

UNIVERSIDAD DE OVIEDO

PROGRAMA DE DOCTORADO

Investigación en Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas

TESIS DOCTORAL

*Distribución de tensión/deformación en prótesis
parcial fija posterior implanto soportada.
Análisis mediante elementos finitos.*

Presentado por:

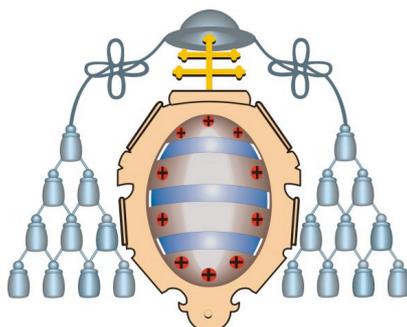
Javier Bobes Bascarán

Dirigido por:

Prof. Dr. Ángel Álvarez Arenal

Dr. Fernando Sánchez Lasheras

Oviedo, 27 de junio de 2014



UNIVERSIDAD DE OVIEDO

PROGRAMA DE DOCTORADO

Investigación en Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas

TESIS DOCTORAL

*Distribución de tensión/deformación en prótesis
parcial fija posterior implanto soportada.
Análisis mediante elementos finitos.*

Presentado por:

Javier Bobes Bascarán

Dirigido por:

Prof. Dr. Ángel Álvarez Arenal

Dr. Fernando Sánchez Lasheras

Oviedo, 27 de junio de 2014



Vicerrectorado de Internacionalización
y Postgrado

Universidad de Oviedo



inexistentes en los otros dos modelos.

La distribución uniforme de la carga sobre el pónico y los pilares genera mayor estrés en los componentes del modelo con implantes rectos y cantiléver, siendo similar en el modelo con implante inclinado.

DISCUSIÓN: El método de valoración biomecánica mediante análisis de elementos finitos, pese a sus limitaciones inducidas por las asunciones y simplificaciones de los modelos, es un método fiable y válido para inferir los resultados en cuanto a la localización y distribución de la tensión/deformación en prótesis sobre implantes, y no tanto para la cantidad de estrés producido en los diferentes componentes.

Desde el punto de vista biomecánico, la configuración de puente más favorable es aquella con pónico intermedio, seguido por el modelo con cantiléver y finalmente por aquel con el implante distal inclinado 45°, beneficiados todos ellos por un hueso de mayor calidad y por una distribución de fuerzas favorables a la disposición del pónico y los implantes.

CONCLUSIONES:

1. La tensión/deformación transmitida al terreno de soporte, aditamentos protésicos y supraestructura en prótesis parcial fija posterosuperior de tres unidades soportada por dos implantes es diferente en magnitud, localización y distribución para cada una de sus posibles configuraciones, siendo más favorable aquella con pónico intermedio e implantes rectos a los extremos, seguida por aquella con pónico en extensión y por último una configuración de puente con implante inclinado.
2. El hueso periimplantario de sostén, la dirección y distribución de las cargas oclusales son factores que influyen en el estrés soportado por los diferentes componentes del sistema restaurador, siendo los puentes embebidos en hueso de peor calidad (D4), recibiendo cargas no axiales y uniformemente distribuidas los que soportan mayor estrés, con alguna excepción.
3. Según los resultados obtenidos, se puede aceptar parcialmente la hipótesis de trabajo inicial o de partida: "una configuración de puente maxilar de tres unidades soportadas por dos implantes con pónico intermedio es la que transfiere menor tensión a los implantes y hueso periimplantario", debido a que es cierto únicamente en el modelo con implantes rectos y no así en el modelo con implante inclinado con respecto al modelo con cantiléver.

RESUMEN (en Inglés)

INTRODUCTION: The implant supported fixed prosthesis is one of the alternatives that can be used to replace one, several and all the teeth of the patient. This kind of prosthesis presents a success average of 94.5% for the implants and 80% for the prosthesis after 5 years on function and a survival rate of 86.7-95% after 10 years. However, this treatment presents biological and mechanical complications due to biomechanical factors.

HYPOTHESIS: "From the different configuration for a three-unit posterior partial fixed denture supported by two implants in the maxilar arch, the pontic located in the middle of the framework is the one which transfers lower strain to the implants and to the periimplant bone".

OBJECTIVES: To demonstrate that the strain/deformation transferred to the support tissues (implants and periimplant bone), the abutments (screws and abutments) and the superstructure of a three-unit posterosuperior partial prosthesis supported by two implants is different in terms of magnitude, localization and distribution for all the possible configurations.

To measure and compare the influence of the direction of the occlusal loads (axial and non axial), the distribution of the load over the pillars and pontic of the superstructure (uniform and no uniform), and the supported bone quality (bone D3 and D4), on the stress transmission for all the suggested models.

MATERIAL AND METHODOLOGY: It has been developed an in vitro study by the finite elements analysis (FEA). For this purpose, it have been designed three different models,



Vicerrectorado de Internacionalización
y Postgrado

Universidad de Oviedo



each one allocated in two different blocks of bone (D3 and D4). Two of the selected models have an intermediate pontic and implants located at the end of mesial and distal sides of the bridge. The “straight implants model” exhibits straight and parallel implants whereas the “tilted implant model displays an inclination of 45° of the distal implant and the distal abutment. The third model, known as “cantilever model”, has a distal pontic supported by two parallel and adjacent implants placed in the premolar region.

A total load of 450 N was divided into three application points along the central portion of the occlusal side of each crown. Four different load configurations have been applied for each model combining two distributions (uniform: 150 N in each crown; non uniform: 175 N over the pillars and 100 N onto the pontic) and two directions (axial: to the major axis of the straight implant; non axial: 30° oblique in a disto-mesial direction).

RESULTS: The higher stress was found in the tilted implant model in all the components except for the abutments (cantilever model), independently of the bone type and the load configurations. On contrast, the straight model generates the lower strain.

Furthermore, more strain was delivered to the components located on the bone D4 than D3. The difference of stress was significantly higher in the tilted implant model than in the other two models.

Additionally, an homogeneously distributed load generates higher amount of stress on the components of the model with straight implants and cantilever respect to a non-uniform load. On the other hand, no differences were obtained for the model with tilted implant by varying the load distribution.

DISCUSSION: The finite elements analysis is a reliable and valid method to predict the location and distribution of the strain/deformation along implant supported partial prostheses, although its limitations derivated from the models assumptions. However, the FEA is not accurate to predict the amount of stress generated on the different components of the models.

From the biomechanical point of view, the most favourable bridge configuration is the one with the intermediate pontic, followed by the cantilever model, and finally the one with the distal tilted implant. All of them exhibited better results with the higher quality bone and a load favourable to the bridge configuration.

CONCLUSIONS:

1. The strain/deformation transmitted to the support elements, the abutments and the superstructure in a maxillary three-unit partial fixed prostheses supported by two implants is different in terms of magnitude, localization and distribution for each possible configuration. The most favourable was the one with intermediate pontic and straight implants, followed by the cantilever prostheses, and finally the prosthesis with tilted implant.
2. The supporting bone, the load direction and distribution are factors that have influence on the stress generated in the different components of the restorations. It was found that the bridges embedded in the worst quality bone (D4), suffering non axial and non-uniform distributed loads which exhibits the higher stress, apart from certain exceptions.
3. From the obtained results, it can be partially approved that “a three-unit bridge with an intermediate pontic supported by two implants is the one which transferred lower amount of stress to the implants and to the periimplant bone”. This is because the cantilever model exhibited more strain than the straight implant model although less than the tilted implant model.

SR. DIRECTOR DE DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA Y ESPECIALIDADES MÉDICO-QUIRÚRGICAS/
SR. PRESIDENTE DE LA COMISIÓN ACADÉMICA DEL PROGRAMA DE DOCTORADO EN INVESTIGACIÓN EN
CIRUGÍA Y ESPECIALIDADES MÉDICO-QUIRÚRGICAS

AGRADECIMIENTOS

A mi mentor académico, el Prof. Dr. Angel Álvarez Arenal, y al co-director de este trabajo de investigación, el Dr. Fernando Sánchez Lasheras, por sus sabios consejos, su dedicación y esfuerzo que han hecho posible la realización de este proyecto.

A todo el personal de la Universidad de Oviedo que han intervenido en el proceso de mi formación, destacando a aquellos que se han visto involucrados de manera directa.

A todas aquellas personas que por sus inquietudes trabajan para que el avance científico sea posible, haciendo hincapié en las que de modo alguno estimulan mi mente.

A todos mis compañeros de trabajo, quienes por su actitud hacen que el día a día en la clínica se pueda afrontar con una sonrisa, favoreciendo mi desarrollo profesional con la transmisión de sus conocimientos y experiencia.

A todas las personas de mi entorno, amigos y familia, especialmente a mis padres, Julio y Cuca, a mis hermanos y adheridos, Julio, José, Vero, Carlos, Tere, Dani y Nacho, y a mi pareja Claudia.

ÍNDICE

1	INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN	1
2	ESTADO ACTUAL DEL TEMA.....	5
2.1	Del tratamiento de la desdentación parcial posterior con prótesis fija implanto-soportada (PPFIS posterior)	6
2.2	De la biomecánica aplicada a la prótesis fija implanto-soportada. Carga y transmisión al terreno de soporte	17
2.3	Del Análisis mediante Elementos Finitos (AEF) y otros métodos de evaluación del estrés aplicado a la prótesis parcial fija implanto-soportada	41
3	HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	56
3.1	Hipótesis.....	56
3.2	Objetivo general.....	56
3.3	Objetivos específicos	57
4	MATERIAL Y METODOLOGÍA	59
4.1	Modelos de trabajo ó especímenes.....	60
4.2	Propiedades de los componentes	67
4.3	Modelización de los componentes.....	69
4.4	Ensayos y procedimientos.....	71
4.5	Análisis de tensión/deformación.....	72
5	RESULTADOS.....	75
5.1	Tensión/deformación en implantes y hueso periimplantario	76
5.2	Tensión/deformación en los aditamentos protésicos (pilares y tornillos) y en la supraestructura	82
5.3	Localización y distribución del estrés transferido a implantes y hueso periimplantario en función de la dirección y uniformidad de carga.....	84
5.4	Localización y distribución de la tensión en los aditamentos protésicos (pilares y tornillos) y en la supraestructura	94
6	DISCUSIÓN GENERAL.....	103
6.1	Del material y metodología: justificaciones y limitaciones	103
6.2	De los resultados:	110
7	CONCLUSIONES.....	145
8	BIBLIOGRAFÍA	i

1

INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN

La necesidad de reponer los dientes y estructuras osteofibromucosas perdidas ha sido una constante a lo largo de la historia de la odontología a través de materiales y procedimientos diversos. Tras la aparición y desarrollo de los implantes dentales osteointegrados avalados por los trabajos de Bränemark et al. (1969), Bränemark et al. (1977) y Schroeder et al. (1978), se abrió un nuevo campo de tratamiento que posibilitó la resolución de cualquier tipo de desdentación con resultados predecibles, de tal forma que actualmente, ante la pérdida de uno o más dientes, la opción más frecuentemente indicada y aceptada suele ser una prótesis implantosoportada y/o retenida basada en su gran predictibilidad y buenos resultados obtenidos a largo plazo (Adell et al., 1990).

Por otro lado, gracias a los avances científicos y técnicos en este campo, se van resolviendo situaciones cada vez más complejas con mejores soluciones tanto para el tratamiento del edentulismo parcial como del total, en el que los implantes no son una excepción sino una realidad cotidiana con una dinámica en continuo desarrollo e investigación para resolver interrogantes que todavía no han sido suficientemente aclarados.

En este contexto y ante una desdentación parcial, sea la clase de Kennedy que sea (Carr et al., 2006), clínicamente surgirán múltiples interrogantes en el algoritmo de toma de decisiones tales como ¿prótesis fija o removible?, ¿se utilizarán como pilares los dientes adyacentes a la brecha?, de ser así ¿prótesis dentosoportada o dentoimplantosoportada?, de no emplearlos ¿cuántos implantes se necesitan?, ¿cuál será su posición, tamaño y forma?, ¿en cuántas fases quirúrgicas?, ¿habrá la cantidad y calidad de hueso necesario para ello?, ¿será necesaria la realización de algún tipo de cirugía regenerativa?, ¿quizá haya que inclinar los implantes y colocar pilares angulados?, ¿el paciente tendrá alguna tara médica o psicosocial que le impida recibir el tratamiento?, ¿se necesitará incluir cantiléver?, de ser así ¿mesial ó distal y qué longitud tendrá?, ¿qué tipo de conexión se empleará, interna o externa?, ¿la retención de nuestra prótesis será mediante tornillos o cemento?, ¿la prótesis irá atornillada a la plataforma del implante o bien se utilizará un pilar intermedio?, ¿qué cemento será el más conveniente?, ¿qué diseño tendrá la supraestructura?, ¿qué material será más adecuado en función del diseño de la prótesis y las características del paciente?, ¿cómo se distribuirán las fuerzas oclusales para evitar el fracaso y las complicaciones en la medida de lo posible?, etc.

En fin, múltiples cuestiones, unas más o menos consensuadas y otras aún en controversia en la literatura científica. En cualquier caso, ante una desdentación parcial, la opción más lógica de tratamiento, ante la dualidad de prótesis fija o prótesis removible, aunque sea sólo por razones de mayor confort y satisfacción por parte del paciente es una prótesis fija convencional o implantosoportada. Dentro de ellas, si se tienen en cuenta las tasas de éxito y supervivencia de la revisión sistemática de Pjetursson et al. (2007) comparando prótesis parcial fija dentosoportada (PPFDS), prótesis parcial fija implanto soportada (PPFIS) y prótesis parcial fija dentoimplantosoportada (PPFDIS), y otros estudios comparando las tasas de éxito en rehabilitaciones implantosoportadas versus dentoimplantosoportadas (Weber y Sukotjo, 2007), el tratamiento de elección será mediante prótesis parcial fija implanto soportada.

Admitida la predictibilidad y el éxito de las PPFIS para una u otra arcada, la siguiente decisión a tomar para una desdentación parcial posterior, el cual es el tema de nuestro interés, es la elección del número, situación/localización de los implantes y el tipo de puente. En cuanto al número parecen ser suficientes dos implantes para la rehabilitación

de una brecha de tres unidades (Eliasson et al., 2006), aunque autores hablan de tres implantes dispuestos en trípede en arcadas mandibulares (Sahin et al., 2002) o incluso un implante por cada diente ausente en caso de condiciones de fuerza y/o calidad ósea desfavorables (Buser et al., 1998; Stegaroiu et al., 1998). En lo que se refiere a la situación de los implantes y el tipo de puente caben tres posibilidades, puentes de tres unidades sin pónico con tres implantes y otros tantos pilares, puente de tres unidades con pónico intermedio con dos implantes y pilares en los extremos, y puentes con cantiléver mesial o distal con dos implantes y dos pilares contiguos. De todas ellas, los mejores resultados se obtienen con los puentes sin cantiléver (Wennström et al., 2004; Kreissl et al., 2007; Hålg et al., 2008), aunque hay autores que consideran los puentes en cantiléver un tratamiento predecible y factible para la restitución de dientes posteriores en pacientes desdentados parciales (Brägger et al., 2001; Romeo et al., 2003; Eliasson et al., 2006; Aglietta et al., 2009; Salvi y Brägger, 2009; Zurdo et al., 2009; Balevi, 2010; Stafford, 2010).

En cualquier caso la indicación de cualquiera de estos puentes para la región posterior del maxilar, que tiene unas características anatómicas peculiares por el seno maxilar, la reabsorción centrípeta tras la pérdida dentaria y la calidad ósea, suele suponer colocar los implantes en el hueso disponible en ese momento, con lo que en ocasiones sólo es posible diseños en cantiléver o implantes con una dirección no perpendicular al plano oclusal, es decir, inclinados para diseños con pónico intermedio o sin pónico. Sea como fuere, este tipo de soluciones que no requieren modificar las condiciones basales del paciente, es decir, generar hueso disponible donde no hay, conlleva utilizar pilares angulados y/o implantes inclinados, con la posible desventaja biomecánica que ello supone. No obstante aunque hay ensayos que muestran tanto la bondad de los implantes inclinados, con tasas de supervivencia y/o éxito ligeramente inferiores a los rectos pero por encima del 91% (Fortin et al., 2009; Pancko et al., 2010; Del Fabbro et al., 2012), como de los pilares angulados (Sethi et al., 2002) comparando la probabilidad de supervivencia con respecto a los rectos o menos inclinados (entre 0°-15°), no es menos cierto que la información disponible es escasa e insuficiente con multitud de interrogantes aún sin dilucidar referentes a la influencia del cantiléver en la intensidad, localización y distribución del estrés en los implantes, hueso, aditamentos protésicos y supraestructura; cuál es la variabilidad en función de la localización en el puente de las cargas oclusales, diferentes en intensidad y axialidad, y cuáles son las diferencias entre puentes con o sin

póntico intermedio soportados por implantes o pilares inclinados en hueso de distinta calidad.

En esta línea, la motivación y justificación de este proyecto de Tesis Doctoral es tratar de aportar datos fiables para dilucidar cuál puede ser la opción más favorable, dentro de las posibles, que transmita menos estrés/deformación al hueso periimplantario, a los implantes, a los pilares, a los aditamentos protésicos y a la supraestructura, para una brecha posterosuperior rehabilitada mediante prótesis parcial fija implanto soportada.

2

ESTADO ACTUAL DEL TEMA

En general, para restaurar las funciones del aparato estomatognático hay que tener en cuenta numerosos factores de naturaleza diversa referentes al paciente como son el entorno familiar, la disponibilidad económica y temporal entre otros, además de factores biomecánicos que también influyen en el éxito de la restauración. Sobre unos no es posible actuación alguna como pueden ser el sexo, la edad y la densidad ósea del paciente, y sobre otros sí se puede actuar como son la geometría, número, longitud, diámetro y angulación de los implantes, tipo y diseño de la restauración, así como la localización, dirección y magnitud de las fuerzas que recibirá la prótesis (Sahin et al., 2002).

No obstante, en odontología se busca la mejor solución coste/beneficio para los resultados a largo plazo, basados en el éxito y la supervivencia aplicados en este caso a la rehabilitación protésica fija implanto-soportada. En esta línea, se entiende como “éxito” la presencia del implante, el pilar y la supraestructura con ausencia de complicaciones mecánicas, técnicas o biológicas; y como “supervivencia” la presencia del implante, el pilar y la supraestructura en su extensión original con la concomitancia de alguna complicación mecánica, técnica y/o biológica.

Para una correcta interpretación de los términos, se entiende por “riesgo mecánico” al riesgo de una complicación o fallo de un componente prefabricado causado por fuerzas mecánicas; un “riesgo técnico” es el riesgo de una complicación o fallo de una

supraestructura o de los materiales fabricados por un laboratorio; y una “complicación biológica” es aquella que ocasiona alguna patología en los tejidos bucodentales y anexos a estos (Schwartz et al., 1970).

Tanto las complicaciones mecánicas y técnicas como las biológicas juegan un importante papel en el campo de la implantología y de la rehabilitación protésica, incrementando los porcentajes de reparaciones y restituciones, con importante consumo de recursos temporales, económicos y de calidad de vida de los pacientes. Luego, durante el plan de tratamiento hay que tener en cuenta qué factores pueden aumentar estos riesgos y tratar de evitarlos o minimizarlos en la medida de lo posible, para alcanzar tasas altas de éxito/supervivencia; y puesto que nuestro interés es la prótesis parcial fija implanto soportada y las fuerzas oclusales/mecánicas que sobre ella actúan, se impone una mayor profundización sobre ello.

2.1 Del tratamiento de la desdentación parcial posterior con prótesis fija implanto-soportada (PPFIS posterior)

La desdentación parcial en la edad adulta, supone en nuestro entorno un importante problema de salud oral y de necesidad de tratamiento protésico. La Encuesta de Salud Oral en España 2005, relata que el 75% de individuos del grupo etario de 35-44 años presentaba al menos un diente ausente, y en el grupo de edad de 65-74 años sólo un 2,6% no presentaba ninguna ausencia, con lo que muestra la necesidad de tratamiento protésico en España (Bravo-Pérez et al., 2006).

Esta alta prevalencia y necesidad de tratamiento, debería suponer una restitución lo más precoz posible para prevenir futuras complicaciones derivadas del edentulismo. Y de los posibles procedimientos protésicos para solucionar la desdentación parcial, estará la prótesis parcial removible, la prótesis fija convencional o la implanto soportada. Ésta última, es percibida como menos agresiva y elegida por la mayoría de los pacientes con recursos económicos disponibles y además se ve recompensada por un buen pronóstico. Así, las PPFIS posteriores tienen una tasa de éxito a los 5 años del 94,5% para los implantes y del 80% para las prótesis (Kreissl et al., 2007). Por su parte, la tasa de supervivencia de las PPFIS a los 5 años de 94,5-95% (Kreissl et al., 2007; Sharma, 2005) y del 86,7% a los 10 años (Sharma, 2005). Aunque no exenta de complicaciones, en una

apreciación cronológica, las complicaciones en PPFIS posteriores aparecen a los 5 años en un 38,7% de los casos según Sharma (2005), siendo las más frecuentes la fractura de la cerámica de recubrimiento, que ocurre en el 20% de las restauraciones mévalo-cerámicas (Kinsel y Lin, 2009), mientras que Kreissl et al. (2007) documentan un 5,7% en prótesis parciales sobre implantes, seguido de la pérdida del tornillo (6,7%), y de la rotura del tornillo que ocurre en el 3,9% de los casos. Menos habitual es la rotura de la supraestructura que tan sólo acontece en el 1% de los casos (Kreissl et al., 2007). Por otro lado, en referencia a la pérdida de hueso periimplantario Albrektsson et al. (1986) definieron como “éxito radiográfico” la pérdida de hueso menor de 1 mm durante el primer año de carga y menor de 0,2 mm/año en los consecutivos, con rangos entre 1,5 y 2 mm a los cinco años (Glauser et al., 2007); y “éxito clínico” como la ausencia de profundidad de bolsa mayor de 3 mm (Romeo et al., 2004). Así pues, relativo a la pérdida de hueso como complicación no se encontraron diferencias entre las corona individuales, las PPFIS y las PPFIS con cantiléver, siendo la pérdida de hueso estimada durante los 6 primeros meses de 0,31 mm/año y después de ese periodo 0,015 mm/año, con mayor es tasas en el maxilar (Naert et al., 2002b).

En general, la causa principal de estas complicaciones suele ser mecánica asociada a sobrecarga oclusal. Éstas están relacionadas con la naturaleza del antagonista (la probabilidad de que ocurran complicaciones con PFIS como antagonista es siete veces superior respecto a dientes naturales, es decir, tiene una odds ratio de siete), el bruxismo con una odds ratio (OR) de siete en relación a la ausencia de esta parafunción y con no llevar un dispositivo oclusal protector OR igual a dos, y no tanto otros factores como edad, sexo, número de implantes, tipo de restauración o localización en la arcada (Kinsel y Lin, 2009) para los que no se encontraron diferencias significativas. Además, causas bioquímicas como el tabaco y la mala higiene (Lindquist et al., 1997), así como la presencia de dehiscencias y materiales de regeneración ósea al realizar la cirugía (Naert et al., 2002a) son factores predisponentes que favorecen la aparición de complicaciones.

Ocurrida la desdentación parcial posterior y elegida la opción de rehabilitación con prótesis implanto soportada, en el supuesto que nos ocupa de desdentación parcial unilateral superior con ausencia de molares y uno o dos premolares, la posibilidad de tratamiento con una PPFIS se circunscriben a las siguientes opciones: puente de tres pilares

soportada por tres implantes, puente de tres unidades con pónico intermedio soportado por dos implantes y puente en extensión de tres unidades con pónico mesial o distal soportado por dos implantes contiguos inclinados o no.

(A) Puente de tres unidades soportada por tres implantes (un diente/un implante) En esta opción se disponen tres implantes en situación del segundo premolar y los dos molares, o en posición del primer molar y los dos premolares; en cualquier caso no hay ningún pónico y es la opción más favorable mecánicamente y ampliamente recomendada, sobre todo para la arcada inferior donde es frecuente la colocación de al menos 3 implantes desalineados que permiten una distribución en trípode, reduciendo a la mitad las cargas transmitidas respecto a una configuración alineada (Misch, 2009), por lo que disminuye la probabilidad de la pérdida de implantes y de tornillos. Según Sahin et al. (2002), esta tripodización está demostrada en el sistema Brånemark® de conexión externa hexagonal en los que realmente la disposición de 3 implantes no alineados reduce la tensión/deformación, ya que la conexión implante-pilar está sustentada por el tornillo, en cambio en otros sistemas de conexión interna, en los que hay un cono interno, la tensión se distribuye también por la superficie de contacto, con lo que hasta la fecha no se ha demostrado que sea necesaria la utilización de 3 implantes ni tampoco la tripodización de éstos a la hora de rehabilitar un tramo posterior con una prótesis fija de tres unidades, pese a que disminuye los momentos de rotación y la tensión transmitida a cada implante. No obstante, autores como Buser et al. (1998) y Stegaroiu et al. (1998) enfatizan la necesidad de colocar un implante por diente perdido en pacientes con parafunción debido al aumento del esfuerzo mecánico al que se somete la restauración. En apoyo a esta idea, Rangert et al. (1995) realizaron un estudio retrospectivo en el cual el índice de fracaso por fractura con implantes Brånemark® fue pequeña, aconteciendo el 90% de ellos en prótesis fijas parciales soportadas por dos implantes de 3,75 mm de diámetro, localizados en los sectores posteriores y con presencia de actividad parafuncional. A pesar de la favorabilidad de esta opción protésica, en el tratamiento con implantes siempre hay que tener en cuenta el factor económico, puesto que muchas veces es un factor limitante a la hora de seleccionar el tratamiento más adecuado.

