameinto así como la aparición de diferentes complicaciones. En el presente estudio, el empleo del sistema de atornillamiento transversal parece mostrar peores resultados que el empleo del atornillamiento transoclusal en cuanto a la corona se refiere.

ESTRÉS TRANSFERIDO AL PILAR Y TORNILLOS: LOCALIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN.

Como hemos comentado, las restauraciones implantosoportadas carecen de ligamento periodontal, por lo que las fuerzas oclusales inciden sobre la restauración y se transmiten a través del pilar y resto de aditamentos protésicos directamente hacia el implante y hueso periimplantario, pudiendo ocasionar complicaciones biológicas así como mecánicas/técnicas. Muchos estudios han revelado que la mayor parte del estrés producido por la acción de las fuerzas oclusales se concentra en torno al conjunto implante/pilar, pudiendo dar lugar a la pérdida o fractura del tornillo del pilar o protésico (Jemt et al., 1991 b y c; Jemt, 1991; Naert et al., 1992), por lo que la conexión entre implante y pilar adquiere gran importancia. Para que la estabilidad de esta unión atornillada sea correcta, se debe tener en cuenta varios factores como son el tipo de conexión entre implante y pilar, las características del tornillo del pilar, el establecimiento de una precarga adecuada, así como la precisión de las superficies contactantes y su ajuste pasivo (Schwarz, 2000). En el presente estudio, no se tuvo en cuenta la precarga de los tornillos empleados ni el coeficiente de fricción entre los componentes empleados, por lo que dada su importancia (Jörn et al., 2014) se deben considerar como otra limitación.

En nuestro ensayo, las tensiones que sufre el **pilar** tanto en el modelo con atornillamiento transversal como en el transoclusal aumentan progresivamente a medida que la carga se aleja de la axialidad, presentando los valores menores en el modelo con atornillamiento transversal cuando la angulación de la fuerza presenta un valor de 0° y 15° y para el modelo con atornillamiento transoclusal cuando la inclinación de la fuerza es de 30° y 45°. Como ya hemos comentado, el aumento del estrés en ambos pilares conforme aumenta la inclinación de la fuerza, está de acuerdo con lo hallado en la literatura consultada (Merz et al., 2000; Alkan et al., 2004; Chang et al., 2013a; Álvarez-Arenal et al., 2013) y pensamos responde al momento de rotación de la fuerza generado en el pilar con el aumento de la inclinación de la misma. Cuando el valor de la inclinación de la fuerza es de 0° o 15°, la tensión en el pilar para atornillamiento transversal podría ser menor que en el modelo con atornillamiento transoclusal debido a que para estos valores, la dirección de la fuerza pasa entre el eje del implante y el del tornillo transversal así como el dispositivo que lo alberga, distribuyéndose la tensión por dicha zona y produciéndose por tanto una disminución de la tensión en el pilar al ser mayor la superficie de contacto (recordemos: $T=F/S$). Sin embargo, cuando la carga toma un valor de 30° o 45° la tensión es menor en el pilar para atornillamiento transoclusal, o lo que es lo mismo, aumenta en el pilar para atornillamiento transversal. Esto podría deberse a que el pilar SynOcta TS es más alto que el pilar SynOcta convencional y junto con el dispositivo para el tornillo transversal generan un brazo de palanca ante las cargas inclinadas que hace aumentar su potencial lesivo.

Por otro lado, también se encuentra que el pilar protésico es el elemento del presente estudio que más tensión sufre para cualquier inclinación estudiada, especialmente ante cargas inclinadas, estando en sintonía con los resultados hallados por Chang et al. (2013a). Estos autores al estudiar la distribución de una carga de 100N sobre 4 tipos diferentes de

implantes aplicada a 0° y 30° sobre restauraciones cementadas, también encuentran que el mayor pico de estrés se localizó en el pilar para cementar en un implante Straumann similar al empleado en nuestro estudio, obteniendo el valor más alto ante una carga oblicua aplicada a 30° (1203,04MPa), lo que relacionan con la aparición de complicaciones frecuentes tales como pérdida del tornillo o incluso fractura del mismo (Jemt et al., 1991 b y c; Jemt, 1991; Naert et al., 1992). Si bien es cierto que en nuestro trabajo cuando la carga adquiere una angulación de 45° el valor de estrés sufrido por el pilar en ambos modelos es mayor que en el citado estudio (1863,6 MPa y 1283 MPa para el modelo con atornillamiento transversal y transoclusal respectivamente), cabe destacar que cuando la angulación de la fuerza toma un valor de 30°, encontramos en el modelo con atornillamiento transversal una cantidad de estrés similar aunque ligeramente superior al encontrado por Chang et al. (2013a) mientras que para esta misma inclinación de la fuerza el valor del estrés en el modelo con atornillamiento transoclusal es menor y siempre teniendo en cuenta que la carga empleada en nuestro estudio es tres veces mayor, por lo que podemos decir que nuestros valores se encuentran dentro de los descritos en la literatura. Sin embargo, nuestros valores son superiores a los hallados por Wu et al.(2010) cuando comparan la distribución del estrés entre pilares angulados 21,5° convencional y otro realizado mediante CAD-CAM al aplicarle una fuerza de 150N paralela al implante y al pilar. Estos autores encuentran una tensión máxima de 308,5MPa y 323,9MPa en los pilares convencional y angulado respectivamente, lo que supone unas 4 veces menos tensión que la hallada en nuestro trabajo, teniendo en cuenta que la fuerza empleada en su estudio fue la mitad que la nuestra.

Sea como fuere, puesto que la mayor tensión en el conjunto de elementos estudiados se encuentra en el pilar, parece lógico pensar que el pilar protésico juega un papel fundamental en la transmisión y distribución

de las cargas, donde una mayor concentración de éstas en el pilar, podría reducir la tensión que sufre el hueso periimplantario, aunque por otro lado, la presencia de una tensión repetida en el pilar también podría dar lugar a su deformación y consecuentemente producción de micromovimientos, que no son sino la antesala del proceso de aflojamiento de los tornillos y posterior pérdida del pilar (Aboyoussef et al., 2000) así como la vía de entrada de microorganismos favoreciendo su filtración (Saidin et al., 2012; Sambrook and Judge, 2012). La tensión sufrida por el pilar es importante tenerla en cuenta puesto que, junto con el aflojamiento por vibración de los tornillos así como la fatiga de los materiales, es otra causa de fallo del sistema (Pai and Hess, 2002a) y esta se produce por la presencia de una tensión repetida por debajo del límite elástico del material (Craig, 1993). Es por tanto necesario considerar al pilar un factor importante en la transmisión y distribución de las cargas hacia el implante y el hueso periimplantario así como del comienzo del aflojamiento de los tornillos, por lo que de sus características podría depender el éxito de las restauraciones.

En esta línea, varios estudios (Binon, 2000; Segundo et al., 2009) afirman que el empleo de conexión interna, donde el pilar entra dentro del implante, puede reducir las complicaciones biomecánicas del tornillo del pilar en comparación con la conexión externa (Burguete et al., 1994; Merz et al., 2000; Balik et al., 2012). Pese a que el tipo de conexión empleada en nuestro estudio no es considerada una conexión interna tipo cono morse real (que es la que mejor resultados ofrece) su efectividad ha sido ampliamente contrastada mediante estudios de laboratorio (Norton, 1997) y clínicos (Felton et al., 1999; Levine et al., 1999), mostrando que su empleo reduce la pérdida del tornillo creando un cierre por fricción donde la mayor parte de la tensión es soportada por el cono interno siendo mínima la tensión que se deriva al tornillo (Sutter et al., 1993; Merz et al., 2000).

Estas afirmaciones están en sintonía con los resultados encontrados por Balik et al. (2012) al estudiar mediante AMEF el comportamiento de 5 tipos diferentes de conexiones implante/pilar, encontrando que la conexión interna presentaba menor estrés en el tornillo del pilar en comparación con la externa y que la conexión que menor estrés presentaba era la tipo cono morse del sistema Straumann, similar a la empleada en nuestro trabajo. Sin embargo, hay que destacar que pese a encontrar que la conexión tipo cono morse era la que presentaba menor tensión de los sistemas estudiados, la conexión que menor estrés presentaba en el tornillo del pilar era la conexión hexagonal interna entre los 5 sistemas estudiados (Balik et al., 2012). También en esta dirección Merz et al. (2000) consideran que la conexión cónica interna como la empleada en nuestro estudio junto con el uso de un pilar de una sola pieza, influye positivamente en la cantidad y distribución del estrés en el conjunto. Pese a que tanto en los estudios de Balik et al. (2012) como los de Merz et al. (2000) fueron realizados con pilares Straumann de una sola pieza, sus resultados se confirman con el estudio de Perriard et al. (2001) al estudiar la resistencia a la fatiga de los pilares Straumann de una y dos piezas, en implantes con y sin sistema antirrotacional, mediante ensayo de cargas y AMEF. Estos autores no encuentran diferencias al emplear pilares de una o dos piezas en implantes con y sin sistema antirrotacional, por lo que es de esperar que el comportamiento de los pilares empleados en nuestro estudio sigan un patrón similar a los hallados por Merz et al. (2000) y Balik et al. (2012).

En definitiva, el empleo de conexiones cónicas como las empleadas en nuestro estudio ofrecen mejores características biomecánicas cuando se comparan con el sistema de hexágono externo, protegiendo al tornillo del pilar gracias a la distribución de tensiones por el cono interno, que ofrece estabilidad mecánica por medio de la fricción y efecto cuña (Norton, 1997; Weiss et al., 2000), a diferencia del sistema de hexágono externo donde

casi toda la tensión la soporta el tornillo de fijación (Merz et al., 2000). Esto explica el alto porcentaje de pérdida de tornillo de fijación en los sistemas de hexágono externo (alrededor del 40% según Jemt et al. (1991b) y Becker and Becker (1995)), mientras que la conexión cónica presenta de un 3,6% a 5,3% de pérdida según Levine et al. (1997, 1999), siendo mas frecuente en restauraciones unitarias (McGlumphy et al., 1998).