En esta tesitura, el número mínimo de implantes que se necesitan para este tipo de desdentación para lograr un tratamiento cuasi igual de predecible que con tres implantes

serían dos implantes, sabiendo que incrementan los momentos de carga aplicados y las fuerzas de reacción ósea dependiendo de la posición y tamaño de los implantes (Bidez y Misch, 1992), con un diseño de:

(B) Puente de tres unidades soportados por dos implantes y pónico intermedio. Esta opción sólo es posible en pacientes con disponibilidad ósea a nivel del primer premolar y primer molar o bien segundo premolar y segundo molar, que por diversos motivos no quieren modificar las condiciones óseas basales con técnicas quirúrgicas, con lo cual sitúa un implante en mesial y otro en distal de la brecha, inclinados o no, con un pónico más o menos largo. Este tipo de restauración empeora el ambiente biomecánico, siendo la tensión generada en el hueso un tercio superior a una configuración con tres implantes alineados y dos tercios con respecto a una configuración tripódica (Misch, 2009), debido a que bajo la acción de las cargas oclusales se originan importantes momentos de rotación y efecto de palanca que favorecidas por la posibilidad de deflexión del pónico que sobrecarga los pilares, implantes y hueso periimplantario. En un intento de minimizar la sobrecarga se diseñan dientes más pequeños, con una distribución de los contactos oclusales centrada en los pilares aliviando en la medida de lo posible los contactos en el pónico, y empleando implantes con mayor superficie de contacto con el hueso, es decir, más anchos, largos y con superficie rugosa.

En ocasiones, por motivos de disponibilidad ósea, el emplazamiento de los dos implantes descrito anteriormente no es posible, por lo que se modifican las condiciones del huésped generando nuevo hueso en el lugar adecuado o bien se impone una solución adaptativa. En general, obviando la primera alternativa, la solución adaptativa para un defecto de hueso maxilar como puede ser la existencia del seno maxilar, es dos implantes en un diseño de:

(C) Puente en extensión de tres unidades soportado por dos implantes. En esta opción dependiendo de la situación de los implantes el voladizo o cantiléver puede ser mesial o distal a los implantes. En cualquier caso la indicación de un voladizo, por lo que representa biomecánicamente, supone profundizar en sus ventajas e inconvenientes. Según la Real Academia Española un “voladizo” es todo aquello que vuela o sale de lo macizo en las paredes o edificios, y aplicado a la Odontología es la parte de un

punte dental que vuela o sobresale de un retenedor, o mejor definido es uno o varios pónicos en el extremo de un puente.

Los puentes en extensión, en voladizo o cantiléver, biomecánicamente no son una buena opción de tratamiento, pues añadido a los momentos de rotación que se originan en este y en todos los puentes por acción de las fuerzas oclusales, se produce un efecto/acción de palanca de primer género que aumenta la sobrecarga en los pilares, el doble con respecto a la opción de pónico intermedio (Misch, 2009). Esta acción de palanca viene determinada por el punto de aplicación de la fuerza de potencia (F_p) que tiene lugar en el cantiléver, por el punto de apoyo o fulcro (o) que está en el pilar más próximo al cantiléver y por el punto de aplicación de la fuerza de resistencia (F_R) situado en el implante más alejado. Así identificada la palanca de primer género, la capacidad lesiva de este sistema viene determinada por el concepto de “momento de palanca”, “beneficio o ventaja mecánica” (VM), que es la razón entre el brazo de palanca (B_p) y el brazo de resistencia (B_r); entendiendo B_p como la distancia entre el punto de aplicación de la fuerza en el cantiléver y el fulcro, y como B_r la distancia entre el fulcro y el punto de acción de la fuerza de resistencia; de tal forma que a mayor VM mayor será la capacidad lesiva de la palanca de primer género.

En el caso de los puentes en cantiléver soportados por dos implantes/pilares contiguos, el B_p es la distancia entre el punto de aplicación de la fuerza oclusal y el eje axial del implante más próximo (en general coincide con la longitud mesio-distal del cantiléver) y el B_r es la distancia entre los ejes axiales de los dos implantes más próximos al cantiléver. Luego es fácil concebir que a mayor longitud del cantiléver mayor será la VM y mayor el efecto lesivo de la palanca de primer género (Figura 1).

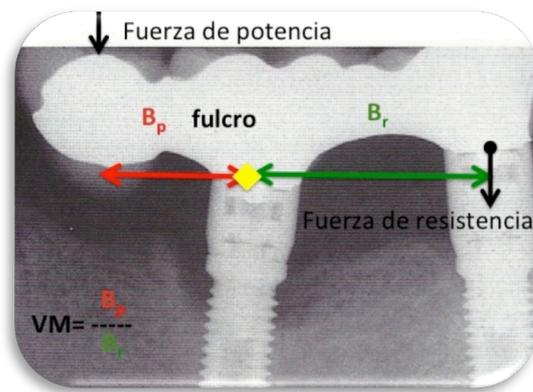


Figura 1. Palanca de primer género. Ventaja Mecánica (VM) en prótesis con cantiléver.

Por otro lado, por acción de esta palanca, la magnitud y calidad de las cargas que reciben los pilares e implantes de los puentes es diferente para uno y otro pilar. Así el pilar más alejado del cantiléver recibe fundamentalmente fuerzas de tracción de intensidad equivalente a la $F_p \times VM$ y el pilar más próximo al cantiléver fundamentalmente recibe fuerzas compresiva de una magnitud equivalente a $F + F_p \times VM$. Luego el pilar más próximo al cantiléver es el que más carga recibe, minimizando su efecto lesivo por la naturaleza compresiva de las tensiones, que como es bien sabido, son mejor toleradas por el hueso en relación a las tensiones de tracción. La sobrecarga es dependiente de la F_p y de la VM, que aunque importantes ambas, para algunos autores como Misch (2009), para determinar la longitud de la extensión en voladizo el factor más importante a tener en cuenta es la cantidad de fuerza que el paciente aplica sobre esta, en otras palabras, la cantidad de fuerza generada contra la extensión en voladizo es más crítica que otros factores, incluyendo la longitud de la extensión y la ventaja mecánica.

No obstante, a pesar de la indudable sobrecarga que induce un puente en extensión, en la literatura odontológica hay artículos que indican que la prótesis parcial fija implanto soportada (PPFIS) con cantiléver presenta tasas de supervivencia aceptable a los 5 años y 10 años, entre el 84,1-98% con una media de 94,3% (Aglietta et al., 2009; Stafford, 2010), siendo un tratamiento predecible. A pesar de ello, se ha de reconocer que este tipo de prótesis presenta un número de complicaciones mayor que la PPFIS sin cantiléver por lo que será considerada como segunda opción de tratamiento siempre y cuando se pueda realizar una PPFIS sin cantiléver, puesto que las prótesis con cantiléver presentan una tasa

de supervivencia a los 5 años del 88,9-91,9% respecto al 95,8-96,3% de la prótesis sin cantiléver (Gross, 2008; Hälg et al., 2008). En cuanto a la ausencia de complicaciones, el 85,9% PPFIS sin cantiléver no sufren ningún tipo de incidencia por un 71,7% de las PPFIS con cantiléver (Zurdo et al., 2009).

Por otro lado, la mayoría de los autores, incluyendo los registrados en la revisión sistemática realizada por Salvi y Brägger (2009) (Wennström et al., 2004; Romeo et al., 2004; Nedir et al., 2006), encontraron que los factores de riesgo tanto técnicos como mecánicos en las PPFIS con cantiléver no tuvieron impacto en el éxito y la supervivencia de los implantes, ni tampoco sobre la pérdida de hueso periimplantario. En concordancia con los resultados publicados por Becker (2004), el cual realizó un estudio retrospectivo a 10 años en el que se analizaron 60 prótesis parciales fijas implanto soportadas con cantiléver en el maxilar empleando para ello 115 implantes ITI sobre 36 pacientes. En sus resultados no hubo fracturas de implantes, ni de pilares, ni de la prótesis, ni de la cerámica, y tampoco se registró recesión gingival o pérdida de hueso periimplantario. Con estos datos sus conclusiones fueron que resultados positivos a largo plazo pueden ser obtenidos empleando prótesis fija implanto soportada con cantiléver siempre y cuando se empleen implantes de diámetro mayor o igual a 4,1 mm con superficie rugosa, con una conexión implante-pilar que reduzca los movimientos entre ambos y que disminuya la proporción corona-implante, empleando además cemento para la retención de la prótesis.

En estos puentes, el cantiléver puede ser de situación mesial o distal respecto a los retenedores, y aunque en principio el cantiléver mesial parece ser el más favorable (Romeo et al., 2003), los datos de Romeo et al. (2003) nos muestran que no siempre se cumple. Estos autores informan en su trabajo sobre 38 pacientes desdentados parciales portadores de 49 prótesis parcial fija implanto soportadas con cantiléver, sustentadas por 100 fijaciones endoóseas, que tras un seguimiento medio de 3,9 años de carga la tasa de supervivencia de los implantes fue de 97% y de 98% para las prótesis, siendo del 97,1% para las prótesis con cantiléver mesial (n= 34) y del 100% para las prótesis con cantiléver distal (n= 15).

Independientemente de las mayores o menores complicaciones mecánicas y técnicas del puente en extensión, es de especial relevancia señalar que es lo que ocurre a nivel del hueso periimplantario. Al respecto, la pérdida de hueso marginal periimplantario

en PPFIS parece no estar relacionada con la existencia de un voladizo pese a lo publicado por Barbier y Schepers (1997), que en su estudio en animales concluyeron que la presencia de cantiléver puede estimular la remodelación ósea y resultar en un aumento de la densidad del hueso trabecular y un adelgazamiento del hueso cortical en la cresta adyacente. También describieron, sin embargo, la presencia de lesiones inflamatorias y el aumento del número de osteoclastos en los tejidos circundantes a los implantes contiguos al cantiléver. Estos autores conjeturan la posibilidad de que estas lesiones puedan tener como resultado la pérdida de hueso marginal a largo plazo. En esta línea, Hälg et al. (2008) llevaron a cabo un estudio clínico controlado en el que se analizaron 54 PPFIS soportadas por 78 implantes, de las cuales 27 presentaban cantiléver y 27 no (grupo control), sobre uno o dos implantes situados en zonas posteriores tanto maxilares como mandibulares con un seguimiento medio de 5,3 años, hallando una pérdida de hueso medio de 0,23 mm en el grupo con cantiléver por un 0,09 mm del grupo control. Romeo et al. (2009) relatan mediante un estudio de cohortes realizado sobre 56 pacientes portadores de 59 PPFIS con cantiléver sustentadas por 116 implantes ITI con un seguimiento medio de 8,2 años, que durante este periodo 11 implantes presentaron una pérdida de hueso excesiva.

Al contrario, otras informaciones no parecen indicar influencia alguna entre la presencia de prótesis con cantiléver y la pérdida ósea periimplantaria. Wennström et al. (2004) midieron los cambios radiográficos a nivel de hueso y no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre PPFIS con y sin cantiléver, siendo de 0,6 mm en el maxilar y de 0,2 mm en mandíbula. Tampoco se han encontrado diferencias entre la disposición del voladizo, si mesial = 0,81 mm ó distal = 0,93 mm (Romeo et al., 2003). Sus conclusiones fueron que las PPFIS con cantiléver representan un tratamiento válido, sin que pueda haber efectos negativos en el nivel de hueso debido a la presencia de cantiléver *per se*. Sin embargo, la pérdida de hueso periimplantario es una gran preocupación entre los clínicos, así pues Romeo et al. (2004) observaron una profundidad de bolsa superior a lo aceptado como salud periodontal/periimplantaria, es decir, mayor a 3 mm en un 76,3% de los casos de PPFIS con cantiléver y en el 73,8% de las PPFIS sin cantiléver.

2.1.1 De los pilares e implantes como elementos de soporte del puente

Cualquiera que sea la opción elegida de restauración de PPFIS, supone la existencia de dos o más pilares y sus correspondientes implantes de anclaje y soporte. En una primera

clasificación los pilares puede ser rectos y angulados. Se consideran pilares rectos aquellos cuyo cuerpo continúan el eje axial de los implantes, por el contrario los pilares angulados son aquellos que no lo continúan, diseñados para solventar el disparalelismo entre los implantes o para corregir la emergencia de la plataforma del implante con el fin de evitar una estética inadecuada a causa de ésta, esto es, por la emergencia de la chimenea o por alteración de la posición de la corona.

Hasta la fecha existen pocos trabajos evaluando la influencia negativa del empleo de pilares angulados para salvar el disparalelismo entre implantes, uno de ellos es el realizado por Sethi et al. (2002) en el que estudiaron 3.101 implantes con un disparalelismo entre 0 y 45°, de los cuales 264 implantes tenían un pilar con una angulación mayor a 15°, los cuales fueron comparados con 352 implantes con pilares menos angulados (0° a 15°). Después de 10 años la angulación de los pilares no tuvo influencia en la probabilidad de supervivencia de los implantes, sin embargo, este estudio no aportó información sobre las complicaciones técnicas y mecánicas.

Los estudios de biomecánica sobre pilares rectos y angulados con fuerzas aplicadas con diferentes direcciones sobre implantes instalados en hueso de diferentes calidades muestran que los valores de tensión más bajos se localizan en implantes con pilares rectos cargados con fuerza axial, mientras que los valores máximos acontecen en implantes con pilares angulados cuando a estos se les aplica una fuerza oblicua (Danza et al., 2010). Con esto, los autores indican que tiene más importancia la discrepancia entre la angulación de los pilares y la dirección de la fuerza que la angulación del pilar en si misma (Lin et al., 2008).

Cada pilar en una PPFIS supone un implante con el objetivo final de generar un anclaje en la mejor posición posible para una solución protésica óptima en cuanto a la función masticatoria, fonética y estética. Con esta idea y en función de la disponibilidad y la orientación del hueso sobre el que va a ser insertado, los implantes pueden ser colocados rectos (90° o casi en 90° con respecto al plano oclusal) o inclinados con mayor o menor angulación al plano oclusal. En el comienzo de la implantología moderna, el concepto original para la inserción de implantes Brånemark® en arcadas completamente edéntulas fue una disposición equitativamente recta/paralela (Spiekermann et al., 1995). En cambio,

con el paso del tiempo y la necesidad de reducir el extremo libre, varios autores se decidieron a inclinar los implantes distales reduciendo la longitud del cantiléver, permitiendo al implante ser más largo sin la necesidad de realizar técnicas regenerativas. Esta técnica presenta tres ventajas, la primera es que añade soporte distal a la prótesis con un implante con la consecuente disminución del cantiléver, la segunda aumenta la longitud del implante y la tercera aumenta la retención del implante aprovechando el hueso denso situado adyacente a la pared anterior del seno maxilar aumentando la estabilidad primaria del mismo (Fortín et al., 2002; Maló et al., 2003).

Por otro lado, es frecuente el uso de implantes inclinados para eludir el seno maxilar y el nervio alveolo-dentario inferior (Krekmanov et al., 2000; Aparicio et al., 2001; Calandriello y Tomatis, 2005) con resultados clínicos favorables tanto en estudios retrospectivos como prospectivos, ya que inclinar los implantes no afecta al resultado, más bien, parece que permite un mejor soporte para la prótesis debido a que hay mayor distancia entre implantes. En el estudio de Aparicio et al., 2001, por ejemplo, combinan implantes rectos e inclinados para el tratamiento del maxilar posterior parcialmente edéntulo como alternativa a la elevación de seno maxilar, tratando 25 pacientes mediante 29 PPFIS por 101 implantes, 42 de ellos de manera inclinada en la región pterigoidea/tuberosidad, hacia palatino, distal a la pared del seno. El seguimiento clínico, radiológico y con el Periotest® se llevo a cabo durante 21 a 87 meses. Tras este periodo, se obtuvo una tasa de éxito de 95,2% y de supervivencia del 100% para los implantes rectos y de 91,3% de éxito y del 96,5% de para los implantes inclinados, con una supervivencia del 100% de las PFIS. Las conclusiones de los diversos autores es que los implantes inclinados y los rectos tienen unas tasas de éxito y supervivencia similares, así como de complicaciones mecánicas y biológicas, tanto para prótesis de arcada completa como para PPFIS de tres unidades soportadas mediante dos implantes (Aparicio et al., 2001; Testori et al., 2008; Att et al., 2009; Balleri et al., 2010; Pancko et al., 2010; Del Fabbro et al., 2012).

Como cabe esperar, el comportamiento de la prótesis implanto soportada es diferente a medida que aumenta la inclinación del implante con respecto al plano oclusal, por lo que es necesario conocer los límites de estas inclinaciones. Para ello Koutouzis y Wennström (2007) realizaron un estudio retrospectivo en el cual analizaron mediante fotografías estandarizadas sobre un modelo maestro la inclinación de los implantes con

respecto al plano oclusal empleando para ello indicadores de dirección y analizados por superposición de la imagen. Después de obtener la discrepancia entre los ejes de los 2 implantes en dirección mesio-distal y buco-lingual definieron axiales aquellos entre 0-4° y no axiales entre 11°-30°, se obtuvo una muestra con 36 implantes axiales y 33 no axiales. Tras más de 5 años de seguimiento valoraron el nivel de soporte óseo mediante radiografías periapicales y observaron un remodelado similar en ambos grupos, 0,4 mm y 0,5 mm respectivamente. Concluyeron que con los implantes inclinados no aumentaba el riesgo de pérdida de hueso ni tampoco de sufrir complicaciones técnicas y mecánicas, así pues, para estos autores se obtienen los mismos resultados en cuanto al hueso de soporte para implantes colocados con una inclinación de entre 0° y 30° con respecto al plano oclusal. Por su parte, Fortin et al. (2009) estudiaron la supervivencia de los implantes rectos y angulados en la rehabilitación del seno maxilar atrófico para evitar cirugías regenerativas, para ello realizaron el estudio mediante CAD/CAM, fabricando una férula quirúrgica *ad hoc*. Trataron un total de 19 maxilares posteriores atróficos mediante 42 implantes rectos e inclinados entre 20° y 35° con respecto a la línea perpendicular de la TC. Después de 4 años de observación no se registró ninguna complicación, ni pérdida de implantes y tampoco hubo infección o inflamación.

No obstante, pese a los resultados favorables en los estudios clínicos, en estudios biomecánicos como el de Cardelli et al. (2009), se encuentra un incremento importante del estrés localizado en el hueso periimplantario, implante, pilar y tornillo del pilar en prótesis maxilar unitaria implanto soportada a medida que aumenta la angulación del pilar de 15° a 25°, sobre todo cuando la angulación excede de 25°, concretamente 35°, por lo que se recomienda no emplear pilares con una angulación superior a 25°. En esta línea Gross (2008), en su revisión de la literatura, concluye que una inclinación mesio-distal y buco-lingual mayor de 30° está en controversia. Además de lo anteriormente citado, la escasa disponibilidad de componentes protésicos para corregir grandes disparalelismos entre implantes hace que la disposición inclinada de los implantes se encuentre limitada.

2.2 De la biomecánica aplicada a la prótesis fija implanto-soportada. Carga y transmisión al terreno de soporte

En lo concerniente a la biomecánica, la Real Academia de la Lengua Española (RAE) la define como la ciencia que estudia la aplicación de las leyes de la mecánica a las estructuras y los órganos de los seres vivos, es decir, la ciencia que estudia las fuerzas internas y externas que inciden sobre el cuerpo humano (Hay, 1985), así como la transmisión y la respuesta biológica que de ellas resulta. Para Spiekermann et al. (1995) la biomecánica es la totalidad de los métodos de análisis y determinación de las cargas y deformaciones de los tejidos biológicos. Por su parte, el Diccionario de Odontología “Mosby” define la biomecánica como la ciencia que trata de las fuerzas que actúan sobre las células vivas del cuerpo, la relación entre el comportamiento biológico de las estructuras vivas y las influencias físicas a las cuales están sometidas y la física de los procesos vitales.

La biomecánica se estableció como disciplina reconocida y como área de investigación autónoma en la segunda mitad del siglo XX. Muchos de los conocimientos generados por la biomecánica se basan en lo que se conoce como modelos biomecánicos, que permiten realizar predicciones sobre el comportamiento, resistencia, fatiga y otros aspectos de diferentes partes del cuerpo cuando están sometidos a unas condiciones determinadas. En este entorno, la PFIS está sometida a condiciones de carga cuando sobre ella actúan las fuerzas o cargas oclusales, en función y parafunción, transmitiéndose sobre el sistema prótesis/implante/hueso periimplantario y produciendo una respuesta en el mismo.

2.2.1 Cargas oclusales y tipos de fuerzas

Aunque las cargas o fuerzas oclusales, como cualquier otra fuerza, puede representarse mediante un vector, no es menos cierto que al aplicarla sobre una restauración implanto soportada pueden ser transferidas/transmitidas a la prótesis y sus aditamentos, al implante y hueso periimplantario, como fuerzas de tracción, compresión y cizallamiento o combinaciones. Por otro lado, cuando una fuerza externa actúa sobre un cuerpo, se produce una tensión/estrés o presión dentro del mismo igual a la fuerza aplicada dividida por el área sobre la que actúa, de tal forma que una fuerza de tracción provoca una

tensión de tracción; la fuerza de compresión tensión de compresión y la fuerza de cizallamiento o flexión tensión de cizallamiento (Anusavice, 2004).

Por consiguiente, toda carga oclusal aplicada a un diente, restauración o implante se representa por un vector que se puede dividir en sus dos componentes. Un componente axial, que como su nombre indica sigue una dirección paralela al eje mayor, longitudinal o axial del implante o diente, y un componente horizontal/oblicuo respecto al eje mayor del implante, que a su vez es el principal inductor de movilidad a través de los tres ejes del espacio que pasan por el centro de rotación del implante, situado éste en su zona crestral, y del resto de tipo de tensiones que acontecen en la unidad restauración/implante/hueso periimplantario.

Así pues, las fuerzas de compresión que son aquellas que tienden a hacer más solidario un cuerpo con otro, son transmitidas principalmente por el componente axial, y como toda fuerza perpendicular, son bien toleradas tanto por los tejidos biológicos como no biológicos, de manera que tanto la prótesis y sus aditamentos, el implante y el hueso periimplantario resisten con facilidad las fuerzas compresivas. Por su parte, las fuerzas de tracción son aquellas que tienden a separar dos cuerpos entre sí; son mal toleradas tanto por el implante como por el hueso periimplantario, pero no tanto como las fuerzas de cizallamiento, que tienden a deslizar un cuerpo sobre otro, y son transmitidas principalmente por el componente horizontal, creando momentos de rotación que transfieren tensiones importantes al sistema hueso-implante-prótesis (Wiskott et al., 1995).

En cualquier caso, sea el tipo de fuerza que sea que actúa sobre el sistema restauración-implante-hueso periimplantario, el resultado final será una determinada cantidad de estrés/deformación. Para prevenir o minimizar la tensión/deformación en el sistema y que no alcance niveles de sobrecarga patológica, se impone una actuación sobre la fuerza responsable independientemente de la actuación sobre la superficie de carga funcional sobre la que actúa. En general, y sumado a lo dicho, la capacidad lesiva de una fuerza oclusal “F” viene determinada por lo que se denomina momento de rotación, torque, par o carga tensional “ τ ”, que es igual a la fuerza “F” multiplicada por la distancia “h” en perpendicular desde la dirección de la fuerza hasta el centro de rotación del implante (Figura 2). Su representación gráfica es el área de un paralelogramo o rectángulo, en el

cual un lado 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 aplicada, así pues el momento de rotación es mayor cuanto mayor sea: la magnitud de la fuerza, la distancia en horizontal desde el punto de aplicación de la fuerza hasta el centro del implante y el ángulo formado por la fuerza con su superficie de aplicación más se aleje de los 90° .

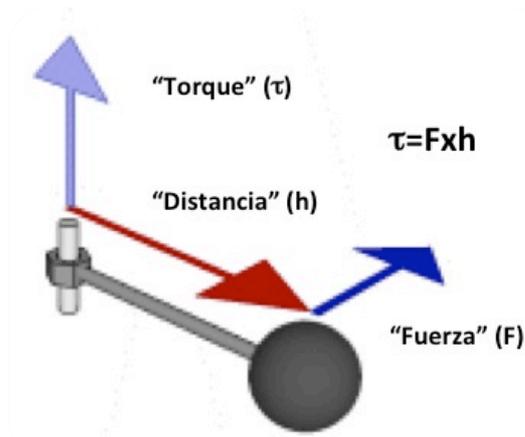


Figura 2. Momento de rotación ($\tau = F \times h$)

Además de lo citado, las cargas oclusales dependiendo de si permanecen constantes en el tiempo o no, pueden ser estáticas o dinámicas. Una carga estática incrementa su magnitud desde cero hasta su valor máximo paulatinamente (Gere, 2006), mientras que la carga dinámica es de aplicación inmediata y causa efectos vibratorios o dinámicos en la estructura (Vega, 1996). A su vez, una carga dinámica puede ser de impacto, cuando se aplica y remite de repente, y fluctuante, si persisten en el tiempo con variaciones en su intensidad (Gere, 2006). Asimismo, tanto las cargas estáticas como las dinámicas pueden ser cargas cíclicas cuando se repiten reiterativamente por unidad de tiempo (ciclo) (Vega, 1996; Martin y Sevens, 2004), pudiendo ser cargas cíclico-estáticas (cuasi-estáticas) y cargas cíclico-dinámicas.

Como se ha comentado, la aplicación de una fuerza externa sobre una prótesis implantada induce estrés en el sistema de carga al completo y produce una reacción ante el estrés en el hueso de soporte, cuya fuerza teóricamente es la misma en magnitud pero de sentido opuesto. Durante la carga clínica de un implante, la dirección de

la fuerza oclusal casi nunca coincide con su eje central a no ser que haya una carga axial, además se aplica en diferentes puntos y frecuentemente en una dirección que induce brazos de palanca, con fuerzas reactivas y momentos de rotación en el sistema. De acuerdo con esto, la fracción de fuerza transmitida a los implantes y el estrés inducidos son dependientes del punto de aplicación de la fuerza en la prótesis. De tal manera que, considerando dos implantes verticales soportando una prótesis fijas cargados con una fuerza axial en el centro de la prótesis, la carga se distribuirá de manera equitativamente entre los implantes (Eraslan et al., 2010); si la carga es aplicada sobre un pilar, éste recibiría casi la totalidad de la carga con un potencial movimiento apical; si la carga incide sobre el cantiléver, como ya se comentó, conllevará un aumento dramático de la carga transferida al implante colindante al cantiléver (Eraslan et al., 2005; Baggi et al., 2008a). Por ello es imperativo establecer un equilibrio entre las fuerzas activas y reactivas; durante la carga funcional, sin embargo, los implantes no siempre alcanzan esos requerimientos y pueden fallar (Sahin et al., 2002).

2.2.1.1 Magnitud de las fuerzas oclusales y factores de influencia

En cualquier caso, las tensiones y momentos de rotación transmitidas al sistema restauración/implante/hueso pueden modificarse actuando sobre la magnitud o intensidad de las cargas oclusales o conociendo qué factores pueden incrementarla o atenuarla. En lo referido a la magnitud de las cargas oclusales hay que tener en cuenta el concepto de fuerza máxima de oclusión (FMO) que representa el esfuerzo máximo de apretamiento ejercido entre los dientes maxilares y mandibulares, influenciado por el sexo, el tamaño y la dirección de las fibras del músculo masetero, la morfología cráneo facial, el estado de los dientes, la sensibilidad periodontal y los factores psicológicos (Ahlberg et al., 2003), y la fuerza de masticación habitual transferida a las arcadas dentales cuando el bolo alimenticio es masticado (Morneburg y Pröschel, 2003). La FMO es una carga estática que frecuentemente es empleada en los estudios de biomecánica mientras que la fuerza de oclusión habitual es una carga dinámica y de impacto con una magnitud menor a la FMO, por ello, el empleo de la FMO evaluará los supuestos más lesivos que las prótesis podrían llegar a soportar, resultando extremadamente útil para actuar sobre el diseño de las restauraciones implanto soportadas.

La dentición humana normal es capaz de aplicar grandes fuerzas, que para una misma arcada son mayores en los dientes posteriores que en los anteriores (Van Eijden, 1991; Mericske-Stern et al., 2000). La explicación de esta distribución reside en que durante la masticación la mandíbula actúa como palanca de tipo III (Figura 3), en la que el fulcro o punto de apoyo estaría situado en los cóndilos, la fuerza la desarrollan los músculos masticatorios y la resistencia los dientes, por lo que los dientes soportan fuerzas mayores en la zona posterior por encontrarse más próximo al eje de fulcro (Gross, 2008), de una intensidad de entre 3 y 5 veces mayor que los dientes anteriores, pero con una ventaja, que inciden con una dirección más perpendicular al plano oclusal. Como decía Claude Bernard “la función crea el órgano y el órgano proporciona la función”, por ese motivo sus raíces son anchas y cortas, especialmente diseñadas para soportar las mayores cargas. En cambio, los dientes anteriores, se encargan de discluir y proteger los dientes posteriores durante los movimientos mandibulares excursivos, están sometidos a cargas de menor magnitud pero de dirección mucho más desfavorable desde el punto de vista biomecánico, al estar alejado de la perpendicular al plano oclusal con un predominio del componente horizontal, por lo que los dientes anteriores cuentan con una raíz estrecha y larga. Por ello, parece razonable intentar crear con los implantes una biomecánica similar a la de los dientes naturales; por lo que es deseable que los implantes de regiones posteriores tengan un mayor diámetro, especialmente en presencia de factores adicionales de fuerza (Misch, 2009).

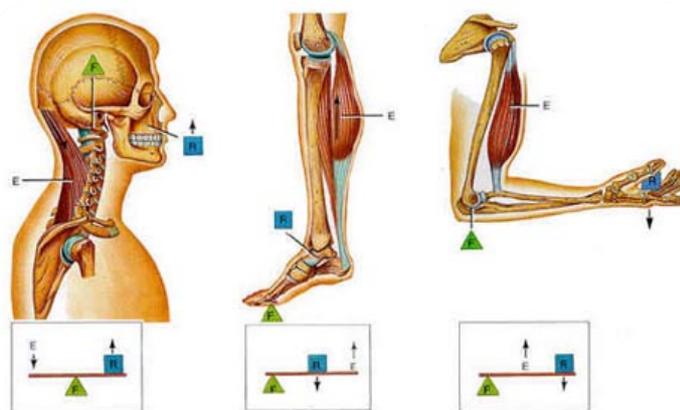


Figura 3. Tipos de palancas biomecánicas. De izquierda a derecha: primer género, segundo género y tercer género. F= Fulcro; E= Esfuerzo; R=Resistencia

Numerosos estudios defienden que la dentición humana normal es capaz de aplicar grandes fuerzas y que, tal y como se había adelantado previamente, los componentes axiales de dichas fuerzas son mucho mayores, situándose en el rango de los 20-2440 N, mientras que los componentes laterales solo lo hacen sobre los 30 N (Brunski, 1988). Como se ha comentado, las fuerzas máximas de oclusión son dependientes del sexo, raza, edad, condición mental, tipo de restauración, etc. Diversos autores han cuantificado la máxima fuerza masticatoria voluntaria en varones, en 545,7 N y en mujeres, en 383,6 N, con máximos de 888 N y 576 N respectivamente (Raadsheer et al., 1999), la fuerza máxima de masticación es de 443 N y la fuerza masticatoria media se encuentra en torno a los 100-150 N para adultos varones, siendo superior a la de las mujeres. (Carlsson, 1974; Helkimo et al., 1977; Haraldson et al., 1979; Gibbs et al., 1986; Van Eijden, 1991).

Asimismo, la magnitud de la fuerza oscila en función de la localización en la arcada. En este sentido, estudios experimentales con mediciones *in vivo* muestran que un segundo molar soporta un 25% del total de la fuerza aplicada a la totalidad de la arcada y el primer molar un 15% de ella (Watanabe et al., 2005). En esta línea, la mayor fuerza oclusal acontece en la región molar, disminuyendo progresivamente hasta la región incisal donde son entre 4 y 5 veces menores (Scott y Ash, 1966); en el segundo molar son un 10% más intensas que en el primer molar, es decir, la fuerza oclusal aproximada es de 100 N en dientes anteriores por 500 N en dientes posteriores.

De igual manera, la magnitud de la fuerza oclusal es dependiente del estado de la dentición, la presencia de restauraciones, el tiempo y el tipo de desdentación. Los sujetos portadores con prótesis fija dento e implatosoportadas tienen una función muscular masticatoria igual o aproximada a los pacientes con dientes naturales (Haraldson et al., 1979). Sin embargo, Mericske-Stern et al. (1995) observó a nivel de segundo premolar una fuerza de 450 N en pacientes dentados y de 300 N para pacientes con implantes, y a nivel del primer premolar de 300 N y 200 N respectivamente. En el caso de personas con edentulismo total rehabilitados con prótesis sobre implantes la magnitud de las fuerzas oclusales son comparables e incluso mayores que las de la dentición natural (Clelland et al., 1991; Curtis et al., 2000; Haraldson y Carlsson, 1979). Haraldson y Carlsson, (1977) cuantificaron una mordida suave de 15,7 N, 50,1 N en masticación o con un chicle y de 144,4 N para la máxima fuerza de mordida, las mediciones *in vivo* de Bränemark et al.

(1986) de las fuerzas de cierre vertical obtuvieron valores entre 42 y 412 N. Luego, cuando se coloca una restauración implantosoportada aumenta notablemente la fuerza de masticación del paciente equiparándose a la de la dentición natural con magnitudes 3-4 veces superiores, como cuando se pasa de prótesis completa convencional a prótesis híbrida ó sobredentadura, o bien cuando ambas arcadas se restauran con prótesis fija sobre implantes, demostrado por Carr y Laney (1987), que cuantificaron fuerzas máximas masticatorias de 4,5 N a 25,3 N antes de la cirugía y entre 10,2 - 57,5 N a los tres meses de la colocación de la prótesis implanto soportada, y enfatizaron que la cantidad de aumento de la fuerza es dependiente del tiempo del edentulismo. No obstante hay que considerar que en una prótesis fija de arcada completa sobre implantes, al no beneficiarse de la propiocepción de los dientes naturales, tienden a morder con una fuerza mayor y además no poseen engramas musculares de cierre en presencia de contactos prematuros (Haraldson y Zarb, 1988; Falk et al., 1990).

Por otro lado, los pacientes portadores de prótesis parciales removibles convencionales tienen entre 5 y 6 veces más fuerza masticatoria que los pacientes portadores de prótesis completa removible convencional (Helkimo et al., 1977), registrándose fuerzas intermedias entre las de los dientes naturales y las prótesis completas, aunque depende mucho de la localización y estado de los dientes remanentes, la musculatura y las articulaciones temporomandibulares, mientras que cuando un paciente parcialmente desdentado se restaura con prótesis fija implantosoportada, las fuerzas oclusales son más similares a las de la dentición natural (Carr y Laney, 1987). Es innegable que la fuerza máxima oclusal está determinada por la cantidad de apoyo dentario o implantario y que los dientes naturales transmiten mayores fuerzas de impacto a través de los contactos oclusales que las prótesis mucosoportadas. Además, la fuerza oclusal máxima en los pacientes con prótesis completas se reduce con el tiempo ya que se produce atrofia muscular, adelgazamiento de los tejidos blandos y atrofia ósea, aunque algunos portadores de prótesis pueden apretar sus prótesis de forma constante, lo que puede mantener la masa muscular. Sin embargo, esta situación acelera habitualmente la pérdida de hueso.

Además de la potencialidad nociva de los momentos de rotación, la naturaleza de la arcada antagonista y la posición en la arcada, existen otros factores a parte de los citados

que pueden influir negativamente en el efecto que las fuerzas oclusales van a tener sobre hueso, implante y aditamentos protésicos, como son los hábitos parafuncionales.

2.2.1.2 Parafunciones

Pueden ser una de las causas más importantes del fracaso de la terapia con implantes dentales tras una exitosa estabilidad quirúrgica y subsiguiente rehabilitación. La parafunción más destacada es el bruxismo, ya sea por rechinar o apretamiento, puesto que supone un aumento de la duración de la fuerza, de la intensidad y de los momentos de rotación en el caso del rechinar. La primera referencia se encuentra en el Antiguo Testamento cuando se habla de “crujir y rechinar los dientes”. Se entiende por bruxismo la actividad parafuncional caracterizada por rechinar y/o apretar los dientes, con una etiología multifactorial en la que destacan factores oclusales en combinación con factores psíquicos. Estos hábitos destructivos generan abrasiones mayores al desgaste dentario normal, correspondiente a 30 µm al año, es decir, 0,3 mm a los 10 años (Christensen, 2000). En cualquier caso, conviene recordar que en el bruxismo en general, las fuerzas oclusales son entre 4-7 veces más intensas de lo normal, con una duración superior a los 20-30 minutos de la masticación y deglución normal, sabiendo que esta tiene una frecuencia media de 0,23-0,3 contactos por segundo durante 9 a 17 minutos al día (Stanford y Brand, 1999), con una dirección más oblicua generando más tensiones de cizallamiento y tracción, y con un alto componente de impacto y dinamicidad (Gibbs et al., 1986; Choy y Kydd, 1988; Mericske-Stern et al., 1995). Así, en una escala incremental del 1 al 10, el rechinar o apretamiento de los dientes ocupan los puestos 10 y 9 respectivamente de factores de riesgo generadores de estrés (Misch, 2009), con lo que incrementan el número de complicaciones técnicas y mecánicas en PPFIS con una Odds Ratio de 7 (Salvi y Brägger, 2009). Pese a ellos, Lobbezoo et al. (2006) tras revisar la literatura versada en bruxismo e implantes concluyeron que hasta la fecha no existe relación evidente entre el riesgo de fracaso de la terapéutica con implantes y el hábito parafuncional. Así pues, por lo escrito en la literatura científica se puede concluir que el bruxismo se asocia a un mayor número de complicaciones técnicas pero no a un mayor fracaso de implantes (Brägger et al., 2001; Tawil et al., 2006), y que para hacer los tratamientos más predecibles habría que tener presente a la hora de la planificación la

naturaleza de la arcada antagonista y la necesidad de utilizar un dispositivo oclusal protector (Gross, 2008).

Además del bruxismo, otras parafunciones como el empuje no natural de la lengua al tragar van a incidir sobre los dientes y las restauraciones (Kydd y Toda, 1962). Esta parafunción ejerce una presión de 41 a 709 g/cm² en las zonas anteriores y laterales del paladar (Winders, 1958). Aunque la fuerza del empuje lingual es de menor intensidad en comparación con otras fuerzas parafuncionales, es de naturaleza horizontal y puede aumentar el estrés periimplantario (Misch, 2009), no obstante no existe ninguna referencia reflejando el aumento de las complicaciones técnicas, mecánicas y/o biológicas en PPFIS.

2.2.1.3 Fuerzas oclusales axiales y no axiales

La distribución de la tensión en el sistema prótesis-implante-hueso es sensible, no solo a la intensidad sino también a la dirección de las fuerzas oclusales como factor de aumento del momento de rotación. La mayor parte de los autores defienden que la masticación produce principalmente fuerzas verticales sobre los dientes, aunque también son creadas fuerzas transversales debidas al movimiento horizontal de la mandíbula y la propia inclinación de las cúspides de los dientes y los implantes (Rangert et al., 1989). Otros autores (Morneburg y Pröschel, 2003), defienden la idea de que en realidad la fuerza de masticación es transferida al diente a través de la capa de comida que está siendo triturada simultáneamente contra las superficies de las cúspides vestibulares y linguales, esto generará componentes de fuerza perpendiculares a ambas pendientes vestibular y lingual, que se suman a un vector cuya dirección puede cambiar con cada movimiento de masticación. Por este motivo, la dirección de los momentos de rotación durante los ciclos de masticación no pueden predecirse fácilmente, dependiendo también de factores adicionales como la angulación de los implantes y la posición de los dientes antagonistas. Además, los músculos masticatorios tienen diferentes orientaciones respecto al plano oclusal; el masetero y el pterigoideo interno producen una fuerza con dirección anterior, el temporal posterior produce una fuerza con sentido posterior, mientras que la orientación del temporal anterior es relativamente perpendicular al plano oclusal. En teoría, esta diversidad permite al sistema producir fuerzas oclusales en diferentes direcciones (Van Eijden, 1991). Pese a esto, una fuerza aplicada a un implante rara vez se dirige absolutamente longitudinal a lo largo de un solo eje, de hecho, existen tres ejes dominantes

de carga clínica en la implantología: mesiodistal, vestibulolingual y oclusoapical. Un único contacto oclusal puede comúnmente resultar en una fuerza oclusal tridimensional, que puede a su vez ser descrita en términos de sus componentes (fracciones) de la fuerza total, los cuales se dirigen a lo largo de los tres ejes del espacio (Misch, 2009).

Por otro lado, los dientes o los implantes del sector anterosuperior rara vez se colocan según una dirección perpendicular a las fuerzas oclusales. Por un lado, la dirección de la carga oclusal sobre la dentición natural se halla a 12° de media en relación con la raíz dentaria, y por otro la pérdida dentaria va a suponer una reabsorción ósea acentuada en vestibular dando lugar a defectos horizontales o tipo II de Seibert (1983), que imposibilita la colocación de implantes perpendiculares al plano oclusal, y el ápice del implante se sitúa a menudo con una angulación hacia palatino. En general, los implantes colocados en la zona premolar inferior se colocan en una posición más favorable para recibir las cargas axiales, mientras que los implantes de la zona molar inferior se sitúan con una inclinación a vestibular del ápice del implante con el fin de evitar la perforación de la cortical lingual o aprovechar la mayor disponibilidad ósea que aparece en ocasiones en la zona más palatina del maxilar. Estas configuraciones anatómicas influyen sobre la angulación de los implantes y el plan de tratamiento, de tal forma que si las fuerzas de oclusión no son axiales o cuasi-axiales al cuerpo del implante, se debe valorar la posibilidad de colocar más implantes, más anchos o algún tipo de dispositivo que reduzca las tensiones en las prótesis (Misch, 2009).

No obstante, no todas las fuerzas no axiales tienen la misma discrepancia con respecto al eje mayor del implante, a medida que aumenta ésta, la tensión que se produce es mayor (Bevilacqua et al., 2008). En la misma línea, Nagasawa et al. (2008), analizaron fuerzas axiales a un implante de diferentes diámetros (3,3 y 4,0 mm) al que aplicaron una fuerza de 500 N sobre el pilar, axial y oblicua (45°), en el vieron que para las fuerzas axiales la tensión producida era tolerable por el titanio, así como para el implante de 4,0 mm, pero en cambio cuando la fuerza incide con 45° sobre el implante de 3,3 mm la tensión sobrepasa el límite elástico del titanio.

Además, la dirección de la carga oclusal da lugar a diferencias significativas en la cualidad de la tensión recibida por los implantes. Se ha comentado que las fuerzas sobre el sistema prótesis/implante/hueso pueden ser de tracción, compresión o de cizallamiento,

pues bien, el hueso es más fuerte frente a las fuerzas de compresión, un 30% más débil frente a las cargas de tracción y un 65% aún más débil ante las cargas de cizalla/transversales (Reilly y Burstein, 1975). Un análisis tridimensional de tensiones (Kakudo y Amano, 1972) puso de manifiesto que casi todas las tensiones se producen en la mitad coronal de la interfase implante-hueso. Las cargas verticales generan mucho menos estrés biomecánico en comparación con una carga angulada/lateral sobre un implante, hasta 5 veces menos en implantes unitarios con la misma intensidad de carga (Borchers y Reichart, 1983). Las fuerzas laterales representan un aumento de entre el 50 y 200% en la tensión de compresión respecto a la carga vertical, y las tensiones por tracción pueden aumentar más de diez veces. Por otro lado, la componente de cizalla de una fuerza no existe con una carga axial, pero aumenta de forma drástica a medida que aumenta la angulación de la fuerza. La pérdida inicial de hueso en la cresta se produce de forma similar a estos patrones de tensión, y los métodos para reducir la tensión en la cresta se orientan a mejorar la salud y la longevidad del implante. Además, las cargas no axiales aumentan la incidencia de aflojamiento de los tronillos de los componentes protésicos, junto con el descementado de las restauraciones y la fractura de la porcelana. Por todo ello, la dirección de las fuerzas puede ser uno de los factores más cruciales a evaluar durante la planificación del tratamiento con implantes (Misch, 2009).

Por otro lado, el momento de rotación y la capacidad lesiva de las fuerzas verticales y transversales no solo depende de la dirección de éstas, sino también el punto de aplicación de la misma, así pues, una fuerza vertical aplicada a una distancia “x” del eje mayor del implante, producirá un momento de rotación similar al de una fuerza no axial. En el estudio *in vitro* de Çehreli e Iplikçioğlu, (2002) midieron la tensión a nivel de los implantes en diferentes configuraciones (rectos, recto-inclinado 15° V-L) soportando una supraestructura a la cual aplicaron fuerzas verticales de 50 N en la línea media de la supraestructura (axial) y a 2 mm de ésta (no axial). Concluyeron que el punto de aplicación de la fuerza afecta a la tensión sobre los implantes, en comparación con la carga axial, la carga no axial de los implantes incrementa la tensión compresiva contigua a la zona de la aplicación de la fuerza, esta tensión provoca fuerzas de flexión sobre los implantes, lo cual puede inducir la pérdida de hueso a nivel del cuello del mismo.

En cuanto a la concentración de la tensión sobre la prótesis, esta es dependiente de su diseño, y del tipo y el punto de aplicación de la carga oclusal, así pues, para un puente con dos pilares y un pónico intermedio que se le aplica una carga axial distribuida homogéneamente a lo largo del mismo, la tensión se distribuirá de manera equitativa sobre la superficie oclusal, los conectores y los pilares, sobre todo por las zonas que se oponen a la dirección de la fuerza (Yokoyama et al., 2004). Si la fuerza es axial pero aplicada sobre el pónico, la distribución de la tensión se concentrará en el punto de aplicación, los conectores, y en la supraestructura, los pilares y el cuello de los implantes en relación con el pónico (Eraslan et al., 2010). Si la fuerza es axial pero aplicada sobre un pilar, éste recibirá toda la carga compresiva afectando también al conector más cercano y produciendo fuerzas ligeras de tracción sobre el otro pilar. En cambio, para fuerzas no axiales y axiales aplicadas fuera del eje mayor del puente, dependerá de la distancia desde el eje mayor del puente hasta el punto de aplicación y de la dirección de la misma, siendo tanto más lesiva a medida que se aleja del eje mayor del puente y cuanto más perpendicular al eje del implante, sobre todo en dirección vestibulolingual/palatino. Esto es debido a que se generan momentos de rotación, y como se ha explicado previamente son las que peor soportan todos los componentes del sistema prótesis-implante-hueso periimplantario. Para el puente con pilares adyacentes y pónico mesial o distal, cuanto más carga se aplique sobre el voladizo más perjudicial será para el sistema, concretamente sobre el conector, pilar e implante contiguo así como el hueso periimplantario dispuesto en íntimo contacto; por ello habrá que diseñar un pónico lo más corto posible, con menor superficie oclusal, con las cúspides menos inclinadas y suavizando los contactos sobre el mismo. Todos los factores que mencionados hasta el momento favorecerán la aparición de las complicaciones técnicas sobre el puente, preferentemente la delaminación de la cerámica de recubrimiento, disminuyendo así la tasa de éxito de nuestros tratamientos.

Con respecto a las tensiones de tracción, compresión y cizallamiento, en relación con la dirección de la fuerza, estudios *in vitro* demuestran que en una PPFIS de tres unidades soportadas por dos o tres implantes de diferentes diámetros, las fuerzas oblicuas son las que generan mayores tensiones. Las fuerzas axiales no generan apenas tensiones de tracción y sí de compresión y cizallamiento, siendo superiores en magnitud a las fuerzas horizontales (Iplikçioğlu y Akça, 2002). Además, las fuerzas axiales aplicadas fuera del eje del implante, producen mayores tensiones compresivas en el lado homolateral (Çehreli e

Iplikçioğlu, 2002). Por su parte, las fuerzas horizontales producen entre 4 y 6 veces más tensión de compresión en el hueso cortical respecto a las fuerzas verticales (Lan et al., 2008). Pese a esto, no se han encontrado efectos adversos de las fuerzas no axiales en estudios clínicos ni tampoco en estudios en animales (Carlsson, 2009).

Con respecto a la influencia de la morfología oclusal (cúspides inclinadas, cúspides planas y cúspides planas con menor tamaño vestíbulo-lingual) se sabe que reduciendo el tamaño V-L la tensión se reduce un 48%. Por lo que disminuyendo la superficie oclusal un 30% provoca una disminución significativa de las fuerzas laterales, con lo que se recomienda para condiciones de carga desfavorables (Morneburg y Pröschel, 2003).

2.2.2 Transmisión/distribución del estrés al terreno de soporte y respuesta del sistema prótesis-implante-hueso periimplantario

Como ya se ha comentado, toda prótesis implantada soportada al recibir una carga sobre la superficie oclusal de la prótesis, transmite esta tensión a través del sistema prótesis-implante-hueso periimplantario. Esta transmisión depende de múltiples factores como la carga oclusal, la prótesis, la retención y ajuste pasivo de la prótesis, el sistema de conexión prótesis/implante, geometría del implante y la calidad ósea. Luego la aplicación de una fuerza externa sobre una prótesis implantada soportada induce estrés en el sistema de carga al completo y produce una reacción en el hueso de soporte ante el estrés, cuya fuerza teóricamente es la misma en magnitud, pero de sentido opuesto.

Por otro lado, asociado a cualquier tipo de fuerza y su transferencia, sea ésta de compresión, tracción o cizallamiento, existen tensiones simples y tensiones complejas, como las que ocasionan las fuerzas que provocan deformaciones de flexión o torsión (Wiskott et al., 1995). Así, cuando una fuerza externa actúa sobre un cuerpo, la forma en que se distribuye por su superficie se denomina tensión, estrés mecánico o presión, con una magnitud igual a la fuerza aplicada dividida por el área sobre la que actúa y representada por la letra sigma cuya fórmula es $\sigma = F/S$; luego σ (tensión) es sólo fuerza por unidad de superficie. Asimismo, el componente traccional de una fuerza va a provocar una tensión de tracción; el de compresión, una tensión de compresión y el de cizallamiento o flexión producen tensión de cizallamiento que a su vez produce los tres tipos de tensión dentro de una estructura. Además, asociado e inseparable del estrés (tensión, presión) está la

deformación y la deformación relativa (ϵ), entendida ésta como la elongación por unidad de longitud. Cuando una fuerza actúa sobre un cuerpo éste se elonga, se deforma en una cierta cantidad, y al cociente entre esa elongación y la longitud inicial se llama deformación relativa (ϵ) y se expresa en microdeformaciones, que es una unidad adimensional extensiométrica. Ambos, estrés (σ) y deformación (ϵ), se relacionan con la llamada Ley de Hooke ($\sigma = E\epsilon$), en donde ϵ es la microdeformación y el E el módulo de elasticidad.