En cuanto a la localización y distribución del estrés, en el pilar para atornillamiento transversal éste se encuentra repartido en torno a la parte cónica del pilar, encontrándose el mayor pico de estrés en la zona lingual ante una carga vertical, repartíendose por todo el cono interno para 15° y hallándose en vestibular para 30 y 45° siendo más marcada para esta última inclinación y acentuándose conforme aumenta la carga en mayor medida en la parte superior del pilar. Esta distribución es similar a la encontrada por Akça et al. (2003) quienes observaron que el mayor pico de estrés se localizó en el cuello del implante y la interfase pilar/implante y que durante la carga axial, el estrés se concentraba en la parte cónica del pilar, mientras que cuando la carga se hacía cada vez mas oblicua, ésta se localizaba en el cuello del implante y en el tornillo del pilar. Resultados similares en cuanto a distribución encontraron Balik et al. (2012) mostrando que la mayor tensión se localizaba en el cono morse del pilar macizo del sistema Straumann, sobre todo en el lado donde se aplicaba la fuerza, extendiéndose hasta las primeras espiras del tornillo. Finalmente, Chang et al. (2013) hallan una distribución similar a la nuestra y localizada en la conexión cónica del pilar.

Por otro lado, en el modelo con atornillamiento transoclusal la tensión se localiza en menor grado en la parte cónica del pilar, localizándose en la parte superior del cuerpo del pilar y aristas entre el cuerpo del pilar y el cono interno para una carga axial, mientras que bajo cargas no axiales se diferencian 3 zonas de estrés situadas en la parte

superior del cuerpo del pilar, zona de transición vestibular entre el cuerpo del pilar y cono interno y zona vestibular del sistema antirrotacional del cono interno, apareciendo una cuarta zona diferenciada en la zona lingual de transición entre el cuerpo del pilar y el cono interno para carga de 45° de inclinación. Esta distribución tan puntual, se asemeja a la encontrada por Merz et al. (2000) en cuyo estudio la tensión se localizaba en la unión entre la parte cónica del pilar y el implante, apareciendo en el lado contrario a la fuerza para 15° y también para 30° en el lado donde se aplica la fuerza y las primeras espiras del tornillo. En este estudio, la tensión también aumentaba en la escala colorimétrica a medida que lo hacía la inclinación de la fuerza, su distribución también fue puntual como en nuestro caso, y siempre con una mínima tensión transmitida al tornillo, a diferencia de la conexión hexagonal externa estudiada donde casi toda la tensión la sufría el tornillo. En nuestro estudio, la tensión se distribuiría por el pilar y especialmente por la conexión cónica protegiendo el tornillo del pilar de cargas excesivas (Sutter et al., 1993; Norton, 1997).

La presencia del sistema antirrotacional en los implantes Straumann, genera una zona angular en el interior de los mismos que, como es sabido, pueden producir una concentración de estrés simplemente por su presencia (Broek, 1988). Para evitar la propagación de la tensión y con ello evitar la fisura del implante, el fabricante ha redondeado las aristas del sistema antirrotacional del pilar (macho) intentando contrarrestar así la debilidad en esta zona. Pese a que este detalle fue omitido en el desarrollo de los elementos finitos del presente estudio, encontramos que, especialmente en el modelo con atornillamiento transoclusal, el estrés se localiza en las aristas del sistema antirrotacional del pilar, lo que sumado a las elevadas tensiones que presenta (1283MPa) podría significar una posible zona de fractura del implante, tal como encuentran Perriard et al. (2001) en su estudio y que se presupone como la zona más débil del mismo.

Por otra parte, la presencia del pico de estrés en el cono interno y sistema antirrotacional en el pilar para atornillamiento transversal, podría dar lugar al desplazamiento del pilar dentro del implante, hecho que está relacionado con el margen/nivel de tolerancia de estos componentes (Jörneus et al., 2014). Cuando la discrepancia entre los componentes es grande, la presencia de tensión entre ambos facilitará el desplazamiento del pilar dentro del implante y con ello la pérdida de la tensión del tornillo que los mantiene unidos (precarga) comenzando el proceso de aflojamiento del tornillo y por tanto pérdida del pilar (Bickford, 1995; Pai and Hess, 2002b). Es decir, esta alternancia en las diferentes zonas que sufren tensión en ambos pilares sumado a un deficiente margen de tolerancia entre los componentes, podría inducir al movimiento del pilar sobre el implante y con ello al proceso de aflojamiento del tornillo que los une debido al deslizamiento descrito por Pai and Hess (2002b).

Este fenómeno no es de extrañar, puesto que en un estudio de seguimiento de 5 años de prótesis implantosoportadas maxilares en pacientes edéntulos, se encontraron desajustes de entre 91 y 111 micras, (Jemt and Book, 1996) que pueden dar lugar a micromovimientos, además de producir la pérdida de sellado existente entre el pilar y el implante, favoreciendo la microfiltración y colonización bacteriana (Saidin et al., 2012). Es por tanto imprescindible que el conjunto formado por el pilar, el implante y el tornillo que los une presenten un diseño armonizado para lograr una resistencia y distribución de las cargas óptima en todo el conjunto (Merz et al., 2000; Norton, 1997) minimizando de esta manera la posibilidad de movimiento entre las partes y con ello el aflojamiento del conjunto.

De esta manera, el análisis mediante elementos finitos nos ofrece una evaluación del riesgo de fallo de los componentes y, junto con estudios experimentales, nos va a proporcionar una definición exhaustiva del

problema y por tanto su estudio es importante para el análisis clínico y biomecánico de los factores de riesgo (Natali et al., 2006a).

En relación a los **tornillos** empleados en nuestro estudio, cuando comparamos ambos modelos entre sí, éstos presentan comportamientos diferentes. Así, con respecto al tornillo del pilar en el modelo con atornillamiento transversal, éste presenta un comportamiento lineal, aumentando progresivamente la tensión conforme la carga se aleja de la axialidad tal y como ocurría en los demás elementos del estudio y de acuerdo a lo que encuentran otros autores (Alkan et al., 2004), mientras que en el modelo con atornillamiento transoclusal su comportamiento es diferente, aumentando ligeramente cuando la carga varía de 0° a 15° pero sin embargo disminuye progresivamente hasta alcanzar los 45° de inclinación. De esta manera, el tornillo del pilar es el único elemento del modelo con atornillamiento transoclusal que no aumenta progresivamente con la inclinación de la carga, y podría ser debido a que para 30° y 45° la tensión se distribuye por el resto de elementos, como es el caso del pilar que llega a alcanzar los valores más altos. Así, el pilar se convertiría en un elemento disipador de la tensión ejerciendo de elemento protector del tornillo del pilar evitando su pérdida ante fuerzas inclinadas, tal y como encuentran otros autores (Sutter et al., 1993; Norton, 1997) y gracias a la conexión interna se conseguiría reducir las complicaciones biomecánicas relacionadas con el tornillo del pilar del modelo con atornillamiento transoclusal (Binon, 2000), aunque por otro lado, otros autores afirman que esta reducción del estrés en los tornillos de retención en implantes de conexión interna no hacen sino generar una mayor concentración de estrés en el implante, lo que haría peligrar la integridad del mismo (Segundo et al., 2009).

En nuestro estudio la tensión sufrida por el tornillo del pilar es mayor en el modelo con atornillamiento transoclusal cuando la carga adquiere una inclinación de 0° y 15° y para el modelo con atornillamiento transversal ante cargas inclinadas de 30° y 45° . Así, la tensión en el modelo con atornillamiento transversal ante una carga de 45° es casi 3 veces superior a la experimentada por el tornillo del pilar del modelo con atornillamiento transoclusal para la misma inclinación, lo que podría significar que su posibilidad de pérdida o fractura es mayor sobre todo por encontrarse muy próximo al límite elástico del titanio (462MPa según Sakaguchi and Borgersen (1995)), mientras que en el modelo con atornillamiento transoclusal, la mayor tensión experimentada por el tornillo del pilar fue de 201,32MPa ante una carga de 15° de inclinación, un 43,57% de su límite elástico, lo que hace presagiar su buen comportamiento. En nuestro estudio, los valores de tensión encontrados para el tornillo del pilar son muy superiores en ambos modelos a los hallados por Chang et al. (2013a) ante cargas axiales (15,9071MPa frente a 143,42MPa y 198,3 MPa para el modelo con atornillamiento transversal y transoclusal respectivamente), mientras que para cargas de 30° sólo el tornillo del pilar del modelo con atornillamiento transoclusal es menor (190,61MPa frente a los 210,7840MPa de Chang et al. (2013 a)). Por otro lado, en el estudio de Wu et al. (2010) también obtienen valores inferiores a los nuestros ante cargas axiales (41,8MPa cuando la fuerza se aplica a 0°) e incluso presentan valores inferiores a los obtenidos en nuestro trabajo con cargas de 15° cuando emplean cargas a $21,5^\circ$ de inclinación (donde obtienen 91,6MPa). Sin embargo, debemos tener en cuenta que en el mencionado estudio de Wu et al. (2010) emplearon cargas de 150N (la mitad que la empleada en el presente estudio) y en el de Chang et al. (2013a) emplearon cargas de 100N, tres veces menores, por lo que encontrar un valor de tensión menor para 30° con respecto al estudio de Chang es de especial interés. No

debemos olvidar que la sobrecarga oclusal es un factor fundamental en la pérdida o aflojamiento de los tornillos, donde algunos estudios referencian aflojamiento de los tornillos hasta un 75% de los casos de implantes sometidos a sobrecarga oclusal (Isidor, 1997), mientras que otros autores encuentran que este aflojamiento de los tornillos no es sino una señal de aviso de la presencia de sobrecarga oclusal y que por tanto nos alerta sobre su posible fractura o incluso la del implante (Balshi, 1996; Eckert et al., 2000; Schwarz, 2000) y en el presente estudio aunque los valores son superiores a los encontrados por Wu et al. (2010), para 30° nuestro mayor pico de tensión apenas es 1,47 veces superior al mostrado por Chang et al. (2013a) a pesar de triplicar la carga empleada.