Luego, 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/módulo de elasticidad, de tal forma que aquellos menos rígidos o menos resistentes sufrirán mayor deformación y al revés. Así, un módulo de elasticidad alto significa material rígido, poco deformable, necesitándose mucho estrés (tensión) para deformarlo. Tener siempre presente estas relaciones entre estrés, módulo de elasticidad y deformación es importante para la respuesta biológica de remodelado y reabsorción ósea, intentando no alcanzar niveles de microdeformación de sobrecarga patológica. Por otro lado, saber que el principio del “análisis de haz complejo” enuncia que cuando dos materiales con módulos de elasticidad diferente se ponen en contacto y uno de ellos es sometido a carga, el mayor contorno de estrés se localiza donde toman contacto en primer lugar (Baumeister y Avallone, 1978). Así pues, sabiendo que el módulo de elasticidad del titanio es entre 5 y 10 veces mayor que el del hueso cortical periimplantario, provocando un incremento de la tensión en la zona ósea crestal (Misch, 2009). 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 (Kitamura et al., 2004).

A pesar de lo anteriormente expuesto, no siempre es posible controlar el módulo de elasticidad de los elementos problema, puesto que el hueso periimplantario depende de la densidad y calidad ósea. En cuanto a los implantes, suelen ser de titanio y aleaciones, por lo que el papel del dentista se circunscribe a seleccionar el sistema de implantes que mejor distribuya y disipe el estrés, por superficie, tamaño, diseño y geometría (Misch, 2009). En cuanto a la prótesis existen un gran número de variables que afectan a la distribución de la tensión/deformación y que se puede incidir sobre ellas, si se trata de las PPFIS de tres

unidades, se puede considerar que los factores condicionantes de la distribución de la carga son el tipo de puente, dependiente del número de implantes de soporte (pueden ser coronas tres coronas ferulizadas sobre otros tantos implantes, o bien sobre dos implantes, para lo cual el puente puede tener dos pilares a los extremos con pónico intermedio o bien dos pilares contiguos con un pónico en voladizo en mesial o en distal), la proporción corona/implante (Sütpideler et al., 2004; Urdaneta et al., 2010), el tipo de material (por el efecto amortiguador que puede tener un material flexible con respecto a uno rígido, determinado por el módulo de Young y de elasticidad del mismo) (Eraslan et al., 2005), el tamaño del conector en función del material (Ozen et al., 2007), la morfología oclusal (la profundidad de surcos y fisuras y altura de las cúspides con su inclinación) (Eraslan et al., 2010), y la superficie vestibulolingual/palatina de las mismas (aumenta/disminuye la distancia con respecto al eje mayor del implante) (Morneburg y Pröschel, 2003).

Relativo a la carga oclusal, las cualidades que influyen en la biomecánica son la magnitud, la dirección, el/los puntos de aplicación y la distribución de la magnitud en los diferentes puntos de aplicación. Como ya se ha comentado antes, las cargas oclusales más perjudiciales son las no axiales u oblicuas y aquellas axiales que en función del punto de aplicación crean brazos de palanca/momentos de rotación, todo ello unido a un aumento de la magnitud de la carga pueden dar lugar a un mayor número de complicaciones técnicas y biológicas. En definitiva, las rehabilitaciones sobre implantes sufren cargas verticales y transversales, y estas fuerzas son transferidas desde la prótesis a los implantes y finalmente de ellos al hueso, durante este flujo de carga, una determinada fuerza oclusal puede producir patrones de tensión/estrés completamente diferentes, en relación con la configuración geométrica de la prótesis en cuestión.

Referente a la tensión transferida durante la masticación a una prótesis fija soportada por varios implantes, la tensión/deformación producida en el sistema hueso/implante/prótesis será igual a la suma de las cargas verticales experimentadas sobre los pilares, sin tener en cuenta en qué zona de la superficie oclusal esta fuerza se hace efectiva o como los pónicos se doblan. Lo fundamental entonces será determinar si la fuerza es compartida de manera uniforme o no, por los diferentes pilares (Morneburg y Pröschel, 2003), así pues no es lo mismo distribuir la fuerza oclusal en uno, dos o tres puntos de aplicación, si la fuerza aplicada se distribuye en dos o tres puntos disminuye el

estrés en el hueso y aumenta a nivel de la supraestructura y de la superficie oclusal de la restauración (Eskitascioglu et al., 2004).

La transmisión de la carga oclusal sobre el pilar y el tornillo dependerá también del tipo de puente y de la carga, así como de la retención de la prótesis (siendo menor en prótesis cementadas) (Weber y Sukotjo, 2007) y de la angulación del pilar. El patrón de distribución en los pilares se produce en la superficie en contacto con la prótesis y el implante, para una fuerza axial se focalizará en las zonas reactivas a la fuerza de una manera uniforme, con el tornillo del pilar liberado prácticamente de cualquier tensión. Sin embargo, para una fuerza no axial o que produzca un momento de rotación la tensión tendrá un patrón de distribución que afectará a la pared del pilar en contacto con la prótesis contigua a la carga y en la zona opuesta del pilar en contacto con el cuello de la plataforma del implante, así como la cabeza del tornillo y las primeras espiras en el lado contralateral (Figura 4) (Nagasawa et al., 2008). Para las fuerzas no axiales la conexión interna es más favorable desde el punto de vista biomecánico, concentrando la tensión en la pared interna de la conexión (Bernardes et al., 2009). Como siempre, cuanto más inclinada sea la fuerza y mayor sea la magnitud de la misma, más potencial lesivo tendrá pudiendo producir aflojamiento y fractura del tornillo y del pilar, con su consecuente pérdida (Lin et al., 2008).

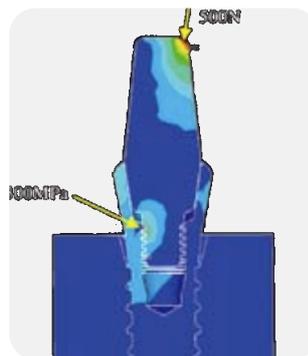


Figura 4. $F=500N$, dirección= $12,5^\circ$. Nagasawa et al. (2008)

Cuando se comparan prótesis fija dento e implanto soportadas, se encuentran diferencias respecto al modo de transferencia del estrés al terreno de soporte, debido a la presencia de ligamento periodontal en primer término y a la idiosincrasia de la osteointegración en el segundo, con las características diametralmente opuestas. En el caso

de los dientes naturales, el ligamento periodontal y la propia forma de raíz dentaria, permiten micromovimientos dentales ante la aplicación de carga. Los dientes están suspendidos en los alvéolos con su tejido periodontal, pudiendo ser desplazados 25-100 μm verticalmente y 56-108 μm horizontalmente en sentido vestibulo-lingual y mantener en respuesta los alvéolos sobre la carga funcional habitual (Weinberg, 1993; Gross, 2008; Misch, 2009). La carga excesiva provoca un trauma y compresión del lugar con la subsiguiente reparación y ensanchamiento del ligamento periodontal, luego los dientes con soporte normal responden a la sobrecarga con reabsorción, reparación y ensanchamiento del espacio periodontal y un incremento de la movilidad; en ausencia de inflamación periodontal no habrá pérdida de la unión periodontal. Es un proceso reversible, sin embargo, la combinación de la lesión traumática con la periodontitis causa una pérdida de hueso irreversible. Por su parte, los implantes tienen una unión más rígida al hueso y pueden ser desplazados entre 3-5 μm verticalmente y 10-50 μm lateralmente (Weinberg, 1993; Misch, 2009), manteniendo la integridad de la interfase hueso-implante por un continuo estado de remodelado, siguiendo un proceso de microtrauma-reparación, de tal forma que un fenómeno de fatiga se ha propuesto como el proceso de pérdida de hueso cervical progresiva como remodelado del hueso debido a la excesiva carga oclusal. Cuando el rango de fatiga por microtrauma excede el rango de reparación, la pérdida de hueso cervical es irreversible (Kim et al., 2005). Gracias a estos micromovimientos las fuerzas verticales producen sobre los dientes una resultante de fuerza que tiene su centro de rotación localizado en el último tercio del área radicular. Por este motivo no se puede esperar una distribución de fuerzas en los implantes idéntica a los dientes naturales, debido a la ausencia de micromovimientos, los implantes tienden a distribuir la fuerza concentrándola en la zona de la cresta ósea (Weinberg, 1993).

El estrés/tensión aplicado y transmitido por las fuerzas oclusales hacia la interfase implante/hueso periimplantario a través de las restauraciones protésicas implanto soportadas, puede y debe ser controlado por el odontólogo, recordando la relación $\text{estrés} = \text{fuerza}/\text{superficie}$, a través de dos acciones básicas: incrementando la superficie de carga funcional aumentando el diámetro, la longitud y el número de implantes, puesto que se sabe que ensanchando 0,25 mm el diámetro, la superficie funcional aumenta entre un 5-10% y que alargando 3 mm el implante, la superficie acrecienta un 20-30%, no obstante, es preferible incrementar el número de implantes y/o su diámetro y no su longitud, pues el

estrés se localiza y distribuye por los primeros milímetros hacia apical desde la plataforma del implante, por lo que alargar el implante no resuelve el problema (Baggi et al., 2008a). En cuanto a aumentar el número de implantes disminuyendo la sección sin soporte se sabe que una prótesis con tres púnticos se flexiona 18 veces más que una de dos púnticos, y ésta 8 veces más que una prótesis de un púntico, además de aumentar la superficie de soporte y retención (Bidez y Misch, 1992). La otra acción básica versa en disminuir y tener 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 evitar niveles de deformación que provoquen una respuesta no adaptativa de los tejidos biológicos periimplantarios.

En cuanto a la tensión transmitida a los implantes, al igual que los otros componentes del sistema restaurador depende del tipo de puente y de la carga. Así pues, para una carga axial al eje mayor del implante la carga se concentrará en las zonas opuestas a la dirección de la carga de manera homogénea en cada nivel, es decir, a la zona perpendicular a la carga de la plataforma en contacto con la prótesis, la conexión interna o externa del implante en contacto con el pilar, y a lo largo del cuerpo del implante se localizarán en la porción inferior de las espiras en caso de ser roscado y del ápice del implante, aunque sobre todo se concentra en la región coronal del implante (Himmlová et al., 2004). Como se apunta previamente esto dependerá de la magnitud de la carga, el diseño, diámetro (aumentar el diámetro de los implantes de 4 a 5 mm disminuye en un 30% la tensión transmitida al hueso (Anitua y Orive, 2009), y tamaño del implante, la calidad de hueso, la distancia entre implantes (Simsek et al., 2006), etc. Para cargas no axiales al eje mayor del implante, la tensión se distribuye preferentemente en los primeros milímetros coroneales del implante opuestos a la fuerza (Borchers y Reichart, 1983; Watanabe et al., 2003). Un mayor diámetro del implante concentra la tensión/deformación en el hueso cortical, mientras que la longitud del implante afecta a la transmisión de la tensión/deformación a lo largo del hueso trabecular (Himmlová et al., 2004; Baggi et al., 2008b). En prótesis con cantiléver, con implantes inclinados o no, la tensión se concentra preferentemente en la zona crestal del implante contiguo al cantiléver (Wennström et al., 2004). Las complicaciones técnicas a este nivel pueden ser la rotura del implante y la pérdida de osteointegración, aunque esto último dependerá también de la cantidad y calidad del hueso periimplantario.

El diseño del implante juega un papel importante en la transmisión de la tensión/deformación, así pues, los implantes roscados y con superficie rugosa son capaces de transmitir una carga axial, de tracción o compresiva, al hueso de soporte, de manera primaria mediante la compresión de las caras inclinadas de dicho implante roscado. En el caso de un implante liso y mecanizado, es la propia interfase de unión la que debe de soportar toda la carga de cizallamiento sin deslizamientos ni rupturas. La forma roscada, al contrario, no requiere que la unión soporte todo el estrés de cizallamiento, puede compensar cargas mayores gracias a la íntima aposición de hueso que promueve y sobre todo a que transfiere la mayor parte de las cargas compresivas a la interfase del hueso con las roscas del implante (Skalak, 1983; Weinberg, 1993).

La localización y distribución de la tensión/deformación a nivel de los implantes también es modificada en función del contacto hueso:implante; siendo de entre un 50 y un 80% en implantes osteointegrados con éxito y del 58-60% cuando el equilibrio en la remodelación del hueso está establecido (Lian et al., 2010); un menor contacto hueso-implante concentra mayor tensión a nivel del cuello del implante, mientras que en los supuestos de mayor contacto recibe menor tensión y la distribución es más homogénea (Figura 5) (Sevimay et al., 2005; Idhe et al., 2008). Como se muestra más adelante, la cantidad y calidad ósea juegan un papel importante en la distribución de la tensión/deformación en el implante. Asimismo, por los estudios de fotoelasticidad y de AEF, se sabe que la mayor intensidad del estrés se sitúa en la región ósea de la cresta de la interfase hueso:implante, con una distribución similar a la pérdida de hueso marginal observada clínica y radiográficamente (Bidez et al., 1990; Kitamura et al., 2004).

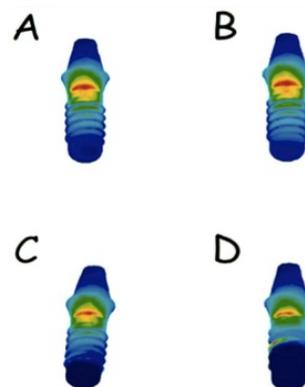


Figura 5. Cantidad de estrés en relación a la calidad de hueso. (Sevimay et al., 2005)

En cuanto a la posición tridimensional de los implantes, la inclinación de los mismos con respecto al plano oclusal tiene sus repercusiones sobre todo en coronas unitarias implanto soportadas, incrementando la tensión/deformación en toda la restauración y el terreno de soporte. Además a mayor inclinación, mayor tensión/deformación (Watanabe et al., 2003), sin embargo, cuando se rehabilita con más de un implante y se feruliza para disminuir el tamaño del cantiléver, las estructuras se ven beneficiadas desde el punto de vista biomecánico, ya que inclinar implantes disminuyendo los voladizos distales ferulizados mediante una prótesis de arcada completa disminuye la tensión del hueso periimplantario (Zampelis et al., 2007; Bevilacqua et al., 2008; Lan et al., 2008; Cruz et al., 2009; Lan et al., 2010).

Un tema muy controvertido y de gran interés es la influencia o no de las cargas oclusales en la pérdida de hueso periimplantario. Los factores más clásicos que influyen en la preservación o no del hueso marginal son la localización de los implantes, siendo mayor la pérdida en el maxilar que en la mandíbula 0,6 mm por 0,2 mm a los 5 años respectivamente (Wennström et al., 2004), el tabaco, la mala higiene (Lindquist et al., 1997), si el implante presenta alguna dehiscencia o si se inserta en hueso regenerado (Naert et al., 2002a) y/o el exceso/déficit de carga (Duyck et al., 2001; Sahin et al., 2002; Lin et al., 2010); conjuntamente con factores contemporáneos como el respeto o no de la anchura biológica (representada por el concepto de “estrechamiento de plataforma”) y la periimplantitis, influenciada por la placa bacteriana, la ausencia de encía insertada y las superficies rugosas (Hermann et al., 2007).

Al analizar la influencia de la carga oclusal respecto a la pérdida de hueso periimplantario, Lindquist et al. (1997) afirman que es un factor menos influyente que el tabaco y el tabaco asociado a una mala higiene. Además, otros factores que pueden causar sobrecarga oclusal como la presencia de voladizos (Naert et al., 2002b; Wennström, 2004), los implantes inclinados (Koutouzis y Wennström, 2007) o el bruxismo (Boever et al. 2006) parecen no tener relación con la pérdida de hueso marginal, por lo que se considera insuficientemente aclarada la relación carga oclusal y pérdida de hueso marginal en la clínica habitual.

En esta línea, según Holmes y Loftus (1997), uno de los factores que más afectan al pronóstico del tratamiento con implantes es la calidad de hueso alrededor de los implantes. La estructura interna del hueso se describe en términos de calidad o densidad, reflejando un número de propiedades biomecánicas como la dureza y el módulo de elasticidad. La densidad del hueso disponible es un factor determinante en el plan de tratamiento, el diseño del implante, la técnica quirúrgica, el tiempo de curación y la carga ósea inicial progresiva durante la rehabilitación protésica (Misch, 2009).

Por ello, Lekholm y Zarb (1985) propusieron una clasificación de la calidad de hueso, basada en la cantidad de hueso cortical y trabecular, siendo el tipo I de mayor densidad y anchura cortical y trabecular y el hueso tipo IV el de menor densidad y grosor de hueso cortical. Pese a ser una clasificación aceptada por los clínicos por conveniencia, no deja de ser abstracta y subjetiva, siendo necesarias otras mediadas cuantitativas como la densidad de hueso y/o la dureza, siempre y cuando se objetive para el diagnóstico, tratamiento y la investigación. En 1990, Misch clasificó la calidad del hueso mandibular en 4 grupos; el tipo 1 (D1), la mandíbula está formada por hueso homogéneo cortical, el hueso tipo 2 (D2) contiene una capa gruesa de 2 mm de hueso cortical rodeados de un núcleo de hueso trabecular denso, el hueso tipo 3 (D3) posee una capa fina de 1 mm de hueso alrededor de un núcleo de hueso esponjoso denso, el hueso tipo 4 (D4) presenta una capa fina de 1 mm de hueso cortical con un núcleo de hueso trabecular poco denso (Misch, 1990). Con el fin de planificar mejor las cirugías y el pronóstico, en 1993, este autor dividió en 4 tipos el hueso en función de su densidad radiológica, es decir, en unidades Hounsfield (UH), lo cual nos permite prever que se va a encontrar durante la cirugía y estimar el pronóstico de los implantes, representadas en la Tabla I (Misch, 1993).

Hueso	D1	D2	D3	D4	D5 (D4)
UH	>1250	1250-850	850-350	350-150	<150

Tabla I. Clasificación de los tipos de hueso maxilar en función de su densidad radiológica (UH) según Misch (1993).

Todos los autores coinciden en que el hueso cortical mandibular es más denso que el maxilar, aunque el hueso trabecular es similar. El hueso tipo I y IV se encuentran con

mucha menos frecuencia que el tipo II y III (Lekholm y Zarb, 1985). Aunque existen variaciones de densidad en cada región, el hueso tipo II predomina en la mandíbula, y el tipo III en el maxilar superior. Tanto la zona anterior y posterior de la mandíbula se caracterizan a menudo por tener hueso tipo II y III. La región anterior mandibular tiene el hueso más denso, seguido por la zona posterior mandibular, la región maxilar posterior y por último el maxilar anterior (Truhlar et al., 1997; Park et al., 2008).

El aumento de la densidad del hueso mejora las propiedades mecánicas de la interfase puesto que tienen menos micro movimientos, incrementando así la estabilidad primaria y reduciendo la concentración del estrés en hueso muy denso. La cantidad y la distribución de la tensión es menor en el hueso periimplantario cortical en hueso D1 incrementando en intensidad en el mismo y con una dispersión más apical a medida que disminuye la densidad ósea, siendo mayor el estrés y la deformación en el hueso cortical con mayor dispersión hacia apical en calidad de hueso D4 (Misch, 1990). En esta línea, Jaffin y Berman, (1991) en un estudio realizado a 5 años con 90 pacientes y 1.054 implantes, obtuvieron una tasa de éxito del 97% para los implantes Bränemark colocados en hueso D1, D2 y D3, mientras que de los 105 implantes instalados en hueso D4 encontraron un 35% de tasa de fracaso, concluyeron que la determinación del hueso D4 antes de la cirugía podría ser un método para disminuir el fracaso con implantes. Sin embargo, Truhlar et al. (1994) informaron en un estudio con 2.131 implantes, que los colocados en hueso tipo 1 experimentaron el mayor índice de fracaso, mientras que en hueso tipo 2 y tipo 3 presentaron la menor tasa de fracaso, estos datos están de acuerdo con Bahat (2000), que apostilla que la calidad y cantidad de hueso no tienen un efecto tan significativo en la supervivencia del implante como la técnica quirúrgica.

Misch, (1990) observó que la densidad ósea influye en la cantidad de hueso en contacto con la superficie del implante, tanto a la estabilidad primaria como secundaria del implante, lo cual puede afectar al pronóstico de los implantes/restauraciones si se realiza prótesis de carga inmediata o temprana. El porcentaje de contacto hueso-implante (CHI) es significativamente mayor en el hueso cortical que en el hueso trabecular. El hueso muy denso D1 de una zona mandibular anterior aporta el más alto porcentaje de hueso en contacto con el implante endoósea, aproximadamente más del 85% de CHI, con un implante de superficie maquinada el CHI es aproximadamente menor al 33%,

relacionándose sobre todo con el diseño del implante y de la superficie, consecuentemente, para un hueso poco denso es necesaria una mayor superficie del implante para obtener una cantidad similar de CHI comparado con un hueso más denso. La densidad ósea está directamente relacionada con la resistencia y el módulo elástico del hueso (Misch et al., 1999). En un estudio humano prospectivo Manz (1997), observó que la cantidad de pérdida ósea marginal cercana a un implante estaba relacionada con la densidad del hueso. La pérdida ósea periimplantaria inicial desde la inserción del implante hasta su reentrada era similar para todas las clases de hueso, pero, seis meses después de la entrega de la prótesis y por tanto de la carga de los implantes, la pérdida adicional, valorada radiográficamente, iba desde los 0,68 mm para un hueso tipo I, de 1,1 mm para hueso tipo II, 1,24 mm para hueso tipo III y hasta los 1,44 mm para el tipo IV, lo cual avala la teoría de Frost (Frost, 1987) el cual promulgaba que cuanto más denso sea el hueso, menor será la pérdida ósea periimplantaria.

El patrón de distribución de la tensión sobre el hueso varía según la dirección de la fuerza. Para fuerzas axiales la distribución de la tensión/deformación en el hueso depende de la cantidad y calidad del mismo, concentrándose la tensión principalmente en el hueso cortical periimplantario (Kitagawa et al., 2005; Simsek et al., 2006; Danza et al., 2010), en función de la magnitud de la fuerza, el tamaño y diseño del implante (Bozkaya et al., 2004; Baggi et al., 2008b; Ding et al., 2009; Kong et al., 2009), la tensión será transmitida en mayor o en menor medida sobre el hueso esponjoso, excepto cuando la altura de hueso es menor de 5 mm donde el mayor estrés se sitúa a nivel de ambas corticales del hueso en relación con el implante (Koca et al., 2005). Para las fuerzas no axiales y para fuerzas axiales en relación con implantes inclinados, la tensión se concentra en las zonas de hueso reactivas a la fuerza, es decir, en las opuestas a la dirección de la carga, siendo más desfavorables que las fuerzas axiales al eje mayor del implante (Lin et al., 2008). A su vez, el hueso también recibe más tensión en prótesis con cantiléver que con implantes inclinados disminuyendo el tamaño del voladizo (Zampelis et al., 2007; Bevilacqua et al., 2008). De este modo, es fácil comprender que una fuerza es tanto más lesiva cuanto más fuerzas de tracción y sobre todo de cizallamiento transmita. Pese a ello, las zonas de hueso de mayor remodelado coinciden con las zonas de mayor estrés equivalente, incluyendo mayores niveles de remodelado encontradas ante la aplicación de cargas no axiales en comparación con las axiales (Barbier et al., 1998).

En cuanto a la asociación de la pérdida de hueso con la magnitud de la fuerza, el consenso no es tan evidente. Algunos autores infieren a los implantes la correlación entre trauma oclusal y deterioro del tejido periodontal postulada por Lindhe en 2008 (Rosenberg et al., 1991; Misch, 1995). El trauma oclusal está definido como una lesión en el aparato de sujeción del diente/implante como resultado de una fuerza oclusal excesiva (Kerous, 1967). Las consecuencias de la sub/sobrecarga en relación a la pérdida de hueso e incluso la pérdida de la osteointegración de los implantes están en entredicho, si bien autores defienden la remodelación ósea (Wolf, 1892; Frost, 1987; Martin y Burr, 1989; Gotfredsen et al., 2001a, b y c; Cointry et al., 2003), lo cierto es que los estudios clínicos controlados en PPFIS con y sin cantiléver nos dicen que en este tipo de situaciones no tiene impacto sobre la pérdida de hueso periimplantario ni sobre la tasa de fracaso de los implantes osteointegrados (Wennström et al., 2004), por lo que avalan la teoría de que la causa de esa pérdida es debida a razones biológicas (Lang et al., 2000; Heitz-Mayfield et al., 2004). Por el contrario otros autores y estudios correlacionan el trauma oclusal y la pérdida ósea marginal alrededor del implante (Quirynen et al., 1992; Isidor, 1996; Miyata et al., 2000a y b; Misch, 2009).

Los estudios en animales realizados hasta la fecha, han demostrado de forma experimental que la sobrecarga de los implantes dentales puede dar como resultado la pérdida parcial de hueso marginal e incluso de la osteointegración completa (Isidor, 1996), algo sobre lo que hasta entonces otros autores solamente habían teorizado (Bränemark et al., 1977; Adell et al., 1981). Se ha comparado la influencia de diferentes sobrecargas oclusales con o sin higienización, concluyendo que cuando ambos factores se combinan, la pérdida de hueso periimplantario se acelera (Miyata et al., 2000a); asimismo, también se analizó la sobrecarga de 100 μm sin que existan diferencias significativas con el grupo control, lo cual parece avalar la teoría de que ese exceso de altura no puede constituir el límite de tolerancia o adaptación de los tejidos periimplantarios. Sin embargo, se demostró que la pérdida de la cresta ósea alrededor de los implantes se ve influenciada de manera significativa cuando la sobrecarga es de 180 μm , resultando hasta 2 y 3 veces superiores a ellas en el grupo de 250 μm , por lo que es posible la reabsorción ósea alrededor de los implantes causado por trauma oclusal, incluso cuando no exista inflamación en los tejidos periimplantarios (Miyata et al., 2000b). Además, se ha visto que un exceso de carga dinámica puede causar defectos tipo cráter alrededor de implantes osteointegrados (Duyck

et al., 2001). A parte de lo citado anteriormente, también se encuentran pérdidas óseas marginales en los implantes distales en prótesis fija parcial con cantiléver posterior (Rangert et al., 1995), así como diferencias en la flora microbiana en los fracasos de implantes, tanto en complicaciones por sobrecarga como biológicas (Rosenberg et al., 1991).

De acuerdo con los estudios y la teoría del mecanostato de Frost (1987 y 2003) con su modelo de cuatro patrones histológicos de adaptación mecánica a la deformación y la revisión de Martin y Burr (1989), se ha propuesto que son necesarios niveles de microdeformación por encima de 4.000 (3.000 para Frost) para situarse en la ventana de sobrecarga patológica, en la que predomina la reabsorción sobre la aposición/formación ósea en el proceso de remodelado óseo y se pierde hueso. Como valores de referencia 1 mega pascal (MPa) corresponde a 50 microdeformaciones equivalente a $0,1 \text{ Kg/mm}^2$ ó a 106 N/m^2 , con lo que 3.000 microdeformaciones equivalen a 60 MPa ó 6 Kg/m^2 (Frost, 2004).

Así pues, cuando se generan microfracturas por fatiga de manera experimental en hueso vivo, la remodelación ósea se inicia (Martin, 2003) cumpliendo dos funciones fundamentales: el control del peso, eliminando aquellas zonas de hueso insuficientemente cargadas, y la reparación de los daños acumulados por la acción de las cargas, previniendo las fracturas por fatiga (Hazelwood et al., 2001). El mecanismo es útil porque provee la homeostasis mineral, reemplaza tejido viejo por nuevo y repara zonas microdañadas (Cointry et al., 2003).

2.3 Del Análisis mediante Elementos Finitos (AEF) y otros métodos de evaluación del estrés aplicado a la prótesis parcial fija implanto-soportada

En la actualidad, la distribución y cuantificación del estrés que se transmite al terreno de soporte de las PPFIS, y en general los implantes suele realizarse mediante fotoelasticidad, extensimetría con galgas extensiométricas, y con el método de análisis de elementos finitos 2D o 3D (Goiato et al., 2009).

La primera referencia odontológica de medición del estrés mediante modelos fotoelásticos data de 1949, aunque hasta 1980 no se aplicó en implantes dentales (Haraldson, 1980). La fotoelasticidad es una técnica experimental utilizada para la medición de esfuerzos y deformaciones; se basa en el uso de la luz para dibujar figuras sobre piezas que están siendo sometidas a esfuerzos. Las figuras que se dibujan son semejantes a las mostradas con el análisis de elementos finitos, observando elementos de fatiga y colores (Mahler y Peyton, 1955). La medición se logra al evaluar el cambio de índice de refracción de la pieza al someterse a una carga. Al confeccionar un modelo de la mandíbula con material fotocromático, cuando se colocan los implantes y elementos de retención, el área periimplantaria cambia de color en función del estrés transmitido y se va fotografiando. Posteriormente se analizan los resultados (Mahler y Peyton, 1955). Con esta metodología, Tonella et al. (2011) compararon tres tipos de conexiones en coronas implantosoportadas y en PPFIS de 3 unidades, concluyendo que para prótesis unitarias la conexión implanto-protética más favorable es tipo cono-morse, mientras que para PPFIS es de hexágono interno. Asimismo, observaron mayor cantidad de fisuras cuando se aplicaron fuerzas oblicuas para todos los supuestos.

Sin embargo, los estudios fotoelásticos tienen ciertas limitaciones, puesto que los modelos de resina a los que se fija un implante susceptible de carga necesitan un tamaño mínimo y por regla general, el tamaño del implante impide alcanzar el espesor reducido de la capa del modelo que se requiere para el análisis (Çehreli et al., 2004). Además, pese a que la resina tiene unas propiedades similares al hueso maxilar, no nos permite diferenciar hueso cortical y trabecular (Ochiai et al., 2003). Del mismo modo, sólo analiza la tensión en el terreno de soporte, mientras que el estrés producido en los implantes, aditamentos protésicos y supraestructura se desconocen.

Por su parte, la extensiometría es una técnica experimental para la medición de esfuerzos y deformaciones basada en el cambio de la resistencia eléctrica de un material al ser sometido a una fuerza (Vasconcellos et al., 2011). Esta tensión es captada por las bandas extensiométricas y transmitidas a un programa informático de análisis. Este método se puede aplicar *in vivo* (Glantz et al., 1993) e *in vitro*, pero las zonas de medición son muy limitadas centrándose en el hueso periimplantario y en las zonas de unión implante-prótesis (Eser et al., 2009), además de la dificultad de introducir sensores adecuados de

medición, desde el punto de vista técnico y biológico, hacen que su ejecución sea compleja (Lundgren et al., 1989). En este sentido Karl et al. (2008), compararon con este método qué técnica de fabricación de PPFIS de tres unidades sobre dos implantes, convencional y CAD/CAM, es más favorable desde el punto de vista biomecánico a nivel de los implantes, concluyendo que las fabricadas mediante CAD/CAM tienen al menos tan buen ajuste pasivo como las fabricadas con la técnica convencional.

No obstante, en las últimas tres décadas el uso del análisis mediante elementos finitos (AEF) o en inglés “Finite Element Analysis” (FEA) ha ido aumentando debido a su versatilidad en la predicción de la distribución del estrés/tensión y deformación sobre las prótesis y sus aditamentos, los implantes y el hueso de soporte.

2.3.1 Concepto de AEF y reseña histórica

El análisis mediante elementos finitos es una técnica de simulación por ordenador, el cual, para dar respuesta a un problema mecánico complejo divide éste en otros más pequeños y sencillos, los cuales pueden ser resueltos empleando funciones determinadas (Geng et al., 2001), esto es posible debido a que todo sistema biomecánico complejo se puede abordar mediante la biomecánica computacional, es decir, simulado mediante ordenador. Según Holmgren et al. (1998), el AEF es una técnica destinada a obtener una solución para un problema complejo, por medio de subdividir dicho problema en una colección de otros problemas más simples y pequeños, que pueden ser resueltos utilizando técnicas numéricas, en otras palabras, la solución aproximada al problema original está determinada por la combinación de las soluciones de los problemas más simples y más pequeños. En general, se usan tanto modelos de sólidos para simular comportamientos cinemáticos, como modelos de elementos finitos para simular propiedades de deformación y resistencia de los tejidos y elementos biológicos. Así pues, el análisis mediante elementos finitos permite determinar el comportamiento, bajo condiciones de carga, de un cuerpo sólido (Holmes y Loftus, 1997; Geng et al., 2001; Nagasao et al., 2002).

El método fue inicialmente desarrollado en la década de los 60 del siglo XX para resolver problemas de la industria aeroespacial, rápidamente comenzó a aplicarse en la transferencia de calor, fluencia de fluidos, transporte de masa y electromagnetismo. Su uso en implantología dental se describe a partir de 1976, analizando el estrés producido en un

implante poroso “clavado” en el hueso (Weinstein et al., 1976), y desde entonces su uso se ha extendido aplicándose en la mayoría de los campos de la odontología, desde la prótesis fija dento-soportada (Naveau et al., 2009), como en la reconstrucción de dientes endodonciados (Lanza et al., 2005), a nivel de las articulaciones temporomandibulares (Tanaka et al., 2000), en ortodoncia (Huang et al., 2009), etc. Y pese a que los resultados obtenidos mediante AEF parecen similares a los alcanzados con estudios en animales (Baiamonte et al., 1996), este método tiene ciertas dificultades para simular el comportamiento mecánico de los implantes dentales modelados en el hueso humano y la respuesta de éste ante la aplicación de una fuerza, además de asumir ciertas variables como la geometría del modelo, las propiedades de los materiales, las zonas limitantes entre materiales, y el contacto hueso:implante, las condiciones de carga, etc. que limitan la precisión de los resultados (Geng et al., 2001), por lo que son extremadamente sensibles a los parámetros que se asumen durante la creación del modelo, como las condiciones de carga, las condiciones de las fronteras entre tejidos y las propiedades de los materiales (Holmes y Loftus, 1997).

2.3.2 AEF relacionados con PFIS parcial posterior:

El AEF es considerado particularmente útil en la evaluación biomecánica de restauraciones protésicas implanto-soportadas (Geng et al., 2001; Akça e Iplikçioğlu, 2001; Iplikçioğlu y Akça, 2002), de tal forma que las fuerzas resultantes en los implantes, pilar transmucoso y hueso subyacente pueden fácilmente ser evaluadas con esta técnica (Sütpideler et al., 2004). Por este motivo, en la literatura científica odontológica de las tres últimas décadas se citan numerosos trabajos basados en elementos finitos que exploran la influencia de diversos factores, tales como el diseño o el número de implantes, diseño y material de la prótesis o el tipo de fuerzas aplicadas para conocer el comportamiento biomecánico de las prótesis sobre implantes, ya sea unitaria, fija parcial, sobredentaduras implantoreténidas o prótesis fija de arcada completa. En la Tabla II se muestran algunos estudios de AEF referidos a prótesis fija implanto soportada ordenadas según el tipo de restauración, ya sean coronas unitarias, coronas ferulizadas, puentes o de arcada completa.

Restauración	Autores	F: magnitud y dirección	Pto. aplicación de la Fuerza	Valores estrés en: (MPa)
Unitaria	Sevimay et al., 2005	300 N vertical	Cúspide vestibular y fosa distal	Valores en interfase cortical hueso-implante: 150 N (D1), 152 N (D2), 163 N (D3), 180 N (D4) Valores en fosa distal: 532 MPa
Unitaria	Koca et al., 2005	300 N vertical	150 N cúspide palatina y 150 N cúspide vestibular	- Supraestructura: entre 84 y 168 MPa en ambas fosas - Implante: 155 MPa - Hueso: desde 6 hasta 50 MPa
Unitaria	Kabayasi et al., 2006	114,6 N vertical. 17,1 N vestibulo-lingual. 23,4 mesio-distal	Cúspide vestibular en plano 75°	- Corona: 32 MPa - Pilar: 114 MPa - Implante: 118 MPa - Hueso: 18 MPa
Unitaria	Eskitascioglu et al., 2004	300 N vertical	Cúspide bucal. fosa mesial. fosa distal. 1, 2 y 3 pto. aplicación	- Pilar e implante: 90 MPa (1), 64 MPa (2), 68 MPa (3) - Supraestructura: 95 MPa cúspide vestibular y 59 MPa cuello bucal (1), 149 MPa fosa distal (2), 97 MPa fosas - Superficie oclusal: 437 MPa (1), 533 MPa (2), 441 MPa (3) - Hueso cortical: 106 MPa (1), 99 MPa (2), 102 MPa (3)
Unitaria	Djebbar et al., 2010	17,1 N Lingual. 114,6 N vertical. 23,4 N mesio-distal	Cara oclusal del pilar	- Pilar: 10 MPa en contacto con el cuello implante opuesto a la fuerza - Implante 18 MPa cuello opuesto a la dirección de la fuerza - Hueso cortical: 1,6 MPa
Unitaria	Baggi et al., 2008a	100 N lingual. 250 N vertical	Cara oclusal pilar en unitarios	- Interfase hueso-implante de 65 a 220 MPa. - En punto de aplicación, cara lingual de la barra, pilares y hueso periimplantario menor a 120 MPa en implantes paralelos e inclinados
Unitaria	Bevilacqua et al., 2008	150 N vertical	Corona	Unitario: hueso cortical entre 10 y 22 MPa.

Restauración	Autores	F: magnitud y dirección	Pto. aplicación de la Fuerza	Valores estrés en: (MPa)
Unitaria	Nagasawa et al., 2008	500 N vertical. 12,5°, 30° y 45°	Pilar	- Implante 3,3 mm: vertical 100 MPa, 12,5° 300 MPa, 30° 400 MPa, 45° >500 MPa - Implante 4 mm: vertical 320 MPa, 45° 390 MPa
Coronas ferulizadas	Lan et al., 2008	400 N vertical y horizontal	200 N sobre cada corona	Hueso cortical periimplantario: Fuerza V: entre 14 y 27 MPa; Fuerza H: entre 70 y 94 MPa
Coronas ferulizadas	Baggi et al., 2008a	100 N lingual. 250 N vertical	Supraestructura Pilares	- Interfase hueso-implante de 65 a 220 MPa. - En punto de aplicación, cara lingual de la barra, pilares y hueso periimplantario menor a 120 MPa en implantes paralelos e inclinados
PPFIS 3 unidades, 2 y 3 implantes.	Iplikçioğlu et al., 2002	400 N oblicua 200 N vertical 57 N horizontal	Cúspide bucal de cada corona	Hueso periimplantario vestibular: - FO: 292 MPa (3 I), 354 MPa (2 I) - FV: 55 MPa (3 I), 101 MPa (2 I) - FH: 51 MPa (3 I), 60 MPa (2 I)
PPFIS 3 unidades, 2 implantes. Cantiléver mesial o no.	Yokoyama et al., 2004	100 N 30° sobre la vertical	Sobre cada corona fuera del eje central del puente.	Cantiléver impl mesial 70 MPa; No cantiléver impl. Mesial 50 MPa; Cantiléver impl distal 58 MPa; No cantiléver impl distal 45 MPa
PPFIS 3 unidades, 2 implantes. Cantiléver mesial y pónico intermedio	Barbier et al., 1998	100 N vertical 20 N horizontal	Supraestructura (extremo libre)	Prótesis convencional: hueso cortical periimplantario: 12 MPa, hueso trabecular implante distal: 1,4 MPa. Prótesis con cantiléver: h. Cortical 27,6 MPa, h. Trabecular 2,9 MPa
PPFIS 3 unidades, 3 implantes, 2 implantes (pónico intermedio y cantiléver)	Stegaroiu et al., 1998	1 N vertical. buco-lingual y mesial-distal	Sobre cada corona	Modelo, fuerza (hueso cortical y trabecular) 3 Implantes: V (0,1 y 0,01 MPa), BL (0,6 y 0,03 MPa), MD (0,4 y 0,02 MPa) Cantiléver: V (0,3 y 0,03 MPa), BL (1,1 y 0,06 MPa), MD (0,6 y 0,04 MPa) Pónico intermedio: V (0,1 y 0,01 MPa), BL (0,9 y 0,04 MPa), MD (0,4 y 0,02 MPa)
PPFIS 3 unidades, 2 implantes	Heckmann et al., 2006	200 N vertical	Sobre cada implante	En hueso periimplantario cortical 30 MPa y hueso trabecular 5 MPa

Restauración	Autores	F: magnitud y dirección	Pto. aplicación de la Fuerza	Valores estrés en: (MPa)
PPFIS 3 unidades, 2 implantes	Ozen et al., 2007	550 N 30° V-L	Póntico: cerámica de recubrimiento y supraestructura	En los conectores entre 55 y 472 MPa, dependiendo de la sección de los conectores
PPFIS 3 unidades, 2 implantes	Eraslan et al., 2010	300 N vertical	Centro de la supraestructura con y sin cerámica de recubrimiento	Cerámica 26-29 MPa, supraestructura 5-9 MPa, implantes 1,2-2,3 MPa, hueso cortical 0,7-1 MPa, hueso esponjoso 0,3-04 MPa. Los valores máximos de estrés se registraron en el punto de aplicación, en los conectores y en la interfase hueso cortical-implante en relación al póntico
PPFIS 16 mm., 2 implantes inclinados (0-45°), cantiléver	Zampelis et al., 2007	50 N vertical	Distal Supraestructura	Cuello implante distal: - 0°,45° sin cantiléver: 70 MPa - 0°,45° cantiléver: 120 MPa
Arcada completa 4 implantes: cantiléver 0-15 mm, implante distal 0°- 45°	Bevilacqua et al., 2008	150 N vertical	Cantiléver	PCFIS: implante distal 25-75 MPa, implante anterior 10-22 MPa, supraestructura 59-100 MPa

Tabla II. Tipo de restauración, fuerzas y tensión empleadas en estudios con AEF en PFIS.

2.3.2.1 Tensión/deformación a nivel de hueso periimplantario, implante, aditamentos protésicos y supraestructura en prótesis parcial fija implantosoportada.

De las coronas unitarias:

La intensidad y la distribución de la tensión/deformación en una restauración unitaria implanto soportada depende de factores como la magnitud, dirección, localización y puntos de aplicación de la fuerza, la posición de los implantes, el tipo de hueso, etc.

Relativo al hueso de soporte y por ende a la porción externa de los implantes, la distribución de la tensión/deformación se concentra mayoritariamente en el hueso cortical periimplantario en relación a la plataforma del implante, variando la localización y la intensidad de la misma dependiendo de la dirección, magnitud y punto de aplicación de las fuerzas. Así pues, cuando esta se produce en dirección vertical sobre el eje mayor de la

restauración, la tensión/deformación se distribuye de manera homogénea en el contorno del hueso cortical periimplantario (Lin et al., 2008), en cambio, cuando la resultante de la fuerza no coincide con el eje mayor de la corona implante soportada, la tensión/deformación se concentra principalmente en el hueso hacia donde se dirige la fuerza (Eskitascioglu et al., 2004).

Asimismo, la calidad y cantidad ósea también juegan un papel importante en la distribución de la tensión/deformación, no tanto en el patrón de localización pero si en el estrés que se produce en el hueso cortical y trabecular y la cara externa del implante. Por ello, a medida que aumenta la densidad de hueso disminuye la tensión recibida, esto es, D1=87 MPa; D2=90 MPa; D3=113 MPa y D4=146 MPa (Sevimay et al., 2005). Del mismo modo, a medida que aumenta el contacto hueso:implante, refiriéndonos a la longitud del implante, cuanto más pequeño es el implante más localizado e intenso es el estrés recibido por el hueso cortical (Koca et al., 2005).

En cuanto a la inclinación del implante y a la angulación del pilar con respecto a éste, a medida que aumenta la inclinación del implante mayor es la tensión de compresión y cizalladura a nivel del cuello del implante y la cortical hacia donde se inclina el implante, mientras que la tensión de tracción se concentra en la cortical opuesta, sobre todo a partir de inclinaciones de 45° (Watanabe et al., 2003). En esta línea, Bevilacqua et al., (2008) observaron que aumentar la inclinación del implante incrementa la tensión transmitida sobre el mismo y el hueso periimplantario (inclinación 0, 15, 30 y 45°, valores de estrés de 10, 19, 20 y 22 MPa respectivamente a nivel del hueso cortical y en el cuello). En lo referente a la angulación del pilar, los valores de tensión más bajos se localizan en implantes con pilares rectos (0°, 15°, 25°) (Danza et al., 2010) con una transmisión de la fuerza más homogénea con respecto a los pilares angulados (Lin et al., 2008), los cuales provocan el desarrollo de fuerzas transversales sobre los implantes bajo cargas oclusales en la dirección del pilar angulado (Misch, 2009).

Por otro lado, manteniendo la tendencia de los estudios *in vivo* en prótesis sobre implantes, los estudios *in vitro* y más concretamente con AEF han dado más importancia a los acontecimientos a nivel de hueso e implante y no tanto sobre la prótesis. Algunos de estos trabajos como el de Djebbar et al. (2010) hallaron que la tensión de compresión en el pilar se concentra principalmente en el punto de aplicación de la carga, en la interfase

implante-pilar y en las primeras espiras del tornillo del pilar opuestas a la dirección de la fuerza. En este sentido, Eskitascioglu et al. (2004) obtuvieron que en la corona y supraestructura, para un punto de aplicación, el valor máximo de estrés es de 437 MPa situada en la misma cúspide vestibular; para dos puntos de aplicación, el estrés máximo es de 533 MPa concentrándose en la fosa distal; con tres puntos de aplicación, el estrés se localizó a nivel de la fosa mesial y distal con un valor de 441 MPa; los valores máximos de tensión en el pilar fueron inferiores a 55 MPa en todos los supuestos, variando la localización de los mismos: para un punto de aplicación el estrés se situó en la región vestibular de la corona y del cuello del pilar, para dos puntos de aplicación se distribuyó en la zona intermedia y el cuello del implante en su porción vestíbulo mesial, mientras que para los tres puntos de aplicación se concentró principalmente en el cuello del pilar en relación con el implante.

En cuanto a la incidencia de las fuerzas oclusales, la dirección e intensidad de las mismas son un factor a tener en cuenta en la localización y distribución de la tensión/deformación en los aditamentos protésicos, la prótesis y la supraestructura. Según el análisis de Nagasawa et al. (2008) en implantes de conexión interna, cuando la restauración recibe una fuerza vertical la tensión se localiza principalmente en el punto de aplicación de la fuerza y en el contacto basal del pilar con la cara interna del implante, de manera uniforme. Por otro lado, cuando la fuerza oclusal no es axial al eje mayor de la restauración, la mayor tensión de compresión se produce en el punto de aplicación de la fuerza y en la interfase implante-pilar hacia donde se dirige la fuerza sobre todo en la base del pilar y las primeras espiras del tornillo del pilar. Además, si la incidencia de la fuerza es de 30-45° con respecto al eje, se producen tensiones importantes en la interfase implante-pilar opuestas a la dirección de la fuerza (Nagasawa et al., 2008).

De las coronas ferulizadas:

Por su parte, el comportamiento biomecánico de las estructuras difiere si estas actúan de manera individual o en conjunto, así pues para dos coronas implanto soportadas ferulizadas ante una fuerza vertical aplicada en el centro de la supraestructura, los picos máximos de estrés se localizan en la interfase hueso cortical periimplantario-implante, en la parte mesial del implante mesial y en la porción distal del implante distal (Baggi et al., 2008a). En cambio, cuando se inclinan los implantes con el ápice divergente con la misma

distancia entre plataformas, se produce una disminución de la tensión tanto en mesial como en distal de los implantes, en cambio cuando los ápices son convergentes se produce un aumento significativo de la tensión en la interfase hueso periimplantario cortical con el implante más distante al punto de aplicación de la fuerza (Lan et al., 2008).

Por otro lado, cuando la fuerza que reciben las coronas ferulizadas no es axial, el patrón de distribución de la tensión/deformación varía a nivel de hueso-implante, así pues para una fuerza horizontal, bien sea vestíbulo-lingual o linguo-vestibular los picos máximos de estrés se localizan en la interfase del hueso cortical periimplantario en relación con la plataforma del implante opuesta al sentido de la fuerza, es decir, en la interfase lingual para fuerzas vestíbulo-linguales y en la interfase vestibular para fuerzas linguo-vestibulares. Esto es así independientemente de la inclinación mesial o distal de los implantes (Lan et al., 2008).

Asimismo, al modificar el punto de aplicación de la fuerza el patrón de distribución del estrés en coronas ferulizadas varía, así pues cuando la fuerza es aplicada en la supraestructura a nivel de un pilar, el estrés recibido en la interfase hueso cortical periimplantario-implante del pilar aumenta un 50% mientras que en el otro implante disminuye en el mismo porcentaje con respecto a la aplicación de la fuerza en el centro de la supraestructura (Baggi et al., 2008a).

En referencia a los aditamentos protésicos y a la supraestructura en coronas ferulizadas, ante una fuerza inclinada en sentido vestíbulo-lingual los valores máximos de tensión se sitúan en los puntos de aplicación de la fuerza sobre la supraestructura, disminuyendo paulatinamente hacia la porción lingual de la misma; por su parte, la tensión sobre los pilares se sitúa preferentemente en la porción lingual en contacto con el implante (Baggi et al., 2008a).

De otro modo, en coronas ferulizadas de tres unidades desde el punto de vista biomecánico nos surgen nuevas interrogantes con respecto a si es más favorable o no una configuración desalineada/tripódica en relación a una configuración alineada de los implantes. Entre otros, Sütpideler et al. (2004) aplicaron una carga de 200 N con una dirección de 0°, 15°, 30°, 45° y 60° sobre la corona central de un puente con disposición recta y no alineada o tripodizada (1,5 mm y 3 mm), a los cuales también modificaron la

altura del puente (6 y 12 mm). Determinaron que la fuerza vertical reduce la carga, así como que los cambios en el ángulo de aplicación de las mismas resulta en un aumento de la tensión a nivel del hueso de soporte, de manera que reducir la altura de la prótesis así como modificar la configuración del puente no es tan importante como el sentido axial de las cargas oclusales. Igualmente, Cruz et al. (2009), volvieron a comparar una disposición alineada con otra en la que el implante mesial se inclinó hacia lingual y el distal hacia bucal. Sobre la corona intermedia aplicaron una fuerza 100 N vertical y 20 N horizontal, observando una mayor tensión en la zona distal del cuello del implante mesial y en la zona mesial del implante distal, y concluyendo que este tipo de angulación no produjo un aumento de la tensión recibida con respecto a la configuración alineada. Asimismo, Anitua y Orive (2009) observaron que aumentar el diámetro de los implantes de 4 a 5 mm disminuye en un 30% la tensión transmitida al hueso, mientras que la disposición tripódica de los implantes disminuyó en torno a un 7-8% la tensión transmitida al hueso con respecto a la configuración alineada de los implantes.

Por consiguiente, se puede decir que en PPFIS de tres unidades soportadas por otras tantas fijaciones, una disposición tripódica de los implantes es más favorable respecto a una configuración alineada desde el punto de vista biomecánico a la hora de transmitir la tensión/deformación a nivel de implante y hueso periimplantario, sabiendo que hay otros factores como la proporción implante:corona clínica, diámetro de los implantes y, sobre todo, la dirección de las fuerzas oclusales que tienen su importancia a la hora de diseñar este tipo de rehabilitaciones implanto-protésicas.