En cuanto a la localización de la tensión, en ambos modelos ésta se sitúa principalmente a nivel de la porción cónica del cuello del tornillo y de ahí se disipa hacia las espiras más apicales, presentando el mayor pico de estrés en la parte superior de la cabeza del tornillo en el modelo con atornillamiento transversal y la tercera espira por su cara vestibular en el modelo con atornillamiento transoclusal. Estas zonas de mayor estrés pueden suponer la zona de mayor incidencia de fractura del tornillo a ese nivel (Quek et al., 2008), y coincide con la descrita por Norton para los implantes ITI (Norton, 1999) situada en la cabeza del tornillo del pilar, justo por debajo del cono del pilar y con Wu et al. (2010), donde el mayor pico de estrés también se localizó a nivel de la primera espira del tornillo de retención y la parte cónica del cuello del tornillo. Por otra parte, Alkan et al. (2004) encuentran que el mayor pico de estrés se localiza en la parte no roscada del pilar, aunque en este caso el tornillo iba unido al pilar en una sola pieza, a diferencia del nuestro. En esta dirección, en el estudio de Chang et al. (2013a) también encontraron el mayor estrés en la parte no roscada del tornillo, seguido de la primera espira y disipándose hacia apical, como en nuestro trabajo. Möllersten et al. (1997) encontraron en las

espiras del tornillo la zona de fallo de 7 sistemas de implantes, lo que coincide con la zona de mayor estrés del tornillo del pilar modelo con atornillamiento transoclusal del presente trabajo. Al igual que en nuestro trabajo, Álvarez-Arenal et al. (2013) encontraron que el estrés se localizaba en el cuello del tornillo y cabeza y se disipaba hacia apical.

Según indica el fabricante, las paredes cónicas de 15° del tornillo del pilar ayudan a empujarlo contra el pilar y distribuir así mejor las cargas, consiguiendo una buena retención y sellado, lo que queda patente al presentar un torque de retirada similar al de apretamiento así como resistencia a la fractura tras ser sometido 1800000 ciclos, cuando se comparaban con la conexión hexagonal externa (Khraisat et al., 2002), donde los tornillos de oro se fracturaban en el cuello del tornillo o parte no roscada antes de las espiras. Sin embargo, esta aparente ventaja de la conexión cónica 15° del tornillo del pilar está en contradicción con el estudio de Jörneus et al. (1992) quienes mostraron que los tornillos de oro de cabeza plana presentan mayor valor de precarga para un torque dado y por ello son menos propensos al aflojamiento que los tornillos con cabeza cónica, pues en el estudio de Jörneus et al. (1992) el tornillo de cabeza cónica perdió todo el torque en la fricción entre la cabeza del tornillo y el pilar, consiguiendo menos torque en las espiras, lo que resultó en un valor menor en el test de estabilidad del tornillo, concluyendo que una cabeza plana reduciría el problema del aflojamiento y pérdida del tornillo (Jemt et al., 1990a; Jemt et al., 1990b). Esto podría coincidir con la presencia del pico de estrés en la parte cónica de la cabeza del tornillo del pilar de nuestro trabajo, que además puede aumentar la posibilidad de pérdida o aflojamiento del mismo, como ocurre en los sistemas de conexión externa (Levine et al., 1997; Balik et al., 2012).

Los diseños armonizados entre el pilar, el tornillo y el implante procuran lograr una óptima resistencia y distribución de carga en toda la

construcción (Merz et al., 2000; Norton, 1997), ofreciendo también una conexión resistente y de confianza diseñada para brindar gran estabilidad y durabilidad. Los componentes fabricados para lograr un ajuste preciso y una distribución de carga ideal contribuyen a asegurar el mantenimiento del hueso crestal y una estética perdurable (Stanford, 2002).

Con respecto al **tornillo protésico**, ambos modelos también presentan un comportamiento diferente tanto cualitativa como cuantitativamente según varía la inclinación de la carga. Mientras en el tornillo protésico del modelo con atornillamiento transoclusal la tensión aumenta conforme lo hace la inclinación de la fuerza hasta alcanzar el pico máximo de tensión de todos los tornillos estudiados con 950,21 MPa y atribuidos posiblemente al aumento del momento de rotación de la fuerza ya descrito, el tornillo protésico del modelo con atornillamiento transversal, esto es, el tornillo transversal, presenta una disminución de la tensión de forma gradual conforme aumenta la inclinación de la fuerza, salvo para cuando ésta adquiere un valor de 45° donde vuelve a aumentar, adoptando el mayor pico de tensión que sufre el tornillo transversal.

Este comportamiento a 15° y 30° era de esperar, pues al encontrarse situado de forma perpendicular al eje mayor del implante, cabría esperar un comportamiento a la inversa con respecto a éste, es decir, a mayor inclinación del ángulo de aplicación de la fuerza, menor estrés por ser esta dirección más paralela al eje longitudinal del tornillo. Además, la reducción de la tensión en el tornillo transversal ya fue descrita por Sutter et al. (1996) refiriendo que una fuerza de menos de 45° dirigida hacia el lado del tornillo puede ayudar a que el tornillo transversal junto con la superestructura siga una trayectoria cuya componente final sea paralela al implante comprimiendo la restauración al hombro del implante, consiguiendo una unión marginal de aproximadamente 10 μ (Sutter et al.,

1993) y explicando así estos bajos valores de tensión, lo que queda patente cuando la carga adquiere una inclinación de 30° donde el tornillo transversal presenta su valor más bajo. Sin embargo, para 45°, aunque cabría esperar una disminución del estrés en el tornillo transversal puesto que la fuerza es más paralela a su eje longitudinal, como la carga es más perjudicial para el resto de elementos, éstos podrían comprimir el tornillo transversal y por tanto hacer que éste presente su mayor valor de tensión ante este grado de inclinación. De cualquier manera, en el presente estudio el tornillo transversal presenta los valores más bajos de tensión registrados de todos los elementos estudiados, mientras el tornillo protésico del modelo con atornillamiento transoclusal presenta los más altos de entre los tornillos estudiados, llegando a ser 14 veces superior al tornillo transversal para una inclinación de 30° y hasta 11 veces superior a él cuando la carga toma un valor de 45°. Por tanto, y atendiendo al grado de estrés sufrido por el tornillo, se podría concluir que el tornillo transversal es menos propenso a aflojarse que el tornillo protésico del modelo con atornillamiento transoclusal si tenemos en consideración, al igual que Pai and Hess (2002b) que a mayor tensión, mayor posibilidad de aflojamiento, teniendo además en cuenta que la tensión sufrida por el tornillo transversal es sólo un 18,14% de su límite elástico mientras que el tornillo protésico del modelo con atornillamiento transoclusal prácticamente lo duplica.

En cuanto a la localización de la tensión, encontramos diferencias entre ambos modelos. Mientras que en el tornillo protésico del modelo con atornillamiento transoclusal la mayor tensión se localiza a nivel del cuello del tornillo de la prótesis, en la parte no roscada, como suele ser lo habitual (Misch, 1993; Pai and Hess, 2002b; Alkan et al., 2004), sorprende que en el tornillo transversal la tensión máxima se produzca a nivel de la última espira. Esto puede ser debido a que el tornillo transversal no posee cabeza y a que se une al pilar por su extremo final, intentando que la reconstrucción

sea comprimida hacia el hombro del implante como describió Sutter et al. (1996) y por tanto sea esta zona la que más tensión sufre.

En nuestro estudio, el mayor estrés sufrido por cualquier tornillo se localizó en el cuello o parte no roscada del tornillo protésico en el modelo con atornillamiento transoclusal con 950,21 MPa para 45°, lo que supone aproximadamente el doble del límite elástico del titanio así como el doble del mayor pico de estrés presentado por el tornillo del pilar (459,45MPa bajo 45° en el modelo con atornillamiento transversal), siendo por tanto estos dos (tornillo de la prótesis del modelo con atornillamiento transoclusal y el tornillo del pilar del modelo con atornillamiento transversal) los que más probabilidades de aflojarse tienen, mientras que el tornillo transversal es el que, *a priori*, menos posibilidad de aflojarse presenta, en cuanto a presencia de tensión se refiere (Pai and Hess, 2002b). Retomando las palabras de Quek et al.(2008), ante la presencia de una carga oclusal excesiva y repetida, la fractura se producirá en la zona más débil y en este caso, coincide con el cuello del tornillo de la prótesis en el modelo con atornillamiento transoclusal. En este sentido, nuestros resultados coinciden con un estudio de elementos finitos en el que la mayor tensión se localizaba entre la primera espira y la cabeza de los tornillos protésicos en prótesis fijas implantosoportadas de arcada completa (Sertgoz, 1997) y podría suponer la zona de mayor riesgo de fractura del tornillo (Möllersten et al., 1997). Del mismo modo, Alkan et al.(2004) también encuentran que el mayor pico de estrés se localiza entre la cabeza y el cuello del tornillo protésico y que la tensión aumentaba conforme lo hacía la inclinación de la fuerza, sin embargo estos autores, al contrario que nosotros, encuentran mayor estrés en el tornillo del pilar que en el protésico, donde la mayor tensión encontrada fue de 57,7MPa ante cargas horizontales de 10N, muy por debajo de los valores hallados en nuestro estudio y semejante a los 58,05MPa que es el valor mínimo encontrado en

nuestro trabajo, localizado en la primera espira del tornillo transversal ante una carga de 30°.

En el tornillo protésico del modelo con atornillamiento transoclusal, la tensión aumenta conforme lo hace la inclinación de la carga, lo que está en concordancia con lo expuesto por Junker (1969) quien encuentra que las fuerzas de cizalla son las que más favorecen la pérdida de los tornillos, incluso más que por vibración de los mismos, dando como resultado la teoría del aflojamiento debido al deslizamiento transversal. Basados en la dificultad de entender en detalle el comportamiento de la cabeza y espiras del tornillo, Pai and Hess (2002b) estudian el aflojamiento del tornillo mediante un AMEF, modelizando correctamente las espiras gracias al poder computacional de los ordenadores modernos. Estos autores proponen que el momento de flexión generado por una fuerza de cizallamiento va a producir una deformación en la cabeza y espiras del tornillo que dará lugar a un deslizamiento, cuya distribución de cargas en las espiras influenciará en el proceso de pérdida del tornillo, por lo que la tensión aparecida en las espiras del tornillo de la prótesis en el modelo con atornillamiento transoclusal así como en la última espira del tornillo transversal o la cabeza y espira de los tornillos del pilar pueden dar lugar al inicio de la pérdida o aflojamiento de los tornillos. Además, estos autores (Pai and Hess, 2002b) encuentran que el 73% de la precarga del tornillo se encuentra entre las tres primeras espiras del mismo, por lo que una vez que éstas ven superadas su fuerza de fricción, comenzará por tanto el fenómeno de aflojamiento. Es por tanto un factor a tener en cuenta la tensión producida en las primeras espiras y cuello de los tornillos estudiados. A pesar de ello, son escasos los casos de pérdida o fractura del tornillo transoclusal, no debemos olvidar que las restauraciones unitarias implantosoportadas Straumann presentan un 98,2% libre de complicaciones (Theoharidou et al., 2008), son raras, y que en la mayoría de los casos, con

apretar el tornillo es suficiente (Creugers et al., 2000) y que casi siempre es la sobrcaraga oclusal la que lo produce (Hsu et al., 2012), por lo que a pesar de que no hemos encontrado estudios en la literatura sobre el comportamiento clínico del tornillo transversal, y su aparente mejor comportamiento que el tornillo transoclusal, es de esperar que su comportamiento sea favorable, aunque son necesarios más estudios sobre su supervivencia clínica para corroborarlo.

Por otro lado, la presencia de una tensión elevada en una zona concreta del tornillo, podría dar lugar a tres posibles consecuencias: en primer lugar, la posibilidad de fractura por fatiga del material debido a cargas repetidas (Craig, 1993). En segundo lugar, en un deslizamiento localizado del tornillo debido a la presencia de una zona de mayor estrés que podría dar lugar al proceso de aflojamiento del mismo ya comentado (Bickford, 1995; Pai and Hess, 2002b) tanto más probable cuanto mayor sea el estrés sufrido por el tornillo (Pai and Hess, 2002b). Finalmente, en tercer lugar se podría provocar una deformación plástica que sobrepase el límite elástico y producir una deformación (Jornéus et al., 1992; Patterson and Johns, 1992) que dará como resultado una pérdida de precarga y con ella el deslizamiento del tornillo (Bickford, 1995) llegando a producir su aflojamiento o pérdida. Por tanto, la presencia de tensión en los tornillos, puede dar lugar a su aflojamiento o pérdida y si tenemos en cuenta esto, es más probable que se produzca en el tornillo protésico del modelo con atornillamiento transoclusal, seguido del tornillo del pilar del modelo con atornillamiento transversal. Esta mayor pérdida del tornillo protésico seguida por la del tornillo del pilar coincide con los datos referenciados en la literatura (Walton and MacEntee, 1994).

Por otro lado, estos resultados deben ser tomados con cautela, pues en nuestro estudio no hemos contemplado la precarga de los tornillos, que junto al torque de apretamiento (Jaarda et al., 1994), la carga funcional

(Jörneus et al., 1992; Andersson et al., 1994), la relajación de las espiras (Jörneus et al., 1992; Haack et al., 1995), la morfología del tornillo y el desajuste (Binon, 1996; Binon and McHugh, 1996) son los factores principales en el aflojamiento de los tornillos y que pueden considerarse como limitaciones presentes en nuestro estudio. Para disminuir la pérdida de los tornillos se han propuesto diferentes soluciones, desde el empleo de tornillos anchos y largos, cuya relación es $\text{diámetro} = \text{longitud}/6$, mantener el pico de precarga y la rugosidad de la superficie (Cantwell and Hobkirk, 2004), el empleo de arandelas de oro, el empleo de adhesivos, etc. Haack et al. (1995) midieron la elongación de la parte cervical del tornillo, encontrando que los tornillos de oro ofrecen mayor elongación que los de titanio y por tanto mejor comportamiento y mayores precarga que los de titanio, lo que significa que el empleo de diferentes materiales va a influenciar en el resultado. En el presente estudio, todos los tornillos se realizaron con el mismo material (titanio), pero su variación podría modificar los resultados obtenidos. Aunque un tornillo de oro parece presentar mayor torque de remoción que uno de titanio, Jörneus et al. (1992), dicen que el torque aplicado es más importante que la calidad del tornillo. En el presente estudio, tampoco se aplicó torque a los tornillos, siendo este un factor fundamental y que influye en su pérdida o mantenimiento.

A la luz de los resultados del presente estudio, se debe tener en cuenta los diferentes sistemas de atornillamiento no sólo por las características estéticas y oclusales que presentan, sino también por sus propiedades mecánicas y biológicas. La elección de uno u otro sistema deberá seleccionarse para cada caso particular puesto que de su diseño y elección dependerá el éxito del tratamiento, donde los análisis numéricos pueden ofrecer una completa evaluación del riesgo de fallo y, junto con los estudios experimentales, una definición exacta del problema.

VII. CONCLUSIONES

De acuerdo con los datos obtenidos y teniendo en cuenta las limitaciones propias de un estudio de esta naturaleza, se pueden deducir las siguientes conclusiones en concordancia con la hipótesis inicial y los objetivos a conseguir:

1. La tensión soportada por el hueso periimplantario en ambos modelos estudiados aumenta conforme lo hace la inclinación de la fuerza y en cualquier caso siempre es menor en el modelo con atornillamiento transoclusal.
2. En conjunto, la magnitud de la tensión transmitida al implante en ambos modelos aumenta conforme lo hace la inclinación de la fuerza, alcanzando siempre valores más altos en el modelo con atornillamiento transversal.
3. El pilar protésico es, en ambos modelos e independientemente de la angulación de la fuerza oclusal, el elemento que soporta mayor tensión aumentando a medida que la inclinación de la fuerza es mayor.
4. La tensión en el pilar protésico es menor en el modelo con atornillamiento transversal cuando la fuerza actúa bajo una angulación de 0° y 15° y en el modelo con atornillamiento transoclusal cuando la carga actúa a 30° y 45° .
5. En el modelo con atornillamiento transversal, la tensión transmitida al tornillo del pilar aumenta conforme lo hace la inclinación de la fuerza mientras que en el modelo con atornillamiento transoclusal aumenta hasta los 15° de inclinación, a partir de la cual disminuye gradualmente.
6. La magnitud de la tensión sufrida por el tornillo del pilar es menor en el modelo con atornillamiento transversal para valores de inclinación de la fuerza de 0° y 15° y menor en el modelo con atornillamiento

transoclusal cuando la inclinación de la fuerza adquiere un valor de 30° y 45°.

7. En la corona y para ambos modelos estudiados, la magnitud del estrés aumenta conforme lo hace la inclinación de la fuerza, siendo ligeramente mayor en el modelo con atornillamiento transoclusal cuando la inclinación de la fuerza es de 0° y 15° y mayor en el modelo con atornillamiento transversal cuando la fuerza tiene una inclinación de 30° y 45°.
8. En el tornillo transversal, la tensión disminuye conforme aumenta la inclinación de la carga a excepción de la mayor inclinación.
9. En el tornillo transoclusal, la magnitud del estrés aumenta conforme lo hace la inclinación de la carga y su valor es entre 5 y 14 veces el de la tensión sufrida por el tornillo transversal.
10. El empleo del atornillamiento transversal transmite más tensión al hueso periimplantario y al implante que el modelo con atornillamiento transoclusal, sin embargo transmite menos tensión al tornillo protésico para cualquier valor de inclinación de la fuerza.
11. El valor de la tensión en la corona, pilar y tornillo del pilar es menor en el modelo con atornillamiento transversal para 0° y 15° y menor en el modelo con atornillamiento transoclusal cuando la carga toma un valor de 30° y 45°.
12. El atornillamiento transversal influye en la localización de la tensión en el implante, concentrándose en la parte coronal del mismo sin sobrepasar el cuello mientras que en el modelo con atornillamiento transoclusal la tensión se disipa por las espiras más coronales del implante.
13. La distribución y localización del estrés en el tornillo transversal se produce principalmente en la última espira del tornillo mientras en el tornillo transoclusal lo hace principalmente en el cuello del mismo.

14. Los resultados obtenidos permiten rechazar en general la hipótesis de trabajo planteada: **“El atornillamiento transversal en prótesis unitaria implantosoportada transmite menos estrés al conjunto implante-hueso periimplantario y aditamentos protésicos que el atornillamiento transoclusal ”**, excepto para el tornillo protésico así como para la corona, pilar y tornillo del pilar para inclinaciones de la fuerza de 0° y 15°.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83:450-455.

Abreu RT, Spazzin AO, Noritomi PY, Consani RLX, Mesquita MF. Influence of material of overdenture-retaining bar with vertical misfit on three-dimensional stress distribution. *J Prosthodont* 2010;19:425-431.

Achour T, Merdji A, Bachir Bouiadjra B, Serier B, Djebbar N. Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier. *Materials and Design* 2011;32:282-290.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5:347-359.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaws. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.

Agar JR, Camerson SM, Hughbanks JC, Parker NH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent*. 1997;78:43-47.

Agerberg G, Carlsson GE. Chewing ability in relation to dental and general health. *Acta Odontol Scand* 1981;39:147-153.

Ahlberg J P, Kovero O A, Hurmerinta K A, Zepa I, Nissinen M J, Krononen M H. 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.

Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001 Sep-Oct;16(5):722-30.

Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:444-454.

Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. Comparison of threedimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 2002;15:115–21.

Akça K, Cehreli MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Med Bio Eng Comput* 2006;44:527-535.

Akça K, Iplikçioğlu H, Çehreli MC. Comparison of unaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17:536-542.

Akça K, Uysal S, Cehreli MC. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clin Oral Implant Res* 2006;17: 331–336.

Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc* 2005;71:327.

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.

Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004;91:319-325.

Álvarez-Arenal A, Segura-Mori L, Gonzalez-Gonzalez I, Gago A. Stress distribution in the abutment and retention screw of a single implant supporting a prosthesis with platform switching. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:112-121.

Andersson B, Odman P, Boss A, Jornéus L. Mechanical testing of superstructures on the CeraOne abutment in the Brånemark system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:665-672.

Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010;30:89-95.

Anjard R. Mayan dental wonders. *J Oral Implantol* 1981;9:423-6.

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

Ao J, Li T, Liu Y, Ding Y, Wu G, Hu K, Kong L. Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: a finite element analysis. *Comput Biol Med* 2010;40:681-686.

Aquilino SA, Shugars DA, Bader JD, White BA. Ten-year survival rates of teeth adjacent to treated and untreated posterior bounded edentulous spaces. *J Prosthet Dent* 2001;85:455-460.

Ashby MF, Jones, DRH. *Engineering Materials. An introduction to their properties and applications.* Oxford: Pergamon Press, 1980.

Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Perio Rest Dent* 1992;12:112-121.

Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996;75:285-291.

Assunção WG, Alves Gomes E, Barão VAR, Delben JA, Tabata LF, Capello de Sousa DA. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single

implant-supported prostheses: a finite element analysis. *J Craniofac Surg* 2010;21:689-695.