De los puentes:

Como se ha señalado previamente, a medida que aumenta el número de dientes a reponer surgen nuevas incógnitas desde el punto de vista biomecánico, en cuanto al número, tamaño y posición de los implantes, el tamaño y diseño de la supraestructura y que distribución de cargas es más favorable. Este trabajo se centra principalmente en los puentes de tres unidades soportados por dos pilares, puesto que aquellos en los que cada corona se soporta por un implante se consideran como coronas ferulizadas, tratadas en el apartado anterior.

Desde el punto de vista de la distribución de la tensión/deformación del estrés bajo cargas oclusales en puentes de tres unidades, se conoce gracias a Iplikçioğlu y Akça (2002) entre otros, que con dos implantes se puede sustentar una PPFIS de tres unidades sin un riesgo biomecánico significativamente mayor que con tres fijaciones. En su trabajo compararon 6 modelos de PPFIS de tres unidades soportados por dos y tres implantes con un diámetro de 3,75 y 4,1 mm. Concluyeron que la distribución del estrés de Von Mises fue similar para todos los diseños, con valores alejados del límite de fractura del material del implante (550MPa), concentrando la tensión máxima en la superficie vestibular de los implantes correspondiente con la interfase hueso cortical-hueso trabecular (aplicaron una fuerza vertical sobre cada cúspide vestibular).

En primer lugar, para una PPFIS con implantes paralelos de pónico intermedio y ante una carga axial la distribución del estrés varía en relación a los puntos de aplicación de la misma. Cuando ésta se aplica a nivel del pónico, el mayor estrés en los implantes y hueso periimplantario se sitúa en el cuello de los implantes (2,3 MPa para 300 N de carga) y en el hueso periimplantario cortical (1 MPa) en la zona colindante al pónico, mientras en el hueso trabecular es mucho menor (0,4 MPa) (Eraslan et al., 2010). Si la fuerza se aplica en el pónico intermedio pero con una angulación vestibulo-lingual o linguo-vestibular, la distribución de la tensión sólo difiere en una mayor concentración de la misma en la región hacia la que se dirige la fuerza además de la porción colindante con el pónico (Yokoyama et al., 2004; Baggi et al., 2008a).

Por su parte, cuando la fuerza se aplica sobre uno de los pilares, independientemente de si es axial u oblicua/horizontal en sentido vestibulo-lingual o linguo-vestibular, la tensión se localiza principalmente en el implante pilar y el hueso periimplantario cortical en relación al mismo, siendo éste un 50% superior a si la fuerza se aplica a nivel del pónico, mientras que el pilar que no recibe la fuerza registra un estrés un 50% inferior. La localización del mismo depende de la dirección de la fuerza, si es axial, la distribución es más homogénea sobre el contorno del cuello del implante y el hueso periimplantario, mientras que si es oblicua se localiza en relación a la porción lingual si la fuerza lleva un sentido vestibulo-lingual, o bien, en la región vestibular si la fuerza se orienta en sentido linguo-vestibular (Baggi et al., 2008a). De igual forma, Yokoyama et al.

(2004) observaron que la tensión máxima producida en el hueso trabecular es a nivel del ápice del implante que recibe la carga.

Del mismo modo, si la fuerza incide de manera uniforme sobre cada corona, e independientemente de si la fuerza es axial u oblicua en sentido vestibulo-lingual o en el inverso, la distribución del estrés a nivel de hueso periimplantario e implantes es similar al acontecido cuando la fuerza se aplica solamente a nivel medio de la supraestructura (Iplikçioğlu y Akça, 2002; Yokoyama et al., 2004).

Por su parte, cuando el diseño de la prótesis contiene una extensión y la fuerza se aplica sobre cada corona, la tensión recibida en el hueso periimplantario cortical (27,5 y 12 MPa) y trabecular (2,9 y 1,4 MPa) anexo al voladizo es 2 veces superior a un puente con pónico intermedio (Barbier et al., 1998). Asimismo, cuando la fuerza (50N axial) se aplica directamente sobre el extremo distal de la prótesis con y sin cantiléver, el estrés recibido por el hueso periimplantario del implante distal sigue siendo el doble en el diseño con cantiléver que sin él, 130 y 65 MPa respectivamente (Zampelis et al., 2007). Estos resultados coinciden con Yokoyama et al. (2004), que además analizaron también la importancia de la longitud del cantiléver respecto a una PPFIS de pónico intermedio, concluyendo que un cantiléver ≤ 7 mm disminuye de manera razonable la tensión en el hueso de soporte.

Por el contrario, cuando el diseño de la PPFIS con pónico intermedio y con un implante inclinado, el comportamiento en cuanto a la distribución de la tensión es similar a la configuración con pónico intermedio e implantes paralelos (Zampelis et al., 2007). Además de estos autores, Bevilacqua et al., (2008) evaluaron en prótesis de arcada completa, la influencia de la inclinación del implante distal (0, 15, 30 y 45°) en relación a la longitud del cantiléver (15, 11,6, 8,3 y 5 mm). Sobre el cantiléver aplicaron una fuerza de 150 N obteniendo los siguientes resultados: para el implante recto con 15 mm de cantiléver la tensión se concentraba en el hueso cortical adyacente al cantiléver con valores de 75 MPa y de 82 MPa para el hueso trabecular; cuando el cantiléver es de 11,6 mm y la inclinación del implante 15° la tensión disminuye un 16% en el hueso cortical (63 MPa) y un 17% en el hueso esponjoso (68%); para un cantiléver de 8,3 mm y una inclinación del implante de 30° los valores fueron un 52% (36 MPa) y 47,6% (43 MPa) inferiores al recto

con 15 mm de cantiléver; por último, con un cantiléver de 5 mm y una inclinación de 45° del implante distal, la tensión máxima disminuye un 66,7% (25 MPa) para el hueso cortical y un 56% (36 MPa) inferior para el hueso trabecular. Así pues, parece ser que desde el punto de vista biomecánico a nivel de hueso periimplantario e implantes es más favorable disminuir el tamaño del voladizo pese a inclinar el implante adyacente al cantiléver (Zampelis et al., 2007; Bevilacqua et al., 2008).

De otro modo y relativo a la biomecánica de los aditamentos protésicos y la supraestructura, hay factores que influyen en la misma como son la intensidad, dirección y punto de aplicación de las fuerzas oclusales, el diseño y tamaño de la prótesis.

Así pues, tras aplicar una fuerza sobre el pónico intermedio (550 N oblicua 30° en sentido linguo-vestibular) la distribución de la tensión/deformación se concentra principalmente en el punto de aplicación de la fuerza y en los conectores de la supraestructura, con tensiones compresivas en la región oclusopalatina y las tensiones traccionales en la porción gingivovestibular, influyendo el tamaño de los conectores para todos los materiales, por lo que es un factor a tener en cuenta para las PPFIS (Ozen et al., 2007). Esto concuerda con Eraslan et al. (2010), que evaluaron la influencia de la morfología (cóncava, convexa y convencional) de la supraestructura, obteniendo una mayor concentración de la tensión en la zona de carga de la supraestructura (26-29 MPa), a nivel de los conectores (5-7 MPa) y en la región cervical de los pilares en relación al pónico (5-7 MPa) aunque el lado opuesto de los pilares recibió tensiones elevadas. Asimismo, Baggi et al. (2008a) obtuvieron una tensión máxima en el punto de aplicación de la fuerza, en la supraestructura y su conector, y a nivel de los pilares en la resultante de la fuerza, es decir, en vestibular o lingual dependiendo de la dirección de la misma.

En referencia a la distribución de la tensión/deformación en PPFIS de tres unidades sobre un implante inclinado, no se han encontrado datos disponibles en la literatura odontológica. El comportamiento biomecánico de los aditamentos protésicos y de la supraestructura se supone será similar para el implante recto aunque puede diferir ligeramente en el implante inclinado y pilar angulado.

Relativo a las PPFIS con cantiléver tampoco se ha encontrado ningún artículo, por lo que se comentan los datos de Eraslan et al. (2005), el cual estudio mediante AEF una

PPFDS (premolares y primer molar) de características similares. Sobre cada diente aplicaron una fuerza de 100 N distribuidas uniformemente sobre las cúspides vestibulares, obteniendo unos valores máximos de tensión en la zona oclusal y gingival de los conectores, sobre todo el conector del pónico, y la región cervical del pilar contiguo al voladizo. Esto nos hace pensar que en PPFIS el patrón de distribución de la tensión/deformación podría ser similar.

3

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3.1 Hipótesis

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

“De las posibles configuraciones de una Prótesis Parcial Fija Posterior de tres unidades soportada por dos implantes en la arcada maxilar, la de pónico intermedio es la que menor tensión transfiere a implantes y hueso periimplantario”

Formulada de este manera la hipótesis inicial como una afirmación dirigida a todo el marco del estudio (restauraciones protésicas implantosoadas), 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 se prefiere también formular objetivos sin que por ello se olvide de lo que significa y representa la hipótesis de trabajo.

3.2 Objetivo general

El objetivo general o principal que se pretende alcanzar es:

Mostrar que la tensión/deformación transmitida al terreno de soporte (implantes y hueso periimplantario), aditamentos protésicos (tornillos y pilares) y supraestructura de una prótesis parcial fija posterosuperior de tres unidades soportada por dos implantes es diferente en magnitud, localización y distribución para cada una de sus posibles configuraciones.

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 se pretenden conseguir son:

1. Medir y cuantificar la cantidad de tensión y deformación transferida al terreno de soporte (implante y hueso periimplantario), aditamentos protésicos y supraestructura, bajo carga axial y no axial, por una prótesis parcial fija de tres unidades soportada por dos implantes con diferentes diseños (con cantiléver y pónico intermedio con implantes paralelos y rectos o con uno de ellos inclinado).
2. Comparar y señalar las diferencias biomecánicas en cuanto a transmisión de la tensión a los diferentes componentes de los modelos en relación a la calidad del terreno de soporte, con independencia del tipo de carga aplicada.
3. Especificar la influencia de la variabilidad de la magnitud de la carga oclusal (uniforme y no uniforme) aplicada a la vez en pónico y pilares sobre la tensión/deformación transferida a implante, hueso periimplantario, aditamentos protésicos y supraestructura para cada tipo de puente objeto de estudio.
4. Comparar y señalar las diferencias de la influencia de la uniformidad de aplicación de la carga oclusal sea axial o no, sobre el estrés transferido a implantes, hueso periimplantario, aditamentos protésicos y supraestructura en cada configuración de puente.
5. Indicar jerárquicamente la graduación de tensión/deformación recibidas por el sistema implante-hueso-aditamentos protésicos y supraestructura de los tres tipos de puente en situaciones de carga oclusal de diferente dirección.
6. Comparar y mostrar qué diferencias existen entre la cantidad de tensión/deformación transmitidas al implante, hueso periimplantario, aditamentos protésicos y

supraestructura en función de la dirección de la carga oclusal y tipo de puente con o sin cantiléver.

7. Mostrar y especificar la localización y distribución del estrés en el implante, hueso periimplantario, aditamentos protésicos y supraestructura para cada configuración del puente de tres unidades en función de la inclinación y uniformidad de la carga oclusal.
8. Indicar que configuración de puente de tres unidades es la más favorable en la transferencia de estrés al terreno de soporte, aditamentos protésicos y supraestructura independientemente de la magnitud, dirección y uniformidad de la fuerza oclusal.
9. Comparar e indicar cuál de las variables (dirección y uniformidad de la carga) y qué categoría de ellas es la más favorable en la localización y distribución de la tensión/deformación sufrida por el implante-hueso-aditamentos protésicos y supraestructura de una prótesis parcial fija posterior implantosoportada de tres unidades.

Para dar respuesta a los objetivos planteados y admitir o rechazar la hipótesis formulada, se diseña **un plan de investigación tipo estudio experimental “*in vitro*” basado en el método de análisis de elementos finitos (AEF).**

4

MATERIAL Y METODOLOGÍA

Para dar respuesta a la hipótesis y objetivos planteados inicialmente se decide realizar un estudio *in vitro* mediante análisis de elementos finitos en tres dimensiones utilizando para ello unos modelos de trabajo que simulan la rehabilitación mediante prótesis parcial fija implanto soportada de un paciente con edentulismo parcial posterior, clase II o III de Kennedy, de la región maxilar derecha con ausencia de los premolares y al menos el primer molar.

Con tal menester se decide comparar situaciones diferentes con la que reponer la función del supuesto paciente, presumiendo que no siempre hay hueso disponible a nivel del molar para colocar el implante distal de manera ideal, perpendicular al plano oclusal y paralelo al implante mesial, sin recurrir a técnicas quirúrgicas de regeneración tisular guiada del tipo “elevación del seno maxilar”.

Para ello, y como para cualquier estudio mediante AEF se necesitan realizar tres pasos: en primer lugar se realiza el “preproceso”, en el cual se define la geometría de un objeto sólido, se genera la malla, las condiciones de contorno y asignación de propiedades a los materiales y otras condiciones; en segundo lugar se efectúa el “cálculo”; y por último el denominado “postproceso”, en el que se calculan magnitudes derivadas de los valores obtenidos para los nodos.

Para tal menester se generan tres modelos compuestos de un bloque de hueso, tipo III o IV, implantes de titanio rectos e inclinados 45°, pilares de titanio rectos y angulados 45° con sus respectivos tornillos de retención, así como una supraestructura de Cromo-Cobalto cementada. Sobre estos modelos, se aplican fuerzas oclusales con una magnitud total idéntica (450 N) pero con diferente distribución sobre cada una de las coronas, uniforme (150 N sobre pilares y pónico) y no uniforme (175 N a los pilares y 100 N a los pónicos), y con dos direcciones diferentes, axial (0°) y no axial/oblicua en sentido distomesial (30°) a los implantes rectos. Tras realizar los ensayos pertinentes, se obtiene la magnitud y localización de la tensión/deformación en el hueso periimplantario, los implantes, aditamentos protésicos y en la supraestructura de cada una de las configuraciones de PPFIS a estudio.

4.1 Modelos de trabajo ó especímenes

Por todo ello, se utilizan tres modelos diferentes, uno control, ideal o “Gold estándar” denominado “modelo implantes rectos”, otro con los implantes dispuestos paralelos entre si a nivel de los premolares con el pónico situado en voladizo distal apelado “modelo cantiléver”, y un tercer modelo con el implante distal inclinado con emergencia de la plataforma a nivel del molar y el pónico a nivel del segundo premolar designado como “modelo implante inclinado”.

En los tres modelos, los implantes están embebidos en un bloque de **hueso** tipo III y IV (Lekholm y Zarb, 1985) (Figura 6), puesto que en la región premolar y molar maxilar el tipo de hueso presente es en un 50% de los casos hueso D3 y en un 40% hueso D4 (Misch, 2009), con un espesor de hueso cortical de 2 mm (Lekholm y Zarb, 1985).

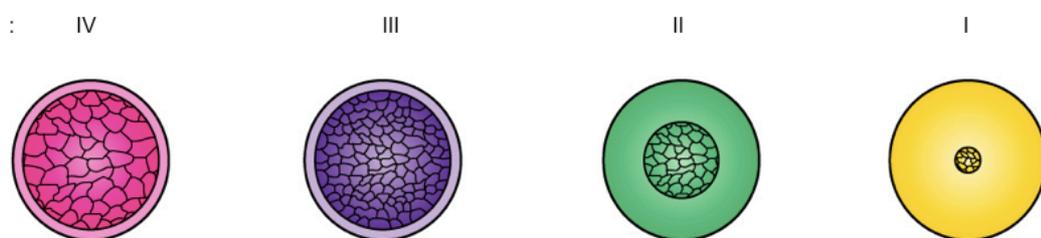


Figura 6. Calidad de hueso según Lekholm y Zarb (1985)

Los **implantes** empleados para este trabajo son similares a los implantes Straumann® Dental Implant System (Waldenburg, Suiza) Standard Plus de 4,1x10 mm (Figura 7). La morfología externa cuenta con una superficie pulida supraósea de 1,8 mm divergente en su mayoría finalizando en una zona convergente; la porción infraósea es cilíndrica con la punta redondeada, además es roscado y de superficie rugosa; en cuanto a la zona interna, cuenta con una conexión tipo “cono-morse” indexada para un octógono que permite colocar los componentes protésicos en la posición deseada, y una rosca para fijar el tornillo del pilar o de la prótesis en caso de no utilizar pilar. Actualmente, los implantes dentales disponibles son de titanio puro, aleaciones de titanio, de circonio, de titanio y circonio, de tantalio, etc., en este caso se emplea una aleación de titanio, concretamente Ti6 Al4 V (Lin et al., 2009).

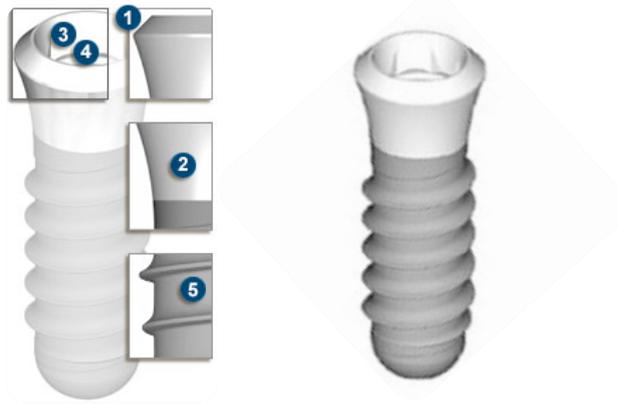


Figura 7. Implante Standard Plus de 4,1x10 mm

En el modelo “implantes rectos” los dos implantes están dispuestos con los ejes paralelos entre si con una distancia entre ejes de 15,75 mm (Figura 8), el mesial es pilar del primer premolar mientras que el distal está situado en la posición del primer molar maxilar derecho.

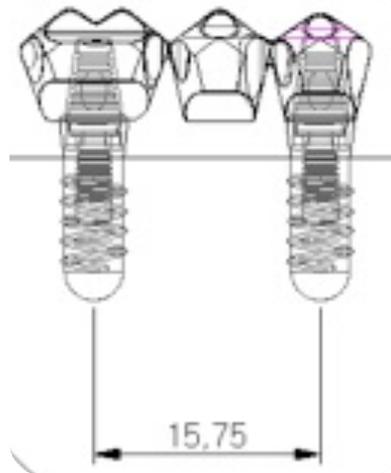


Figura 8. Modelo implantes rectos.

Por su parte, en el modelo “cantiléver” la situación de los implantes es paralela entre sí con una distancia entre ejes de 7 mm (Figura 9), localizados a nivel de primer y segundo premolar.

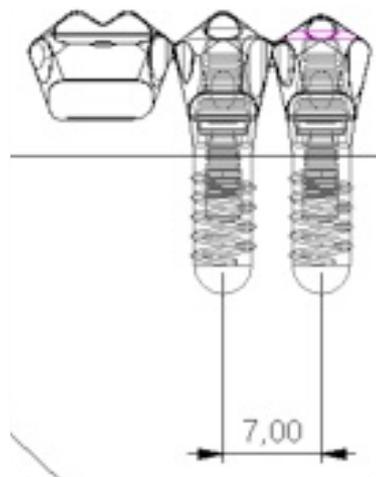


Figura 9. Modelo cantiléver.

Por el contrario, en el modelo “implante inclinado” el implante mesial tiene la misma localización que en los otros modelos, sin embargo, el implante distal se emplaza con una inclinación distal de 45° en sentido mesio distal, con la emergencia del eje mayor de la plataforma casi coincidente con el punto medio del molar (Figura 10), para no alterar en exceso la morfología de la supraestructura y facilitar así el análisis comparativo intermodelos.

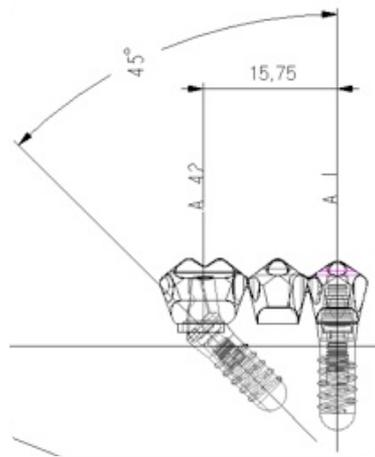


Figura 10. Modelo implante inclinado

Asimismo, los **pilares** están sujetos a los implantes por un tornillo del pilar. En el modelo “implantes rectos” los dos pilares macizos rectos están paralelos entre sí, continuando el eje mayor de los implantes a nivel de primer premolar y del primer molar. Por su parte, el modelo “cantiléver” contiene dos pilares rectos continuando el eje de los implantes de soporte ubicados en los premolares. En cuanto al modelo “implantes inclinados” el pilar mesial es recto continuando el eje mayor del implante sito en el primer premolar, sin embargo, el pilar distal es un pilar angulado 45°, modelado *ad hoc*, para corregir la discrepancia entre implantes de 45°, permitiendo así una vía de inserción adecuada para la supraestructura.

En la actualidad los pilares disponibles son de diversos materiales como el titanio, circonio, aleación de metal noble o aleación de metal no noble. En este caso se utiliza el mismo material que para el implante y el tornillo del pilar, es decir, Ti6 Al4 V (Lin et al., 2009). Para el modelado de los pilares se toman como referencia los pilares rectos y angulados para cementar de la casa Straumann® Dental Implant System (Waldenburg, Suiza) (Figura 11). Estos se dividen en dos partes, la primera de ellas se relaciona con la superficie interna del implante, con una forma diseñada para tener la mayor estabilidad por fricción, y la otra se relaciona con la supraestructura, teniendo a su vez un diseño que permite un ajuste preciso. El pilar diseñado para este estudio tiene forma de dos conos invertidos unidos por la base, teniendo en su interior un acceso cilíndrico a la cabeza del tornillo del pilar que junto con la retención por fricción dará la estabilidad oportuna. Para el pilar angulado, como en la actualidad no existen pilares disponibles para corregir

angulaciones de 45°, se diseñó uno *ad hoc*, en este caso los dos conos unidos por su base tienen una discrepancia de ejes de 45° grados.



Figura 11. Pilar angulado 20° Straumann.

A su vez, los pilares se retienen en los implantes mediante el **tornillo del pilar**, estos pueden ser de aleaciones nobles y de aleaciones no nobles, en este caso y al igual que el implante y el pilar la aleación del tornillo del pilar empleada es Ti6 Al4 V (Lin et al., 2009). La morfología de los tornillos consta de dos porciones, cabeza y cuerpo. Como se comenta con anterioridad, el tornillo del pilar es el encargado de mantener unidos el pilar y el implante, con una disposición tal que continua el eje del implante, así pues, en los pilares rectos siguen ese mismo eje (Figura 12), mientras que en el pilar angulado hay un disparelismo de 45° entre tornillos (Figura 13).



Figura 12. Disposición de los tornillos del pilar en modelos con implantes paralelos.

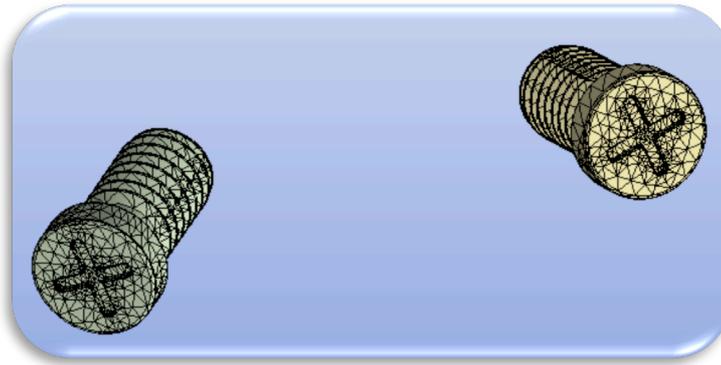


Figura 13. Disposición de los tornillos en modelo implante inclinado con una discrepancia de 45° entre ejes.

Por su parte, la **supraestructura** modelada se compone de dos dientes pilares y un pónico, con la misma morfología en todos los modelos a excepción de la conexión con los pilares y la unión con la plataforma de los implantes, siendo los conectores de idéntica sección. La morfología y las dimensiones de la supraestructura, simulan de manera grosera la anatomía de un primer premolar, segundo premolar y primer molar maxilares derechos según los datos registrados por Woelfel y Scheid, (1997), cuyos valores medios se representan en la Tabla III:

	Primer premolar	Segundo premolar	Primer molar
Longitud máxima mesio-distal	7,1 mm	6,6 mm	10,4 mm
Longitud máxima vestibulo-palatino	9,2 mm	9,0 mm	11,5 mm
Longitud máxima ápico-coronal	8,6 mm	7,7 mm	7,5 mm

Tabla III. Dimensiones medias de los dientes según Woelfel y Scheid, (1997)

En cuanto a la altura ápico-coronal de la prótesis, se asigna a los modelos una proporción corona/implante de 1:1, es decir, si los implantes miden 10 mm, la corona clínica también mide 10 mm desde el hueso hasta el plano oclusal hasta el hueso, por lo que no se tienen en cuenta los valores obtenidos por Woelfel y Scheid, (1997), por lo que se obvia la reabsorción vertical y horizontal del reborde alveolar que se produce tras la

exodoncia de los dientes, la cual dependerá del motivo de la ausencia, la técnica empleada para dicho procedimiento así como el tiempo discurrido desde tal acontecimiento. A tener en cuenta que el implante modelado tiene una porción supraósea de 1,8 mm, a la que habría que añadir 8,2 mm de corona hasta llegar al plano oclusal. Por su parte, el diámetro máximo en sentido vestibulo-palatino diseñado en los modelos es de 9 mm para cada premolar y de 11,5 mm para el primer molar. Por su parte, el diámetro máximo en sentido mesio-distal empleado es de 7 mm para el primer y segundo premolar y de 10,5 mm para el primer molar, con un total de 24,5 mm (Figura 14).