Assunção WG, Barão VA, Delben JA, Gomes ÉA, Garcia IR Jr. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res* 2011;55:12-18.

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

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

Awad MA, Feine JJ. Measuring patient satisfaction with mandibular prostheses. *Community Dent Oral Epidemiol* 1998;26:400-405.

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;100:42-431.

Bahat O. Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:646–653.

Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:151–161.

Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol* 1996;22:104–106.

Balik A, Karatas MO, Keskin H. Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: A 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol* 2012;38:491-496.

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

Barbier L, Van der 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.

Baron M, Haas R, Dortbudak O, Watzek G. Experimentally induced peri-implantitis: A review of different treatment methods described in the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:533-544.

Barron J. Computing the strength of a fastener. In: Bickford JH, Nassar S, eds. *Handbook of bolts and bolted joints*. New York: Marcel Dekker, 1998:163–177.

Bass SL, Triplett RG. The effects of preoperative resorption and jaw anatomy on implant success. A report of 303 cases. *Clin Oral Implant Res* 1991;2:193-198.

Bassit R, Lindstrom H, Rangerty B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:17-23.

Beatty K. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1994;9:52-54.

Becker N, Becker BE, Alsuwyed A, Al-Mubarat S. Long-term evaluation of 282 implants in maxillary and mandibular molar position: A prospective study. *J Periodontol* 1999;70:896-901.

Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995; 74:51-55.

Behneke A, Behneke N, d'Hoedt B. The longitudinal clinical effectiveness of ITI solidscrew implants in partially edentulous patients: A 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:633-645.

Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Clin Oral Impl Res* 1998;9:51-58.

Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:188-198.

Berglundh T, Lindhe J, Marinello C, Ericsson I, Liljenberg B. Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:1- 8.

Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002;29:197-212.

Bevilacqua M, Tealdo T, Menni M, Pera F, et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent* 2010;105:5-13.

Bickford JH Jr. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker, 1995.

Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol*. 1992;18:264-74.

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

Binon PP, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(Supplement):48-63.

Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8:162-178.

Binon PP, McHugh NJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-9.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996;9:149-160.

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

Birsan M. On Saint-Venant's principle in the theory of Cosserat elastic shells. *Int J Eng Sci* 2007; 45: 187–198.

Blake A. Criteria for strength and fracture. In: Blake A. What every engineer should know about threaded fasteners. *Materials and design*. New York: Marcel Dekker, 1986:31–40.

Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser U C. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: influence of the crown-to-implant ratio and differ-ent prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implant Res* 2007;18:707–714.

Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE. Producing and avioding stress shielding. *Clin Orthop Relat Res* 1992;274:79–96.

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.

Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004;92:523-530.

Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CHF, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years offunction. *Clin Oral Implant Res* 2001;12:26-34.

Brånemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundkvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials* 1983;4:25-28.

Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom H, Ohlsson. Intrinsic anchorage of prostheses. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;3:81-100.

Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue integrated postheses. Chicago: Quintessence; 1985.

Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part I. *J Prosthet Dent* 1992;68:737-741.

Brekelmans WAM, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the behavior of skeletal parts. *Acta Orthop Scand* 1972;43:301-317.

Brener HS. In: Parmley RO. *Standard Handbook of Fastening and Joining*. New York: McGraw-Hill Book Co, 1977.

Bridger DV, Nicholls JJ. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. *J Prosthet Dent* 1981;45 :507–514.

Broek D. *The practical use of fracture mechanics*. Dordrecht: Kluwer Academic publishers, 1988.

Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent* 1998;79:328–334.

Brunski JB, Hipp JA. In vivo forces on endosteal implants: a measurement system and biomechanical considerations. *J Prosthet Dent* 1984;54:82–90.

Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int Oral Maxillofac Implants* 2000;15:15–46.

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

Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater* 1992;10:153-201.

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-599.

Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13: 611–619.

Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25:889–902.

Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:124-132.

Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implants treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:90-94.

- Carr AB, Laney WR. Maximal occlusal forces in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:101-208.
- Carvalho Silva G, Mendonça JA, Randazzo Lopes L, Landre Jr. J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:239-246.
- Cehreli MC, Iplikcioglu H, Bilir OG. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement retained prosthesis. *J Oral Rehab* 2002;29:394-400.
- Celletti R, Pameijer C, Bracchetti G, Donath K, Persichetti G, Bisani I. Histologic evaluation of osseointegrated implants restored in nonaxial functional occlusion with preangled abutments. *Int J Perio Rest dent* 1995;15:563-573.
- Chambrone L, Chambrone LA, Lima LA. Effects of occlusal overload on peri-implant tissue health: a systematic review of animal-model studies. *J Periodontol* 2010;81:1367-1378.
- Chang LC, 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 HS, Chen YC, Hsieh YD, Hsu ML. Stress distribution of two commercial dental implant systems: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent Sci* 2013a;8:261-271.
- Chang M, Chronopoulos V, Mattheos N. Impact of excessive occlusal load on successfully-osseointegrated dental implants: a literature review. *J Investig Clin Dent* 2013b;4: 142-150.
- Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better?(current issues forum). *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:137-141.
- Chee WW, Torbati A, Albouy JP. Retrievable cemented implant restorations. *J Prosthodont* 1998;7:120-125.
- Chen MK, Lowenstein F. Masticatory handicap, socioeconomic status and chronic conditions among adults. *J Am Dent Assoc* 1984;109:916-918.
- Chio A, Hatai Y. Restoration of 2 Astratech Implant fixtures utilizing custom Atlantis abutment and transverse screw retained 3M ESPE LAVA metal free zirconia crowns. *eLaborate* 2011;march/april:32-42.
- Choy E, Kydd WL. Bite force duration: a diagnostic procedure for mandibular dysfunction. *J Prosthet Dent* 1988;60:365-368.

Chu CM, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical evaluation of subcrestal placement of dental implants: in vitro and numerical analyses. *J Periodontol* 2011;82:302-310.

Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2002;29:565-574.

Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* 2005;32:193-205.

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.

Ciftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prostheses using different veneering materials. *Int J Prosthodont* 2001;14:406-411.

Clausen GF. The lingual locking screw for implant-retained restorations – aesthetics and retrievability. *Aust Prosthodont J* 1995;9:17–20.

Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:541–548.

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.

Clelland NL, Papazolgou E, Carr AB, Gilat A. Comparisons of strains transferred to a bone simulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. *J Prosthodont* 1995;5:243–250.

Clift SE, Fisher J, Watson CJ. Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. *Proc Inst Mech Eng* 1992;206:233-241.

Cochram DL. The scientific basis for clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: A consensus report. *Clin Oral Implant Res* 2000;11 (Suppl. 1):33-58.

Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Ravera G, Pera F, Pera P. The use of masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: A preliminary report. *Int J Prosthodont* 2009;22:53-55.

- Cowin SC. Bone mechanics. Boca Raton (FL): CRC Press, 1989.
- Craig RG. Restorative dental materials. St Louis: Mosby, 1993:75-77.
- Cranin NA, Rabkin MF, Garfinkel L. A statistical evaluation of 952 endosteal implants in human. *J Am Dent Assoc* 1977; 94: 315-320.
- Creugers NHJ, Käyser AF, van't Hoff MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol* 1994;22:448-452.
- Creugers NHJ, Kreulen CM, Snoek PA, de Kanter RJAM. A systematic review of single-tooth restorations supported by implants. *J Dent* 2000;28:209-217.
- Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra L, Cruz S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:391-403.
- 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.
- Davis DM, Rimrott R, Zarb GA. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:275-280.
- DeBacker H, Van Maele G, De Moor N.D, Van derBerghe L. Single-tooth replacement: is a 3-unit fixed partial denture still an option? A 20-year retrospective study. *Int J Prosthodont* 2006a;19:567-573.
- DeBacker H, Van Maele G, De Moor N.D, Van der Berghe L, De Boever J. A 20-year retrospective survival study of fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2006b;19:143-153
- Degerliyurt K, Simsek B, Erkmen E, Eser A. Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular peri-implant structures: a 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:1-11.
- Dejak B, Mlotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater* 2012;28:433-441.
- Dibart S, Warbington M, Fan Su M, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:732-737.
- Ding Xi, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11:279-287.

Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;74:270-278.

Djebbar N, Serier B, Bachir Bouiadjra B, Benbarek S, Draï A. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. *Materials and Design* 2010;31:2097-2101.

Duncan RL, Turner CH. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. *Calcif Tissue Int* 1995;57: 344–358.

Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan JD, Cohen KS. Techniques to improve the seating of castings. *J Am Dent Assoc* 1978;96:432-437.

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.

Eckfeldt A, Carlsson, Borgeson G. Clinical evaluation of single tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:179-183.

Elias CN, Figueira DC, Rios PR. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. *Mater Sci Eng* 2006;26:1361-1366.

Engquist B, Nilson H, Astrand P. Single-tooth replacement by osseointegrated Brånemark implants. A retrospective study of 82 implants. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:238-245

Engquist B, Astrand P, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Grondahl K, Marginal bone reaction to oral implants: a prospective comparative study of Astra Tech and Brånemark system implants. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:30–37.

Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The effect of framework design on stress distribution in implant-supported FPDs: A 3-D FEM study. *Eur J Dent* 2010;4:374-382.

Erkmen E, Meriç G, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011;4:107-116.

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.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998a Feb;106(1):527-51.

- Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 1998;106:721-764.
- Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, Sennerby L, Lekholm U. Histopathologic observations on late oral implant failures. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:18-32.
- Fagan MJ, Julian S, Mohsen A. Finite element analysis in spine research. *J Engineering in Medicine* 2002;216:281-298.
- Fagan MJ, Julian S, Mohsen A. The development of a computer model to assist in the diagnosis of spinal conditions. *Med Biol Eng Computing* 1999;37:1178-1179.
- Feldman RS, Kapur KK, Alman JE, Chauncey HH. Aging and mastication changes in performance and in the swallowing threshold with natural dentition. *J Am Geriatr Soc* 1980;28:97-103.
- Felton DA, Chee W, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:137-141.
- Fernández J, Pujal M. *Iniciación a la física*. Barcelona: Reverté, 1992.
- Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;15:625-632.
- Freitas-Júnior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, Assunção WG, Silva NR, Coelho PG. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater*. 2012;28:218-228.
- Frost HM. Bone “mass” and the “mecnostat”: a proposal. *Anat Rec* 1987;219:1-9.
- Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU). Redefining Wolff’s Law: the remodeling problem. *Anat Rec* 1990;226:414-417.
- Frost HM. Perspectives: bone’s mechanical usage windows. *Bone and Mineral* 1992;19:257-271.
- Frost HM. Wolff’s law and bone’s structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994;64:187-212.
- Frost HM. Perspectives: a proposed general model of the mechanostat (suggestions from a new paradigm). *Anat Rec* 1996;244:139-147.
- 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. A 2003 update of bone physiology and Wolff’s Law for clinicians. *Angle Orthodontist* 2004;74:3-15.

- Fugazzotto PA. Success and failure rates of osseointegrated implants in function in regenerated bone for 72 to 133 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:77-83.
- Fung, YC. *Biomechanics: motion, flow, stress, and growth*. New York: Springer, 1990.
- Gapski R, Neugeboren N, Pomeranz AZ, Reissner MW. Endosseous implant failure influenced by crown cementation: A clinical case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:943-946.
- Gardner DM. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. *N Y State Dent J* 2005;71:34-37.
- Geertman ME, Boerrigter EM, Van't Hof MA, Van Waas MA, Van Oort RP, Boering G, Kalk W. Two-center clinical trial of implant-retained mandibular overdentures versus complete dentures-chewing ability. *Community Dent Oral Epidemiol* 1996a;24:79-84.
- Geertman ME, Van Waas MA, Van't Hof, Kalk W. Denture satisfaction in a comparative study of implant-retained mandibular overdenture: a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996b;11:194-200.
- Gegauff AG, Rosenstiel SF. The seating of one-piece and soldered fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1989;62:292-297.
- 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
- Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil* 2004;31:233-239.
- Gere JM. *Mecánica de materiales*. México DF: Thomson, 2006.
- Gervais M, Wilson PR. A rationale for retrievability of fixed, implant-supported prostheses: a complication-based analysis. *Int J Prosthodont* 2007;20:13-24.
- Gervais MJ, Wilson PR. Cross-pinning: the philosophy of retrievability applied practically to fixed, implant-supported prostheses. *Aust Dent J* 2008;53:74-82.
- Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite force. *J Prosthet Dent* 1986;56:226-229.
- Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2002;88:498-502.
- Glantz PO, Strandman E, Svensson SA, Randow K. On functional strain in fixed mandibular reconstructions. I. An in vitro study. *Acta Odontol Scand* 1984;42:241-249.

Glantz PO, Nilner K, Randow K, et al. On the biomechanics of implant retained overdentures. In: Schepers E, Naert I, Theuniers E. Overdentures on oral implants. Leuven: University Press, 1991;153–65.

Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K. et al. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. Clin Oral Implants Res 1993;4:99–105.

Gomes EA, Barao Va, Rocha EP, de Almeida EO, Assunção WG. Effect of metal-ceramic superstructure material on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2011;26:1202-1209.

Gomez-Roman G, Schulte W, d'Hoedt B, Axman-Krcmar D. The frialit-2 implant systems: 5 year clinical experience in single tooth and immediately post extraction applications. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:209-309.

Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. J Prosthet Dent 2001;85:363–376.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications in fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 2003a;90:31- 41.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent 2003b;90:121-132.

Goodier JN; Sweeney RJ. Loosening by vibration of threaded fastenings. Mechanical Engineering 1945; 67: 798-802.

Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five materials for materials used on implants. Int J Prosthodont 1991;4:282–291.

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

Gruber H, Solar P, Ulm C. Maxillomandibular anatomy and patterns of resorption during atrophy. In: Watzek G. Endosseous implants: scientific and clinical aspects. Chicago: Quintessence, 1996.

Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski 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.

Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Evaluation of multiple implant-bone parameters on stress characteristics in the mandible under traumatic loading conditions. Int J Oral Maxillofac Implants 2010;25:461-472.

Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. J Prosthet Dent 2008;100:183-193.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw or cemented retained implant fixed partial denture designs. *Int J OralMaxillofac Implants* 2000;15:239-246.

Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529-536.

Haas R, Mensdirff-Pouilly N, Mailath G y cols. Brånemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent* 1995;73:274-279.

Haas R, Polak C, Furhauser R, Mailath-Pokorny G, Dortbudak O, Watzek G. A long-term follow-up of 76 Brånemark single-tooth implants. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:38-43.

Hansson BO. Success and failure of osseointegrated implants in the edentulous jaw. *Swed Dent J* 1977; 1:1-101.

Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:286-293.

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 sports techniques*. New Jersey: Prentice-Hall, 1985.

Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77:28-35.

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

Henry PH, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a prospective 5 year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac implants* 1996;11:450-455.

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.

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.

Heydenrijk K, Meijer HJ, van der Reijden WA, Raghoobar GM, Vissink A, Stegenga B. Microbiota around root-form endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:829–838.

Higginbottom F. Transfer system for cement-retained restorations on nonsubmerged dental implants. *Quintessence Dent technol* 1997;20:55-62.

Hildebrandt GH, Dominguez BL, Schock MA, Loesche WJ. Functional units, chewing, swallowing and food avoidance among the elderly. *J Prosthet Dent* 1997;77:588-595.

Himmlová L, Dostálová T, Káčovská, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004;91:20-25.

Hobkirk JA, Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:345-352.

Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997;23:104–111.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and loading direction. *J Oral Implantol* 1998;24:80-88.

Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical Loading of Brånemark Implants Affects Interfacial Bone Modeling and Remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345-360.

Hsieh YF, Turner CH. Effects of loading frequency on mechanically induced bone formation. *J Bone Miner Res* 2001;16:918–924.

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 YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:894-904.

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.

Hudieb M, Wakabayashi N, Suzuki T, Kasugai S. Morphologic classification and stress analysis of the mandibular bone in the premolar region for implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:482-490.

Humphrey, JD. Continuum biomechanics of soft biological tissues. *Proc R Soc Lond A* 2003;459: 3-46.

Humphries RM, Yaman P, Bleon TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 4: 331-336

Hurson S. Practical clinical guidelines to prevent screw loosening. *Int J Dental Symposia* 1995;3:22-25.

Hurzeler MB, Quinones CR, Kohal RJ, Rohde M, Strub JR, Teuscher U, Caffesse RG. Changes in peri-implant tissues subjected to orthodontic forces and ligature breakdown in monkeys. *J Periodontol* 1998;69: 396-404.

Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB, et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:33-42.

Iplikcioglu 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.

Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implant Res* 1996;7:143-152.

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 peri-implant bone. *Clin Oral Implant Res* 2006;17(Suppl 2):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.

Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent* 1994;3:17-21.

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

Jansen VK, Conrads G, Richter E-J. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1997;12:527-540.

Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent* 1986;55:243-247.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-276.

- Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;11:151-158.
- Jemt T, Brook K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620-625.
- Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jornéus L. In vivo loads measurements on osseintegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991a;6:413-417.
- Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PMJ, Polizi G, Zarb GA, Herman I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991b;6:29-36.
- Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991c;6:29-36.
- Jemt T, Lekholm U, Gröndahl K. A 3-year followup study of early single implant restorations *ad modum* Brånemark. *Int J Periodont Rest Dent* 1990a;10:341-349.
- Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203-208.
- Jofré J, Hamada T, Nishimura M, Klattenhoff C. The effect of maximum bite force on marginal bone loss of mini-implants supporting a mandibular overdenture: a randomized controlled trial. *Clinical Oral Implants Res* 2010;21: 243-249.
- Jorgensen KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand* 1955;13:35-40.
- Jörn D, Kohorst PK, Besdo S, Rucker M, Stiesch M, Borchers L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *J Prosthet Dent* 2014;112:340-348
- Jornéus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and design of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-359.
- Joshi KJ, Wilkett WC, Douglass CW. The impact of edentulousness on food and nutrient intake. *J Am Dent Assoc* 1996;127:459-467.
- Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Impl Res* 2008;19:119-130.
- Junker GH. New criteria for self-loosening of fasteners under vibration. *SAE Transactions* 1969;78:314-335.

Juodzbaly G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dent* 2005;14:166-175.

Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-178.

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

Kapur KK, Garret NR, Hamada MO et al. Randomized clinical trial comparing the efficacy of mandibular implant supported overdentures and conventional dentures in diabetic patients. Part III: comparisons of patient satisfaction. *J Prosthet Dent* 1999;82:416-427.

Kaufman EG, Coelho AB, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent* 1961; 11: 487-502.

Kayabasi O, Yüzbacioglu E, Erzincanli F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software* 2006;37:649-658.

Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw retained and cemented metal-ceramic crowns on implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:369-378.

Keyak JH, Fourkas MG, Meagher JM, Skinner HB. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *J Biomed Eng* 1993;15:505-509.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002; 88:604-610.

Kido H, Schulz EE, Kumar A, Lozada J, Saha S. Implant diameter and bone density: Effect on initial stability and pull-out resistance. *J Oral Implantol* 1997;23:163-169.

Kishimoto M, Shillingburg HT, Jr, Duncanson MG Jr. Influence of preparation features on retention and resistance. Part II: Threequarter crowns. *J Prosthet Dent* 1983;49:188-192.

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 Implant 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.

Klinge B, Hultin M, Berglundh T. Peri-implantitis. *Dent Clin North Am* 2005;49:661–676.

Klokkevold PR, Newman MG. Current status of dental implants: A periodontal perspective. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:56-65.

Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent* 2005;93:38-44.

Koivumaa KK, Hedegard B, Carlsson GE. Studies in partial denture prostheses: I. An investigation of dentogingivally-supported partial dentures. *Suom Hammalsaak Toim* 1960;56:248-306.

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.

Krall E, Hayes C, Garcia R. How dentition status and masticatory function affect nutrient intake. *J Am Dent Assoc* 1998;129:20-23.

Kurniawan D, Nor FM, Lee HY, Lim JY. Finite element analysis of bone-implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012;41:1090-1096.

Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:49-54.

Lang LA, Kang B, Wang R, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003;90:539-546.

Lang NP, Berglundh T, Heitz-Mayfield LJ, Pjetursson BE, Salvi GE, Sanz M. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:150-154.

Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implant Res* 2000;11: 146-155.

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.

Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985.

Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Laney W.R, Lindén U, Bergström C, Van Steenberghe D. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: A prospective 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:639-645.