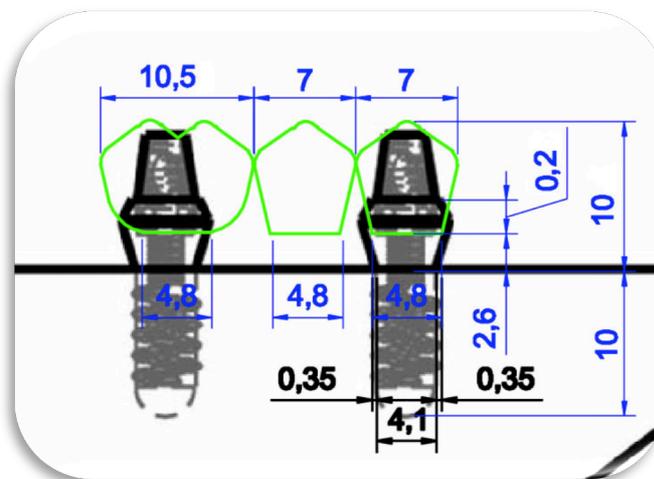


Figura 14. Esquema de las dimensiones en milímetros de la supraestructura en el modelo pónico intermedio, visión vestibulo-palatina.

Respecto a la situación de los pilares y el pónico, el modelo “implantes rectos” contiene los dientes pilares en los extremos, es decir, a nivel de primer premolar y primer molar con el segundo premolar como pónico (Figura 15). Para el modelo “cantiléver” los dientes pilares son el primer y segundo premolar, siendo el primer molar el diente pónico, obteniendo así una extensión sin soporte también conocida como cantiléver o voladizo distal de 14 mm en total y de 8,75 mm hasta la parte media de la corona del molar con un brazo de resistencia de 11 mm. Respecto a la supraestructura del modelo “implante inclinado” tiene una configuración de pónico intermedio con el segundo premolar actuando como pónico intermedio, prácticamente idéntica al modelo control a excepción de la unión con la plataforma del implante distal, adaptada de manera ideal a la misma.

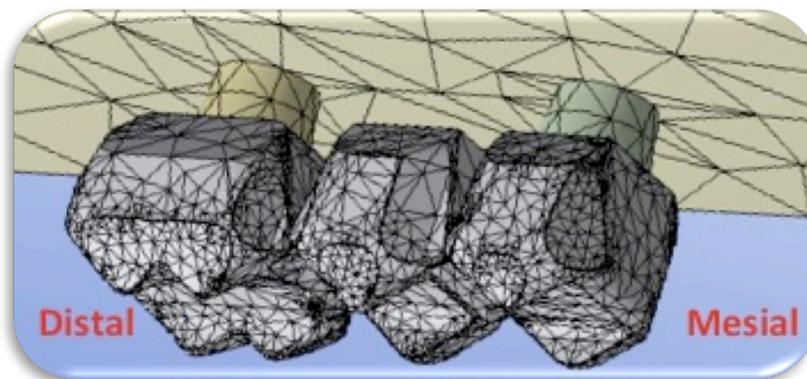


Figura 15. Diseño supraestructura en el modelo implantes rectos.

En referencia al material de la supraestructura, hoy en día puede realizarse de diversos materiales como son el titanio, zirconio, aleaciones de metales nobles o bien aleaciones de metales no nobles. Para este estudio se confiere a la supraestructura una aleación de metales no nobles tipo Cromo-Cobalto (Cr-Co) de la casa Bego (Wiron 99®, Bremen, Alemania) al igual que Sevimay et al. (2005).

En otro orden de cosas, teniendo en cuenta que el análisis mediante elementos finitos tiene ciertas limitaciones, se asumen algunas condiciones para simplificar la modelización y el análisis como por ejemplo no se han considerado los tejidos blandos periodontales, ni el cemento de retención y tampoco la cerámica de recubrimiento de la supraestructura, asimismo se ha establecido un contacto entre diferentes superficies del 100% pese a que el contacto implante-hueso nunca es del 100% (Cochran, 2000). Además se asume el hueso cortical mandibular como isotrópico y homogéneo en sentido transversal (Ashman y Van Buskirk, 1987).

4.2 Propiedades de los componentes

De la misma manera que la configuración geométrica, las propiedades de los materiales empleados en los modelos *in vitro* tienen una gran importancia a la hora de la transmisión de la tensión/deformación en el sistema hueso-implante-aditamentos protésicos-supraestructura tras la acción de las cargas oclusales. Las propiedades físicas de los materiales vienen determinadas por el modulo de Young (E) y el módulo de Poisson

(v). El módulo de Young es una constante elástica, el cual define el límite elástico de cada material (Figura 16).

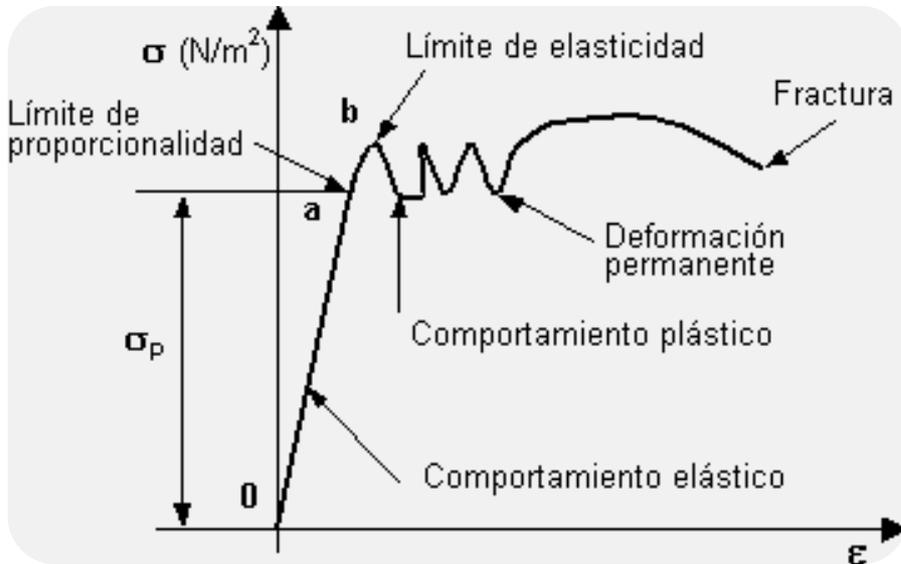


Figura 16. Modulo de Young (E)

Por su parte, el módulo de Poisson (ν) es una constante elástica que proporciona una medida del estrechamiento o ensanchamiento de la sección de un prisma del material en sentido transversal cuando se estira y se comprime (Figura 17).

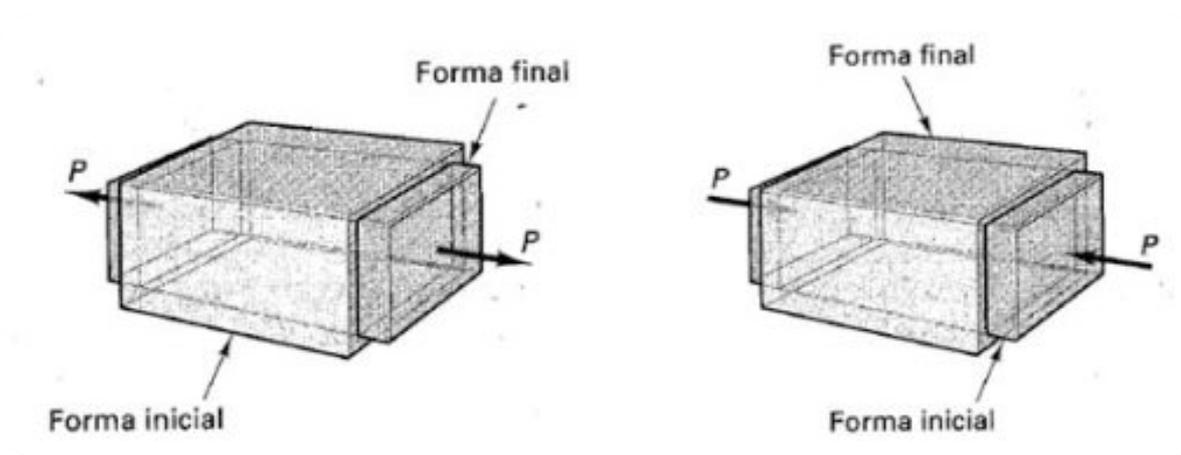


Figura 17. Módulo de Poisson (ν)

Así pues, los materiales empleados para cada componente de los modelos y las características del mismo en cuanto a módulo de Young (E) y módulo de Poisson (ν) se representan en la Tabla IV.

Componente	Material	M. Young (E) (GPa)	M. Poisson (ν)	Autores
Hueso cortical		13,7	0,3	Sevimay et al., 2005
Hueso trabecular D3		1,37	0,3	
Hueso trabecular D4		1,10	0,3	
Implante	Ti6 Al4 V	110	0,33	Lin et al., 2009
Tornillo del pilar	Ti6 Al4 V	110	0,33	
Pilar	Ti6 Al4 V	110	0,33	
Supraestructura	Co-Cr	218	0,33	Sevimay et al., 2005

Tabla IV. Materiales empleados en los modelos y sus propiedades físicas

4.3 Modelización de los componentes

Para el modelado de los especímenes de trabajo se utiliza el software de diseño asistido por ordenador Pro/Engineer Wildfire 5.0 (Parametric Technology Corp, Needham, Massachusetts, EEUU). Para la simulación por la técnica de análisis mediante elementos finitos (FEA) se utilizó el software ANSYS 14.0 (ANSYS Inc, Canonsburg, Pennsylvania, EEUU). Las características del ordenador destinado para tal fin contaba con un procesador Intel i7-2620M CPU@ 2.70 GHz, con una memoria RAM de 8GB, un disco duro de 1 TB y un sistema operativo Windows 7 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, EEUU).

4.3.1 Preproceso: generación y densidad de mallado

Como se refleja con anterioridad, el AEF permite obtener una solución numérica aproximada sobre un cuerpo, estructura o dominio, caracterizando el comportamiento físico del problema, dividiéndolo en un número elevado de subdominios no-intersectantes

entre sí denominados “elementos finitos”. Dentro de cada elemento se distinguen una serie de puntos representativos llamados “nodos”, dos nodos son adyacentes si pertenecen al mismo elemento finito, además, un nodo sobre la frontera de un elemento finito puede pertenecer a varios elementos, el conjunto de nodos considerando sus relaciones de adyacencia se conoce como “malla”.

Seguidamente al diseño de los modelos a estudio se genera la malla con un programa específico (ANSYS 14.0), en la que desde cada nodo se extiende un elemento de malla a cada nodo adyacente, formando una red vectorial que lleva las propiedades del material al objeto. La malla se compondrá de más o menos elementos dependiendo de la complejidad de la geometría, por lo que las regiones con mayor complejidad morfológica tendrán mayor densidad de nodos (densidad de malla) con respecto a aquellas de geometría simple. Así pues, los puntos de interés son las zonas de fractura previamente probados del material, entrantes, esquinas, detalles complejos y áreas de elevada tensión.

Por este motivo, la cantidad de elementos y nodos a emplear en el mallado así como la tipología y distribución de los mismos es una labor realizada de manera automática, en modelos sencillos, por la herramienta de mallado en función de la complejidad del modelo y la distribución prevista de las cargas a aplicar. En este caso, al tratarse de modelos complejos se realizó manualmente, lo cual justifica que a pesar de que los tres modelos de estudio sean estructuralmente similares, sus parámetros de mallado difieran considerablemente (Tabla V).

Componente/Modelo	Implantes rectos	Cantiléver	Implante inclinado
Nodos totales	86.894	117.187	77.389
Elementos totales	54.036	78.697	47.877
Cuerpos totales	44.693	60.908	39.808
Elementos en contacto	9.343	17.789	8.069

Tabla V. Número de elementos de mallado en cada modelo de estudio.

4.4 Ensayos y procedimientos

Otro de los factores que influyen en la transmisión de la tensión/deformación son las cargas oclusales que recibe la restauración. La fuerza masticatoria del paciente es algo que no se puede modificar pero en cambio sí se puede actuar sobre la distribución y dirección de las mismas en función de la morfología de la prótesis, la disposición de los contactos en la misma disminuyendo o aumentando el brazo de palanca, aliviando la carga sobre los púnticos y reforzándola sobre las coronas soportadas por los pilares, etc.

Por ello, a cada uno de los modelos antes descritos se aplicaron cuatro fuerzas diferentes en cuanto a intensidad y dirección, siendo los puntos de aplicación idénticos para todos ellos. Las cargas oclusales se han aplicado en el punto medio de la cara oclusal de cada corona, es decir, tres puntos de aplicación simultáneos en cada modelo.

El tipo de carga utilizado para todos los modelos es estática. Según los datos de Sevimay et al. (2005), la fuerza media aplicada sobre un molar es de 150 N, por lo que se decide aplicar una fuerza total de 450 N sobre cada modelo. Esta fuerza total se distribuye en 3 puntos de aplicación de manera uniforme (150 N sobre cada corona) o no uniforme (175 N sobre pilares y 100 N sobre el púntico), y con una dirección axial/vertical (perpendicular al plano oclusal) y no axial/oblicua 30° (con respecto a la perpendicular al plano oclusal) en sentido disto-mesial, reflejadas a continuación en las Tablas VI, VII, VIII.

Denominación	1° premolar	2° premolar	1° molar	Total	Dirección
Uniforme - axial	150 N	150 N	150 N	450 N	Vertical 0°
No uniforme - axial	175 N	100 N	175 N	450 N	Vertical 0°
Uniforme - no axial	150 N	150 N	150 N	450 N	Oblicua 30°
No uniforme – no axial	175 N	100 N	175 N	450 N	Oblicua 30°

Tabla VI. Fuerzas aplicadas sobre el modelo con implantes rectos.

Denominación	1° premolar	2° premolar	1° molar	Total	Dirección
Uniforme - axial	150 N	150 N	150 N	450 N	Vertical 0°
No uniforme - axial	175 N	100 N	175 N	450 N	Vertical 0°
Uniforme - no axial	150 N	150 N	150 N	450 N	Oblicua 30°
No uniforme – no axial	175 N	100 N	175 N	450 N	Oblicua 30°

Tabla VII. Fuerzas aplicadas sobre el modelo con implante inclinado.

Denominación	1° premolar	2° premolar	1° molar	Total	Dirección
Uniforme - axial	150 N	150 N	150 N	450 N	Vertical 0°
No uniforme - axial	175 N	175 N	100 N	450 N	Vertical 0°
Uniforme - no axial	150 N	150 N	150 N	450 N	Oblicua 30°
No uniforme – no axial	175 N	175 N	100 N	450 N	Oblicua 30°

Tabla VIII. Fuerzas aplicadas sobre el modelo con cantiléver.

4.5 Análisis de tensión/deformación

Debido a que el estudio es un problema de análisis estructural estático o elástico, el cálculo generalmente se reduce a obtener los desplazamientos en los nodos y con ellos definir de manera aproximada el campo de desplazamientos en el elemento finito. Como el AEF es un método numérico de resolución de ecuaciones diferenciales la solución obtenida es sólo aproximada, ya que la solución exacta se obtiene sólo en un número finito de puntos (nodos), mientras que los valores de los otros puntos se consiguen interpolando los resultados de los nodos.

Para este trabajo, los datos se analizan descriptivamente en sus valores crudos comparando cualitativamente los datos obtenidos en cada ensayo y haciendo representaciones gráficas mediante tablas e imágenes.

En lo que respecta a la expresión de los resultados del análisis, se emplea el estrés equivalente de Von Mises y la deformación elástica a nivel de cada componente de los modelos. A saber que el estrés equivalente según Von Mises se argumenta en que todo cuerpo del espacio tiene 3 dimensiones, por lo que bajo la acción de las cargas puede estar sujeto a tensiones en las 3 dimensiones del espacio, además, en cualquier punto de ese cuerpo hay tensiones con dirección y magnitud diferente a otros puntos. Así pues, el criterio de Von Mises calcula el estrés en un punto determinado en los tres ejes del espacio (x, y, z), el cual, aunque no supere el límite de elasticidad de ese material en ninguna de las direcciones del espacio, una combinación del estrés en los tres ejes puede superar el mismo provocando una fractura. Es preciso determinar que existen otros criterios para determinar la tensión pero la más utilizada es la tensión equivalente, conocida de “Von Mises”, que no es un estrés sino un número que se utiliza como índice, es expresado en MPa y obtenido mediante la siguiente fórmula:

$$\tau = \sqrt{\tau_x^2 + \tau_y^2 + \tau_z^2}$$

Por su parte, la deformación elástica (elastic deformation o elastic strain) es un tipo de deformación, un cambio transitorio de las dimensiones de un cuerpo que sucede mientras el estrés de iniciación se aplica, desapareciendo inmediatamente al retirarlo.

5

RESULTADOS

Las Tablas IX y X representan la magnitud del estrés en los componentes modelados para los ensayos, utilizando los MegaPascuales (MPa) como unidad de medida. Las Tablas XI y XII reflejan la cantidad de deformación, representadas en milímetros (mm), de dichos elementos tras la aplicación de las cargas. Las imágenes muestran la localización y distribución de la tensión en los diferentes componentes, diferenciándose por una gama de colores que no siempre corresponden a la misma cantidad de tensión en las diferentes imágenes.

El modelo de trabajo que mayor estrés genera independientemente del tipo de hueso y la condición de carga es el modelo con implante inclinado y pónico intermedio, tanto en hueso periimplantario, en implantes, tornillos y supraestructura. Por su parte, a nivel de los pilares, el modelo con implantes paralelos y cantiléver distal es el que más tensión genera. Asimismo, el modelo ideal desde el punto de vista biomecánico es el modelo con implantes rectos y pónico intermedio, con valores muy por debajo de los otros supuestos para las cuatro condiciones de carga y las dos calidades óseas.

5.1 Tensión/deformación en implantes y hueso periimplantario

La Tabla IX, expone la tensión transferida a los implantes y hueso periimplantario para todos los modelos, magnitud y dirección de carga según el tipo de hueso. De los 3 modelos e independientemente de las condiciones de carga y de la situación de los implantes, el que mayor tensión transfiere a los implantes es el modelo con pónico intermedio y pilar distal angulado con valores que sobrepasan el doble y el triple de lo soportado por el modelo cantiléver, y hasta 7 veces la soportada por el modelo de implantes rectos dependiendo estas diferencias de la axialidad de la carga y la situación del implante.

De acuerdo con lo que muestra esta tabla y atendiendo a todas las situaciones posibles, el implante que mayor tensión soporta es el implante de situación distal (el inclinado) del puente con implantes no paralelos en condiciones de carga inclinada (30°) y en el hueso de peor calidad (D4), y al contrario los menores valores de estrés también se registran en el implante distal del modelo con implantes rectos, en carga no axial y distribución no uniforme para una y otra calidad de hueso.

Apreciando solo la calidad de hueso (D3 o D4), los datos revelan que mayoritariamente el implante en el hueso de peor calidad (D4) recibe valores de tensión más elevadas que el hueso de mejor calidad (D3), siendo las diferencias más acusadas para el modelo con implante inclinado independientemente de la inclinación de la carga y su distribución uniforme o no; para el resto de modelos las diferencias son mucho menores o insignificantes y para alguna variable o condición la tensión es ligeramente mayor para el hueso D3.

Considerando aisladamente la situación de los implantes, para todos los modelos el implante de situación mesial es el que mayor estrés soporta para carga axial, uniforme o no, con la excepción del modelo en cantiléver donde el pilar mesial muestra una reducción importante del estrés respecto al implante distal del 20-40%. Bajo carga no axial en sentido distomesial, ambos implantes del modelo con cantiléver disminuyen la tensión respecto a la carga axial al igual que el implante distal del modelo con implantes rectos, sin embargo, se produce un aumento de tensión en el pilar mesial de este modelo y en los dos del

modelo con implantes disparalelos, siendo en este caso mayor el estrés en el implante distal.

Los resultados obtenidos muestran que el estrés transferido a los implantes por la aplicación de una carga axial y uniformemente distribuida se incrementa de manera significativa desde el modelo con implantes rectos, donde se registran los menores valores hasta el modelo con implante inclinado donde se alcanzan valores de hasta 1.840 MPa en el implante mesial. La tendencia es similar cuando la distribución de la carga es no uniforme.

Cuando se aplica una carga oclusal inclinada de 30° (no axial) y uniformemente distribuida, los valores de tensión registrados en los implantes tienen un comportamiento similar a lo relatado para la carga axial de incremento progresivo desde el modelo de implantes rectos donde se registran los menores valores hasta el modelo con implante inclinado donde se alcanzan valores cercanos a los 2.000 MPa. La distribución no uniforme de esta carga no axial modifica ligeramente la tendencia al registrarse en el implante mesial del modelo con cantiléver menor estrés que en el implante homólogo del modelo de implantes rectos.

Por otro lado, comparando carga axial y no axial, nuestros resultados señalan que con una aplicación uniforme de la carga por las tres unidades del puente, la carga no axial transfiere menor cantidad de estrés al implante de situación distal en el modelo con implantes rectos y con cantiléver y no así en el modelo con implantes inclinados que es sensiblemente mayor que para la carga no uniforme. Al mismo tiempo, cuando la aplicación de la carga es no uniforme y los pilares reciben mayor carga que el pónico, el estrés soportado por el implante distal es menor bajo carga no axial en los modelos con implantes rectos y con cantiléver y empeora o es mayor en el modelo con un implante inclinado respecto a la carga axial. Sin embargo esta tendencia se mantiene para el implante mesial en los modelos con cantiléver y se modifica en los modelos con implantes rectos y con cantiléver donde el estrés empeora con carga no axial respecto a axial.

De acuerdo con lo que muestra la Tabla IX y considerando todos los modelos de puentes, inclinación o no de la carga, su uniformidad o no y la calidad de hueso sea D3 o D4, la mayor cantidad de estrés, se localiza en el hueso de calidad D3 que rodea al

implante distal (18,8 MPa) del modelo de implantes inclinados que es precisamente el implante inclinado y en carga no axial y no uniforme, y la menor cantidad de estrés se registra en el hueso periimplantario del implante mesial del modelo de puente en cantiléver que corresponde al implante más alejado del pónico en carga, no axial y no uniforme y hueso D4.

Por modelo de puente, e independientemente de la inclinación de la carga y para un hueso D3 de mayor calidad, el hueso periimplantario de los implantes mesial y distal del modelo con implante inclinado es el que mayor estrés soporta, aproximadamente 3 a 5 veces más que los modelos en cantiléver y con implantes rectos; y de las dos situaciones posibles, el estrés que recibe el hueso que rodea al implante inclinado es aproximadamente un 30% mayor que el que registra el hueso que rodea al implante recto de este modelo, sea el hueso D3 o D4. Para este modelo de puente con implante inclinado la calidad del hueso de soporte parece influir en la cantidad del estrés transferido con ligero menor estrés en el hueso periimplantario del implante distal y del mesial de calidad D4 comparado a D3, entre 0,4 y 0,8 MPa inferior; por su parte el modelo en cantiléver sigue el mismo patrón y el modelo con implantes rectos el contrario pero diferencias mucho menores (0,01 a 0,05 MPa).

De los dos pilares que constituyen los diferentes modelos de puente, el hueso que rodea el implante distal, el inclinado en el modelo con implante disparalelo y el más próximo al cantiléver en el modelo con cantiléver, es el que más tensión recibe en relación al mesial en el modelo de puente en extensión y con implantes no paralelos independientemente de la dirección y distribución de la carga; lo contrario ocurre en el modelo con implantes paralelos.

Nuestros datos revelan que la aplicación de una carga axial, sea uniforme o no uniformemente distribuida por los retenedores y el pónico, provoca en el hueso periimplantario del implante de situación distal una determinada cantidad de estrés diferente para cada modelo de puente que aumenta progresivamente desde el modelo con implantes rectos al modelo con implante inclinado donde mayor es el estrés; esta tendencia, sin embargo, no es compartida por la tensión en el hueso que rodea al implante mesial donde la diferencia es que el menor estrés es para el modelo en cantiléver seguido del de implantes rectos.

Por otro lado, la aplicación de carga oclusal inclinada o no axial, sea o no uniformemente distribuida, en los tres modelos de puente origina tanto en el hueso periimplantario del pilar distal como del mesial un aumento del estrés recibido en comparación a la carga axial tanto en el modelo de implantes rectos como en el de implantes inclinados y no así en el modelo de puente con cantiléver donde disminuye ligeramente en relación a la aplicación de carga axial. Además con carga no axial, sea uniforme o no, los menores valores de estrés periimplantario tanto para el implante distal como para el mesial se registran en el modelo en cantiléver seguido por el modelo de implantes paralelos, mientras que el modelo con implantes inclinados registra los mayores valores de estrés con predominio en el hueso periimplantario del implante distal (el inclinado) respecto al mesial.

Modelo	Implantes rectos				Cantiléver				Implante inclinado			
Componente/ Fuerza	Axial		No axial		Axial		No axial		Axial		No axial	
	Uni.	No uni	Uni.	No uni	Uni.	No uni	Uni.	No uni	Uni.	No uni	Uni.	No uni
Implante Distal	266 (289)	239 (240)	207 (191)	170 (168)	906 (1020)	725 (717)	778 (769)	602 (597)	1500 (1760)	1520 (1780)	2070 (2360)	2090 (2380)
Implante Mesial	300 (301)	262 (262)	411 (415)	372 (377)	779 (959)	497 (613)	462 (575)	275 (282)	1840 (2150)	1840 (2150)	1910 (2250)	1920 (2260)
Hueso periimplantario implante Distal	3,99 (4,03)	3,70 (3,74)	4,71 (4,74)	4,33 (4,37)	5,18 (5,13)	4,45 (4,42)	4,23 (4,20)	3,55 (3,54)	17,7 (17,1)	17,7 (17,1)	18,7 (17,9)	18,8 (18)
Hueso periimplantario implante Mesial	4,63 (4,68)	4,62 (4,67)	5,47 (5,51)	5,40 (5,45)	3,23 (3,20)	2,73 (2,71)	2,68 (2,66)	2,16 (2,15)	12,3 (11,9)	13,0 (12,5)	12,8 (12,2)	13,9 (13,3)

Tabla IX. Estrés en los implantes y el hueso periimplantario para todos los modelos, direcciones y magnitudes de carga y tipo de hueso D3 y entre paréntesis hueso D4. Unidades expresadas en MPa.