Lekholm U, Van Steenberghe D, Hermann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Laney W.R, Linden U. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. *Int J OralMaxillofac Implants.* 1994;9:627-635.

Levine RA, Clem DS, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:237-242.

Levine RA, Clem DS, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:516-20.

Lewinstein I, Banks-Sillis L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:355-66.

Lewis S, Beumer J, Perri G, Hornburg W. Single-tooth implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:25-30.

Liao SH, Tong RF, Dong JX. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 2008;32:53-60.

Lin CL, Wang JC, Ramp LC, Liu PR. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:57-64.

Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater* 2009;2:410-432.

Linderholm H, Wennstrom A. Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. *Acta Odontol Scand* 1997;28:679-689.

Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implant Res* 1996;7: 329-336.

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.

Lindstrom H, Preiskel H. The implant-supported telescopic prosthesis: a biomechanical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:34–42.

Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J Oral Implantol* 1992;18:343-348.

Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol* 1991;17:126-131.

Lundgren D, Falk H, Laurell L. The influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:277-283.

Ma T, Nicholls J, Rubenstein J. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:371-375.

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.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external-hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehab* 2006;33:75-78.

Malevez C, Hermans M, Daelemans P. Marginal bone levels at Brånemark system implants used for single tooth restoration: the influence of implant design and anatomical region. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:162-169.

Manda MG, Psyllaki PP, Tsipas DN, Koidis PT. Observations on an in-vivo failure of a titanium dental implant/abutment screw system: a case report. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;89:264-273.

Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Impl Res.* 2002;13:343-348.

Manz, MC. Factors associated with radiographic vertical bone loss around implants placed in a clinical study. *Ann Periodontol* 2000;5:137-151.

Martin DE, Serverns AE. Determination of mechanical stiffness of bone by pQCT measurements: 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.

- Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol* 1990;16:611.
- Maxwell AW, Blank LW, Pelleu GB Jr. Effect of crown preparation height on the retention and resistance of gold castings. *Gen Dent* 1990;38:200–202.
- McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42:71-89.
- Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around the dental implants. Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992;68:96-102.
- 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.
- Mendonca G, Fernandes Neto AJ, Neves FD. A customized guide for transferring angled abutment. *J Prosthet Dent* 2002;87:698-699.
- Merdji A, Bachir Bouiadjra B, Achour T, Serier B, Ould Chikh B, Feng ZO. Stress analysis in dental prosthesis. *Comp Mater Sci* 2010;49:126-133.
- Merickse-Stern R, 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.
- Merickske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:153–161.
- Meriç G, Erkmen E, Kurt A, Tunc Y, Eser A. Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *J Dent Sci* 2011; 6: 25-32.
- Merz B, Hunenbart S, Belser U. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-526.
- Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:719–728.
- Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compend Contin Dent Educ* 1994;15:330-343.
- Misch CE, Bidez MW. Implant protected occlusion. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995;7:25–9.

- Misch CE, Bidez MW. A scientific rationale for dental implant design. In: Misch CE editor. Contemporary implant dentistry. St. Louis: Mosby, 2008:329-44.
- Misch CE, Poitras Y, Dietsch-Misch F. Endosteal implants in the edentulous posterior maxilla-rationale clinical report. Oral Health 2000;8:7-16.
- Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. Int J Oral Implantol 1990;6:23-31.
- Misch CE. Dental Implants Prosthetics. London: Elsevier, 2005.
- Misch CE. Contemporary implant dentistry. St. Louis: Mosby,2008.
- Misch CM, Ismail YH. Finite element stress analysis of tooth-to-implant fixed partial denture designs. J Prosthodont 1993;2:83-92.
- Misch LS, Misch CE. Denture satisfaction: a patient's perspective. Int J Oral Implant 1991;7:43-48.
- 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.
- Moberg LE, Kondell PA, Sagulin GB, Bolin A, Heimdahl A, Gynther GW, et al. Brånemark system and ITI dental implant system for treatment of mandibular edentulism. A comparative randomized study: 3-year follow-up. Clin Oral Implants Res 2001;12: 450-461.
- Mohammed H, Atmaram GH, Schoen FJ. Dental implant design: a critical review. J Oral Implantol 1979;8:393-410.
- Möllersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant system: an in vitro test. J Prosthet Dent 1997;78:582-591.
- Moreira W, Hermann C, Pereira JT, Balbinoti JA, Tioffi R. A three-dimensional finite element study on the stress distribution pattern of two prosthetic abutments for external hexagon implants. Eur J Dent 2013;7:484-491.
- Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:409-414.
- Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/ implant loss. Clin. Oral Implants Res 2012; 23(Suppl. 6): 95-107.
- Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darvis P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: prosthetics aspects. J Prosthet Dent 1992;68:949-956.

Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses 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 Mater* 2006a;22:388-395.

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

Niznick GA. The implant abutment connection: The key to prosthetic success. *Compend Cont Educ Dent* 1991;12:932-937.

Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Impl Res* 1997;8 :290-298.

Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999;81:159-166.

Norton RL. Screws and fasteners. In: Norton RL, ed. *Machine design. An integrated approach*. Upper Saddle River: Prentice- Hall, 1998:889–958.

O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence, 1997;259-72.

O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant Dent* 2000;9:207–218.

O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:648-657.

Oden JT. *Finite elements of nonlinear continua*. New York: McGraw-Hill. 1972.

Ohashi T, Matsunaga S, Nakahara K, Abe S, Ide Y, Tamatsu Y, Takano N. Biomechanical role of peri-implant trabecular structures during vertical loading. *Clin Oral Investig*. 2010;14:507-513.

Oliveira de Almeida E, Passos Rocha E, Gonçalves Assunção W, Chagas Freitas Jr. A, Bruniera Anchieta R. Cortical bone stress distribution in mandibles with different configurations restored with prefabricated bar-prosthesis protocol: a three-dimensional finite-element analysis. *J Prosthodont* 2011;20:29-34.

Ortiz Berrocal, L. *Resistencia de Materiales*. 4ª ed. Madrid: McGraw-Hill; 2003.

Özcelik FB, Ersoy E, Yilmaz B. Biomechanical evaluation of tooth and implant-supported fixed dental prostheses with various non-rigid connector positions: a finite element analysis. *J Prosthodont* 2011;20:16-28.

Pai NG, Hess DP. Experimental study of loosening of threaded fasteners due to dynamic shear loads. *J Sound Vib* 2002a;253:585-602.

Pai NG, Hess DP. Three-dimensional finite element analysis of threaded fastener loosening due to dynamic shear load. *Eng Fail Anal* 2002b;9:383-402.

Palmer RM, Palmer PJ, Smith BJ. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clin Oral Implan Res* 2000;11:179- 182.

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.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent* 1997;25:485-491.

Parker MH, Gunderson RB, Gardner FM, Calverley MJ. Quantitative determination of taper adequate to provide resistance form: concept of limiting taper. *J Prosthet Dent* 1988;59:281– 288.

Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-33.

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

Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:865-868.

Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SL, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *J Oral Implantol* 2013;39:425-431.

Perel ML. Prosthodontic considerations of dental implants. In: *Dental implantology and prosthesis*. Philadelphia: JB Lipincott and Company, 1977;139-154.

Perel ML. Parafunctional habits, nightguards, and root form implants. *Implant Dent* 1994;3:261-263.

Pérez MA, Prados-Frutos JC, Bea JA, Doblaré M. Stress transfer properties of different commercial dental implants: a finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2012b;15:263-273.

Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors—a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Impl Res* 2002;13:542-549.

- Pesun IJ, Brosky ME, Koriath TW, Hodges J, Devoe BJ. Operator-induced compressive axial forces during implant gold screw fastening. *J Prosthet Dent* 2001;86:15-19.
- 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;13:743-53.
- Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M. Clinical and histologic features of a nonaxial load on the osseointegration of a posterior mandibular implant: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 273–275.
- Pietrokovsky J. The bony residual ridge in a man. *J Prosthet Dent* 1975;34:456-462.
- Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design-effect on bone remodelling. *J Biomed Mater Res* 1991;25:467–83.
- Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. I. Implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:625-642.
- Podstata J, Kozisek E, Mulicek M. Transversal screw-retained prostheses fixed on dental implants. *Implantologie Journal* 3/2007.
- Pontoriero R, Tonelli MP, Carnevale G, Mombelli A, Nyman SR, Lang NP. Experimentally induced periimplant mucositis. A clinical study in humans. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:254-259.
- Potts RG, Shillingburg HT Jr, Duncanson MG Jr. Retention and resistance of preparations for cast restorations. *J Prosthet Dent* 1980;43:303–308.
- Proussaefs P, Campagni W, Bernal G, Goodacre C, Kim J. The effectiveness of auxiliary features on a tooth preparation with inadequate resistance form. *J Prosthet Dent* 2004;91:33–41.
- Qian L, Todo M, Matsushita Y, Koyano K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:877-866.

Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant and supporting bone. *J Oral Implantol* 2008;34:1-6.

Quek HC, Tan KB, Nicholls JJ. 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 Stenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:104-111.

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

Randi AP, Hsu AT, Vega A, Kim JJ. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement retained implant supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:547-556.

Randow K, Glantz PO, Zoger. Technical failures and some related clinical complications in extensive fixed prosthodontics. An epidemiological study of long-term clinical quality. *Acta Odontol Scand* 1986;44:241- 255.

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

Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-34.

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

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

Richter EJ. *In vivo* horizontal bending moments on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13: 232–244.

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

Rissin L, House JE, Manly RS y cols. Clinical comparison of masticatory performance and electromyographic activity of patients with complete dentures, overdentures and natural teeth. *J Prosthet Dent* 1978;39:508-511.

- Roberts BA. Survey of chrome cobalt partial dentures. *NZ Dent J* 1978;74:203-209.
- Roberts WE. Fundamental principles of bone physiology, metabolism and loading. In: Naert I, van Steenberghe D, Worthington P. *Osseointegration in oral rehabilitation. An introductory textbook*. London: Quintessence, 1993; 163–4.
- Roberts E, Garetto L, Brezniak N. *Bone physiology and metabolism*. St Louis: Mosby, 1994.
- Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalá-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* 2009;29:479-487.
- Rossi F, Ricci E, Marchetti C, Lang NP, Botticelli D. Early loading of single crowns supported by 6-mm-long implants with a moderately rough surface: a prospective 2-year follow-up cohort study. *Clin Oral Implant Res* 2010;21: 937–943.
- Rubo JH, Capello-Souza EA. Finite element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Related Res* 2010;12:105-113.
- Sahin S, Cehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *J Dent* 2002;30: 271–282.
- Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. *J Dent* 2012;40:467-74.
- Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implants components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:655-661.
- Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302.
- Salinas TJ, Eckert SE. In patients requiring single-tooth replacement, what are the outcomes of implant as compared to tooth-supported restorations? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:71-95.
- Salvi GE, Lang NP. Diagnostic parameters for monitoring peri-implant conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:116-127.
- Salvi GE, Brägger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:69-85.
- Sambrook RJ, Judge RB. The cross-pin retained implant supported restoration: a study of gasket placement and leakage. *Aust Dent J* 2012;57:415-420.
- Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PS. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2013;33:4700-4714.

Sarot JR, Milani Contar CM, Cabral da Cruz AC, de Souza Magini R. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med* 2010;21:2079-2085.

Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehab* 1999;26:640-643.

Sato Y, Shindoi N, Hosokawa K, Tsuga K, Akagawa Y. A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. *J Oral Rehab* 2000;27:15–21.

Sauer, J.A., Lemmon, D.C., and Lynn, E.K. Bolts: How to Prevent Their Loosening. *Machine Design* 1950; 22: 133-139.

Scacchi M, Merz BR, Schär AR. The development of de ITI DENTAL IMPLANT SYSTEM. Part 2: 1998-2000: Steps into the next millennium. *Clin Oral Impl Res* 2000; 11:22-32.

Schmitt A, Zarb GA. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single tooth replacement. *Int J Prosthodont* 1993;6:187-202.

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.

Scurria MS, Bader JD, Shugars DA. Meta-analysis of fixed partial denture survival:Prostheses and abutments. *J Prosthet Dent* 1998;79:459-464.

Segerlind LJ. *Applied Finite Element Analysis*. 2nd ed. New York: Wiley, 1984.

Segundo RMH, Oshima HMS, Lima da Silva IN, et al. Stress distribution of an internal connection implant prstheses set: a 3D finite element analysis. *Stomatologija* 2009;11:55-59.

Sellers G. Direct assembly framework for osseointegrated implant prosthesis. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 662-668.

Sergötz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10:19-27.

Sethi A, Sochor P. The lateral fixation screw in implant dentistry. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2000;8:39-43.

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

Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005b;73:140-147.

Sheiham A, Steele JC, Marcenes W, Finch S, Walls AW. The impact of oral health on stated ability to eat certain food; findings from the National Diet and Nutrition Survey of Older People in Great Britain. *Gerontology* 1999;16:11-20.

Sheiham A, Steele JC, Marcenes W. The relationship among dental status, nutrient intake and nutritional status in older people. *J Dent Res* 2001;80:408-413.

Sheppard IM. Denture base dislodgement during mastication. *J Prosthet Dent* 1963;13:462-468.

Shigley J. *Mechanical engineering design*. 3rd ed. New York: McGraw hill, 1987:244.

Shillinburg HT. *Fundamentos esenciales en prótesis fija*. Barcelona: Quintessence, 2000.

Skalak, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848.

Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:55-63.

Smith D. The mobility of artificial dentures during comminution. *J Prosthet Dent* 1963;13:834-856.

Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modelling and remodelling. *J Prosthet Dent* 1999;81:553-561.

Stanford CM. Achieving and maintaining predictable implant esthetics through the maintenance of bone around dental implants. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23:13-20.

Stegaroiu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:735-742.

Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998a;13:781-790.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998b;13:82-90.

Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1276-1284.

Strong JT, Misch CE, Bidez MW, Nalluri P. Functional surface area: Thread-form parameter optimization for implant body design. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19:4-9.

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.

Sutter F, Grande V, Sutter FJ Jr, Bragger U, Lang NP. Transversal fixation of restorations in combination with the Octa abutment of the ITI Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:291-296.

Sutter F, Weber H, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the dental ITI implants system: design and engineering. *Int J Periodont Res Dent* 1993;13:408-31.

Tabata LF, Assunção WG, Barão VA, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EA, Rocha EP. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg* 2010;21:697-702.

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:357-368.

Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ESY. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period at least 5 years. III. Conventional FPDs. *Clin Oral Impl Res*. 2004;15:654-666.

Tawil G. Peri-implant bone loss caused by occlusal overload: repair of the peri-implant defect following correction of the traumatic occlusion. A case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 153-157.

Taylor PA. Incorporating retrievability in fixed implant-supported prostheses by transverse fixation in the ITI abutment system. *J Can Dent Assoc* 2004;70:459-463.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: Current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:66-75.

Teigen K, Jokstad A. Dental implant suprastructures using cobalt-chromium alloy compared with gold alloy framework veneered with ceramic or acrylic resin: a retrospective cohort study up to 18 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:853-860.

Teixeira ER, Sato Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1998;25:299-303.

Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:681-690.

Timoshenko SP, Goodier JN. *Theory of elasticity*. 3rd.ed. New York: Mc Graw-Hill Book Company, 1970.

Timoshenko SP. *History of strength of materials*. New York: Dover, 1983.

Tiossi R, Lin L, Conrad HJ, Rodrigues RC, Heo YC, de Mattos Mda G, Fok AS, Ribeiro RF. Digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. *J Prosthodont Res.* 2012;56:25-31.

Toniollo MB, Macedo AP, Rodrigues RC, Ribeiro RF, Mattos Mda G. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution on Morse taper implants surface. *J Prosthodont Res.* 2013;57:206-212.

Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:38-45.

Truhlar RS, Morris HF, Ochi S, Winkler S. Second-stage failures related to bone quality in patients receiving endosseous dental implants: DICRG interim report No.7. Dental implant clinical research group. *Implant Dent* 1994;3:252-255.

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 Kampen F, Cune M, van der Bilt A, Bosman F. The effect of maximum bite force on marginal bone loss in mandibular overdenture treatment: an in vivo study. *Clin Oral Implant Res* 2005;16: 587-593.

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 Rossen IP, Braak LH, de Putter C, de Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent* 1990;64:198-205.

Van Steenberghe D, De Mars G, Quirynen M, Jacobs R, Naert I. A prospective split-mouth comparative study of two screw-shaped selftapping pure titanium implant systems. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:202–209.

Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry PJ, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Lindén U, Ästrand P. The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: A prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:272- 281.

Van Steenberghe D, Sullivan D, Liström R, Balshi T, Henry PJ, Worthington P, Wahlström U. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting bridges in the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1989;61:217- 223.

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

Vermeulen A, Keltjens A, Vant'hof M, Kayser AF. Ten-year evaluation of removable partial dentures: survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. *J Prosthet Dent* 1996;76:267-272.

Verry FR, Pellizzer EP, Rocha EP, Pereira JA. Influence of length and diameter of implants associated with distal extension removable partial dentures. *Implant Dent* 2007;16:270-276.

Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:337-341.

Vigolo P, Zaccaria M. Clinical evaluation of marginal bone level change of multiple adjacent implants restored with splinted and non-splinted restorations: a 5-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25: 1189–1194.

Wadamoto M, Akagawa Y, Sato Y, Kubo T. The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. I: a morphometric evaluation in initial healing. *J Prosthet Dent* 1996;76:170-175.

Wadhvani C, Hess T, Pineyro A, Opler R, Chung KH. Cement application techniques in luting implant-supported crowns: a quantitative and qualitative survey. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:859-864.

Wadhvani C, Pineyro A. Technique for controlling the cement for an implant crown. *J Prosthet Dent* 2009; 102: 57–58.

- Waerhaug J, Philos D. Periodontology and partial prosthesis. *Int Dent J* 1968;18:101-107.
- Walton JN, McEntee MI. Problems with prostheses on implants: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1994;71:283-288.
- Wang TM, Leu LJ, Wang JS, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implant in poor quality bone: A numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:231-237.
- Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 405-411.
- Watanabe M, Hattori Y, Satoh Ch. Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion. *Int Congress Series* 2005;1284:21-27.
- Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.
- Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8:421-433.
- Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schussler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976;55:772-777.
- Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment- implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84:194-199.
- Wetherell J, Smales R. Partial denture failure: a long-term clinical survey. *J Dent* 1980;8:333-340.
- Wheeler RC. Atlas of tooth form. Toronto: Harcourt Canada, 1969.
- White SN, Caputo AA, Anderkvist TA. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994;71:493-499.
- Wie H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Brånemark implant system. *Clin Oral Impl Res* 1995;6:47-53.
- Wilding R, Reddy J. Periodontal disease in partial denture wearers-a biologic index. *J Oral Rehab* 1987;14:111-124.
- Williams KR, 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.
- Wilson TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease. *J Periodontol* 2009; 80: 1388-1392.

Winston CH, Felton DA, Jonson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better?. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14:137-141.

Wiskott HW, Dubrez B, Scherrer SS, Belser UC. Reversible and irreversible peri-implant lesions: report and etiopathogenic analysis of 7 cases. *J Oral Implantol* 2004; 30: 255–266.

Wiskott HW, Krebs C, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Compressive and tensile zones in the cement interface of full crowns: a technical note on the concept of resistance. *J Prosthodont* 1999;8:80–91.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995;8:105-116.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. The effect of tooth preparation height and diameter on the resistance of complete crowns to fatigue loading. *Int J Prosthodont* 1997;10:207–215.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. The relationship between abutment taper and resistance of cemented crowns to dynamic loading. *Int J Prosthodont* 1996;9:117–139.

Wu T, Liao W, Dai N, Tang C. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. *J Biomech* 2010;43:1941-1946.

Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater* 2012;28:1126-1133.

Zarb G, Schmitt A. Edentulous Predicament. A prospective study of the effectiveness of implant supported fixed prostheses. *J Am Dent Assoc* 1996;127:59-72.

Zarb G, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part I: Surgical results. *J Prosthet Dent* 1990;63:451-457.

Zhang JK, Chen ZQ. The study of effects of changes of the elastic modulus of the materials substitute to human hard tissues on the mechanical state in the implant-bone interface by three-dimensional anisotropic finite element analysis. *West China J Stomatol* 1998;16:274-278.

Zienkiewicz OC, Cheung H. *The finite Element Method in Structural and Continuum Mechanics*. New York: McGraw Hill, 1967.