Modelo	Implantes rectos				Cantiléver				Implante inclinado			
Componente/ Fuerza	Axial		No axial		Axial		No axial		Axial		No axial	
	Uni.	No uni	Uni.	No uni	Uni.	No uni	Uni.	No uni	Uni.	No uni	Uni.	No uni
Supraestructura	107 (110)	71,1 (71,3)	187 (196)	165 (172)	1110 (1110)	740 (740)	1070 (1070)	715 (715)	1490 (1680)	1510 (1700)	2240 (2550)	2260 (2570)
Pilar Distal	53,5 (41,5)	49,3 (49,4)	34,1 (40,7)	37,4 (36,8)	2760 (3350)	1790 (2170)	1750 (2130)	807 (983)	427 (508)	433 (514)	512 (593)	518 (599)
Pilar Mesial	56,1 (54,4)	50 (49,8)	70,7 (73,7)	67,1 (67,8)	2530 (3090)	1630 (1990)	1540 (1900)	666 (828)	106 (107)	107 (107)	131 (131)	132 (132)
Tornillo Distal	131 (131)	131 (131)	151 (178)	150 (162)	1910 (2300)	1250 (1500)	1250 (1500)	608 (721)	2420 (2860)	2450 (2890)	2370 (2790)	2400 (2820)
Tornillo Mesial	150 (151)	147 (148)	228 (237)	220 (229)	1690 (2070)	1100 (1350)	1060 (1300)	484 (595)	1390 (1650)	1390 (1650)	1540 (1810)	1550 (1820)

Tabla X. Estrés en la supraestructura, pilares y tornillos de los pilares para todos los modelos, direcciones y magnitudes de carga y tipo de hueso D3 y entre paréntesis hueso D4. Unidades expresadas en MPa.

Modelo	Implantes rectos				Cantiléver				Implante inclinado			
Componente/ Fuerza	Axial		No axial		Axial		No axial		Axial		No axial	
	Uni.	No uni	Uni.	No uni	Uni.	No uni						
Implante Distal	0,014 (0,017)	0,014 (0,017)	0,016 (0,019)	0,016 (0,02)	0,261 (0,317)	0,191 (0,233)	0,201 (0,245)	0,135 (0,166)	0,139 (0,168)	0,139 (0,168)	0,148 (0,177)	0,148 (0,178)
Implante Mesial	0,016 (0,02)	0,016 (0,019)	0,021 (0,026)	0,021 (0,026)	0,173 (0,214)	0,120 (0,149)	0,128 (0,159)	0,091 (0,114)	0,091 (0,110)	0,091 (0,110)	0,097 (0,117)	0,097 (0,117)
Hueso periimplantario implante Distal	0,013 (0,016)	0,013 (0,016)	0,017 (0,021)	0,017 (0,02)	0,042 (0,052)	0,036 (0,045)	0,037 (0,046)	0,032 (0,04)	0,063 (0,078)	0,064 (0,078)	0,067 (0,082)	0,068 (0,083)
Hueso periimplantario implante Mesial	0,015 (0,019)	0,015 (0,019)	0,02 (0,025)	0,02 (0,024)	0,026 (0,032)	0,022 (0,027)	0,023 (0,028)	0,019 (0,023)	0,044 (0,054)	0,047 (0,057)	0,046 (0,056)	0,05 (0,061)

Tabla XI. Deformación en los implantes y el hueso periimplantario para todos los modelos, direcciones y magnitudes de carga y tipo de hueso D3 y entre paréntesis hueso D4 (D4). Unidades expresadas en mm.

Modelo	Implantes rectos				Cantiléver				Implante inclinado			
Componente/ Fuerza	Axial		No axial		Axial		No axial		Axial		No axial	
	Uni.	No uni	Uni.	No uni	Uni.	No uni						
Supraestructura	0,017 (0,02)	0,016 (0,02)	0,023 (0,028)	0,023 (0,028)	0,505 (0,603)	0,357 (0,428)	0,369 (0,438)	0,228 (0,270)	0,184 (0,222)	0,185 (0,222)	0,203 (0,242)	0,205 (0,243)
Pilar Distal	0,015 (0,018)	0,015 (0,018)	0,019 (0,022)	0,018 (0,022)	0,237 (0,289)	0,176 (0,216)	0,167 (0,204)	0,116 (0,143)	0,170 (0,204)	0,170 (0,204)	0,179 (0,214)	0,180 (0,215)
Pilar Mesial	0,016 (0,02)	0,016 (0,02)	0,023 (0,027)	0,023 (0,027)	0,164 (0,2)	0,116 (0,142)	0,102 (0,125)	0,077 (0,096)	0,138 (0,165)	0,138 (0,165)	0,148 (0,175)	0,148 (0,176)
Tornillo Distal	0,014 (0,017)	0,009 (0,011)	0,015 (0,018)	0,010 (0,012)	0,184 (0,226)	0,148 (0,183)	0,15 (0,185)	0,116 (0,143)	0,129 (0,156)	0,129 (0,156)	0,136 (0,164)	0,137 (0,164)
Tornillo Mesial	0,016 (0,019)	0,016 (0,019)	0,021 (0,025)	0,021 (0,025)	0,069 (0,085)	0,068 (0,084)	0,067 (0,084)	0,074 (0,093)	0,084 (0,102)	0,084 (0,102)	0,089 (0,108)	0,09 (0,109)

Tabla XII. Deformación en la supraestructura, pilares y tornillos de los pilares para todos los modelos, direcciones y magnitudes de carga y tipo de hueso D3 y entre paréntesis hueso D4 (D4). Unidades en mm.

5.2 Tensión/deformación en los aditamentos protésicos (pilares y tornillos) y en la supraestructura

La Tabla X, exhibe los valores de estrés en la supraestructura, tornillos y pilares para los tres modelos de muestra y calidad de hueso D3 y D4. De todos los componentes de la restauración protésica, sean técnicos (supraestructura) o mecánicos (pilares y tornillos), los que menor tensión reciben son los pilares tanto de situación distal o mesial de los modelos de los implantes rectos e inclinado, seguido de la supraestructura y los tornillos, con la excepción del tornillo mesial en el modelo inclinado que recibe menor tensión que la supraestructura. Por su parte, en el modelo de puente en cantiléver los pilares son los que mayor tensión soportan seguido de los tornillos y la supraestructura, salvo en el supuesto bajo carga no axial y no uniforme en la que los tornillos mesial y distal son los que menor tensión reciben, seguidos del pilar mesial, supraestructura y pilar distal respectivamente.

Para la supraestructura, el mayor valor de estrés (2.570 MPa) se localiza en el modelo con implante inclinado bajo carga no axial, no uniforme y en hueso de peor calidad (D4) y el menor valor en el modelo de implantes rectos bajo carga axial, no uniforme en el hueso D3.

Nuestros datos muestran que la configuración del puente influye en la transferencia de tensión a la supraestructura, siendo el modelo con implante inclinado el que mayor estrés transfiere con diferencias significativas o importantes (unas 15 veces más) respecto al modelo de implantes rectos, que es el que menor estrés transfiere, y con menor diferencia respecto al modelo con cantiléver (1,5 a 3 veces más) independientemente de la inclinación y distribución de la carga.

En todos los modelos la carga inclinada de 30° en sentido distomesial de distribución uniforme o no, empeora el estrés en la supraestructura respecto a la carga axial excepto en el modelo con cantiléver. Por otro lado, la distribución no uniforme de la carga con independencia de la inclinación de la misma transfiere menor cantidad de estrés a la supraestructura que la carga uniforme en todos los modelos a excepción del modelo con implante inclinado que es ligeramente mayor. Asimismo nuestros datos indican que la peor calidad del hueso periimplantario empeora ligeramente en todos los supuestos el estrés

transferido a la supraestructura respecto al hueso de mejor calidad D3, salvo en el modelo con voladizo que no sufre variación.

De los dos pilares, el pilar mesial recibe sistemáticamente mayor cantidad de estrés en el modelo de implantes rectos para cualquier condición de carga en relación al pilar distal. Esta tendencia se invierte en los modelos con implante inclinado y cantiléver donde el pilar que mayor tensión soporta es el distal independientemente de las condiciones de carga. Cabe destacar la magnitud del estrés en los pilares del modelo en cantiléver, éste es mucho mayor que para el resto de modelos, oscilando en un rango para hueso D3 entre 660 y 2760 MPa, por 132-518 MPa y 34,1-70,7 MPa para los modelos con implante inclinado y con implantes rectos respectivamente.

Los resultados indican que con una distribución uniforme de la carga, la carga no axial mejora el estrés en el pilar distal del modelo implantes rectos y cantiléver y lo empeora en el modelo de implante inclinado y para el pilar mesial sólo lo mejora en el modelo en cantiléver. Para una distribución no uniforme la carga no axial mejora o disminuye, con respecto a una carga axial no uniforme, entre un 55 y un 60% la cantidad de estrés en ambos pilares del puente en cantiléver y la empeora sensiblemente para los otros dos modelos a excepción del pilar distal del modelo con implantes rectos que mejora ligeramente.

De la observación de la Tabla X, se deduce que los mayores valores de estrés en los tornillos ocurren en el modelo de implantes inclinados con valores comprendidos entre 1.390-2.450 MPa para hueso D3 que a su vez aumenta para hueso D4. Para este tipo de puente el tornillo distal recibe casi el doble de tensión que el mesial para cualquier condición de carga. Por el contrario, el menor estrés para los tornillos se localiza en los tornillos del puente con implantes rectos con valores entre 131-228 MPa; este estrés en los tornillos aumenta considerablemente en el puente en cantiléver (484-1.250 MPa) para seguir incrementando como ya se relata en el puente con implante inclinado.

Los datos registrados indican que bajo condiciones de carga no axial y uniforme los valores de tensión en el tornillo mesial tienen un comportamiento o tendencia semejante a lo reseñado para el pilar homólogo, y que para el caso del tornillo distal difiere ligeramente de lo que acontece en el pilar distal, por cuenta, en este tornillo la carga no axial y

uniforme mejora el estrés que recibe en el puente en cantiléver y lo empeora en las otras dos configuraciones. En el supuesto de distribución de carga no uniforme la carga inclinada empeora el estrés en ambos tornillos del modelo de implantes rectos, lo mejora en los dos tornillos en el modelo con cantiléver y para el modelo con implante inclinado mejora el estrés en el tornillo distal y lo empeora en el tornillo mesial en comparación con carga axial.

En todos los modelos y situaciones de inclinación y distribución de carga el hueso de peor calidad (D4) empeora o aumenta el estrés transferido a supraestructuras, pilares y tornillos cualquiera que sea su situación mesial o distal, excepto todos los componentes del modelo de implantes rectos bajo carga axial, uniforme o no, en la supraestructura del modelo en cantiléver y en el pilar mesial del modelo con implantes inclinados bajo cualquier tipo de carga que prácticamente no se ven alterados.

5.3 Localización y distribución del estrés transferido a implantes y hueso periimplantario en función de la dirección y uniformidad de carga

Las figuras 18 a 31 muestran la localización del estrés en el hueso periimplantario y los implantes de los diferentes modelos y en las distintas condiciones de carga del ensayo y solamente para hueso D3, se omite la descripción para hueso D4 pues era similar sin apenas diferencias significativas.

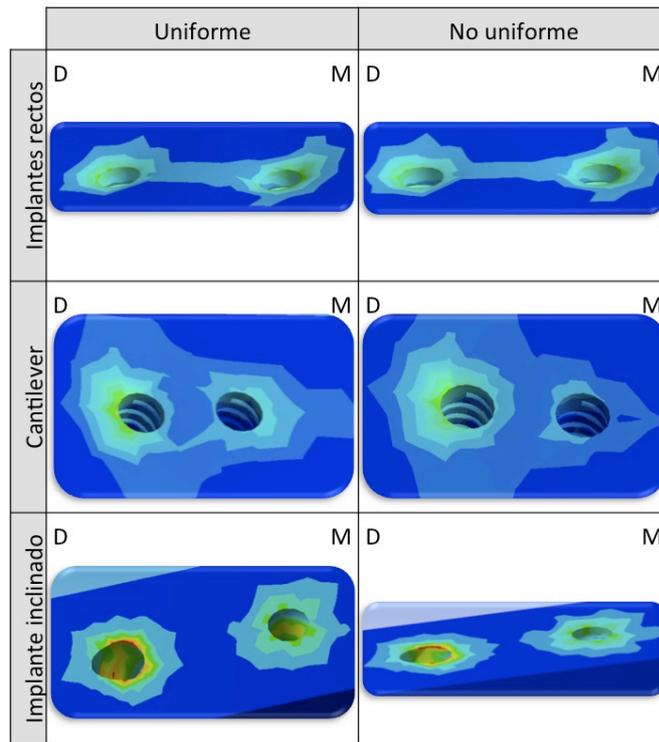


Figura 18. Localización y distribución del estrés en el **hueso periimplantario mesial** (derecha) y **distal** (izquierda) para todos los modelos en carga **axial**, uniforme y no uniforme.

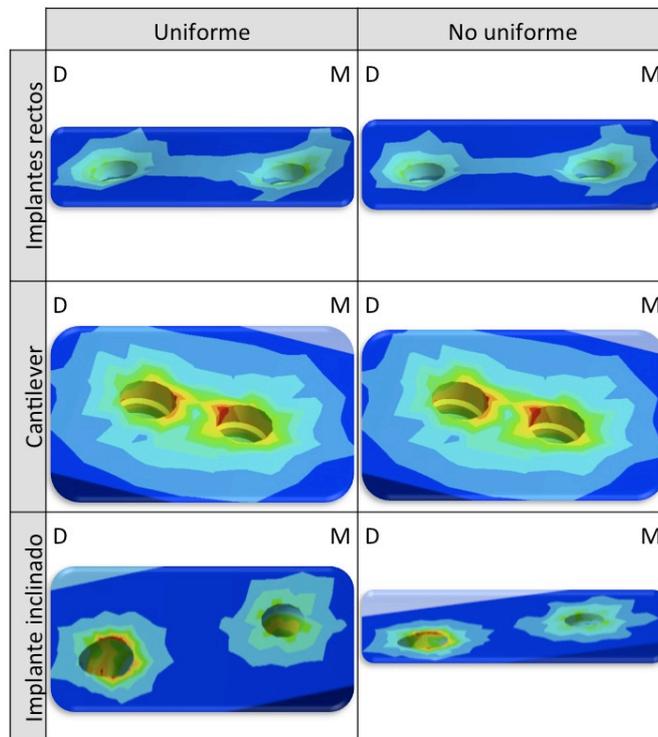


Figura 19. Localización y distribución del estrés en el **hueso periimplantario mesial** y **distal** para todos los modelos en carga **no axial**, uniforme y no uniforme.

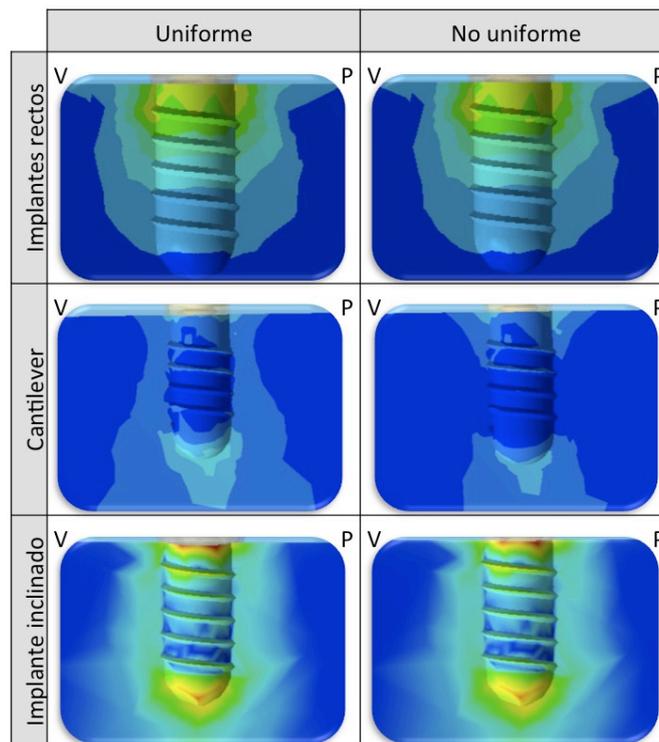


Figura 20. Localización y distribución del estrés en el **hueso periimplantario mesial** para todos los modelos en carga **axial**, uniforme y no uniforme. Vista distal

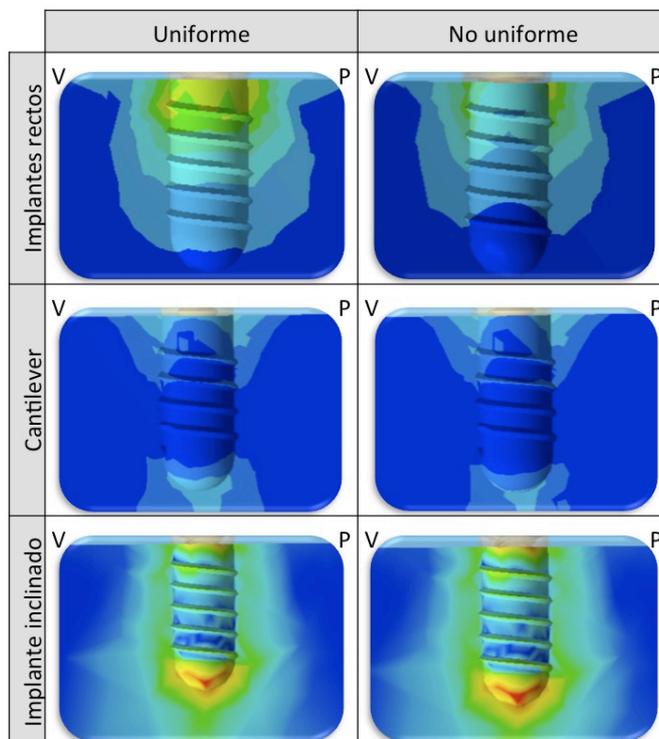


Figura 21. Localización y distribución del estrés en el **hueso periimplantario mesial** para todos los modelos en carga **no axial**, uniforme y no uniforme. Vista Distal

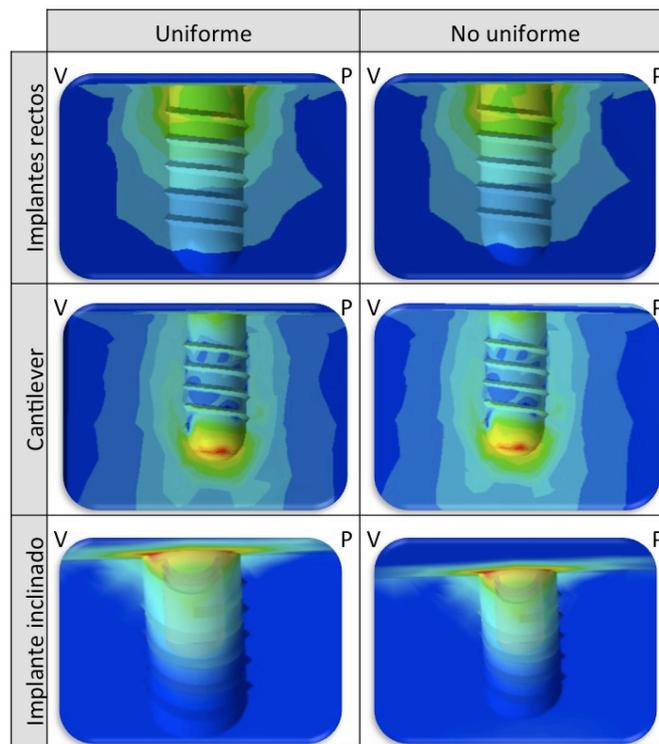


Figura 22. Localización y distribución del estrés en el **hueso periimplantario distal** para todos los modelos en carga **axial**, uniforme y no uniforme. Vista Distal

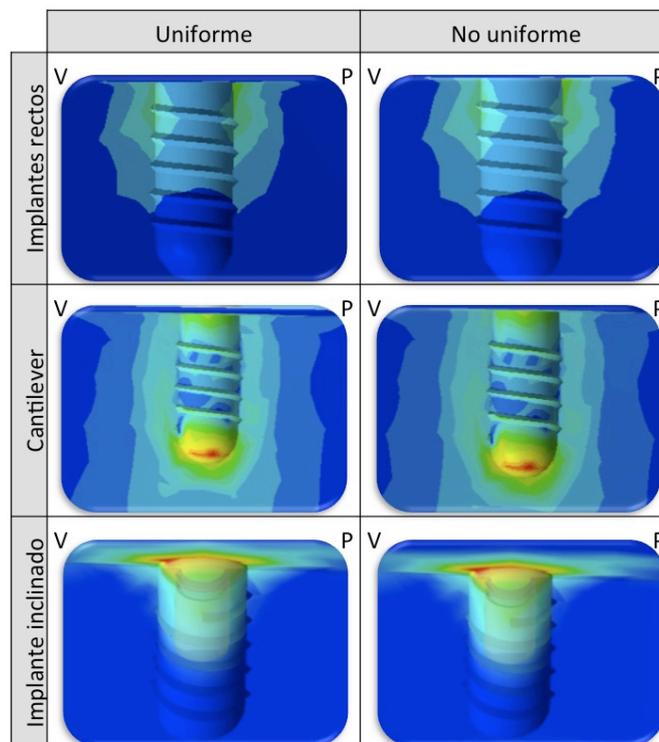


Figura 23. Localización y distribución del estrés en el **hueso periimplantario distal** para todos los modelos en carga **no axial**, uniforme y no uniforme. Vista Distal

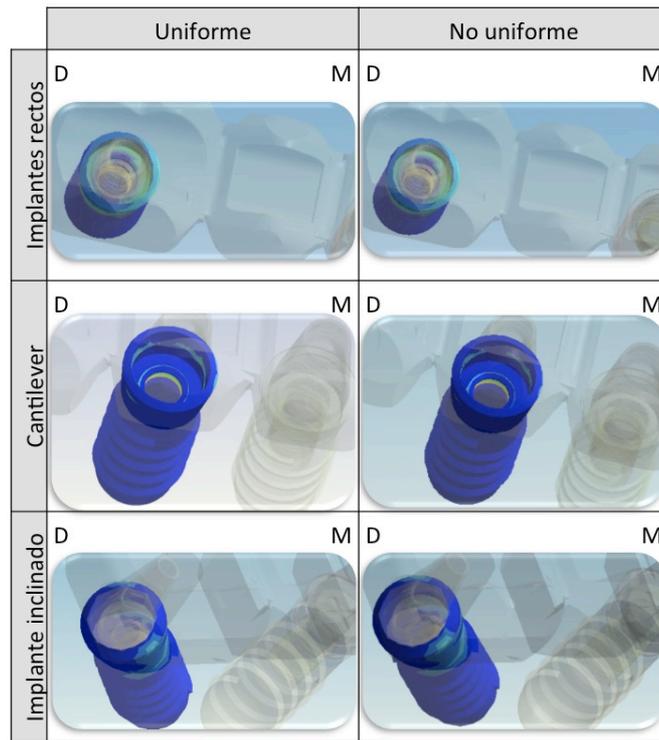


Figura 24. Localización y distribución del estrés en el **implante distal** para todos los modelos en carga **axial**, uniforme (superior) y no uniforme (inferior).

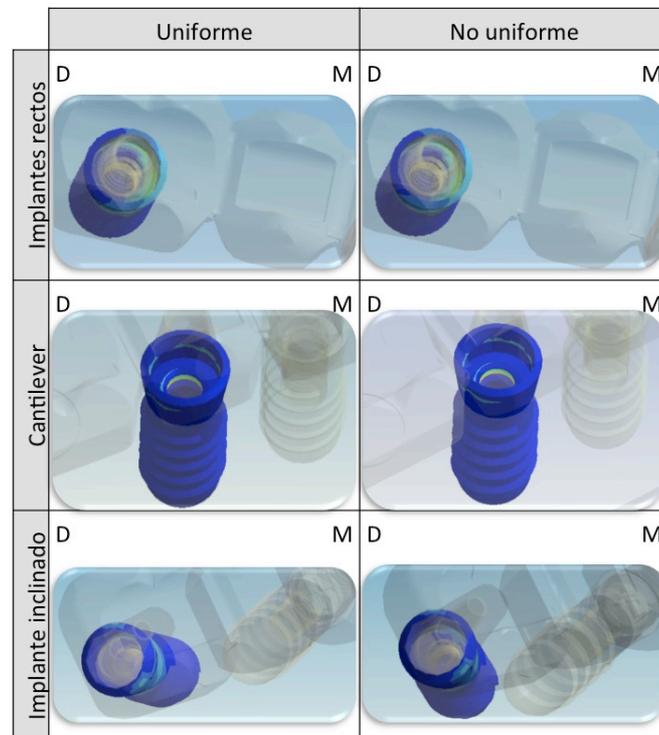


Figura 25. Localización y distribución del estrés en el **implante distal** para todos los modelos en carga **no axial**, uniforme (superior) y no uniforme (inferior).

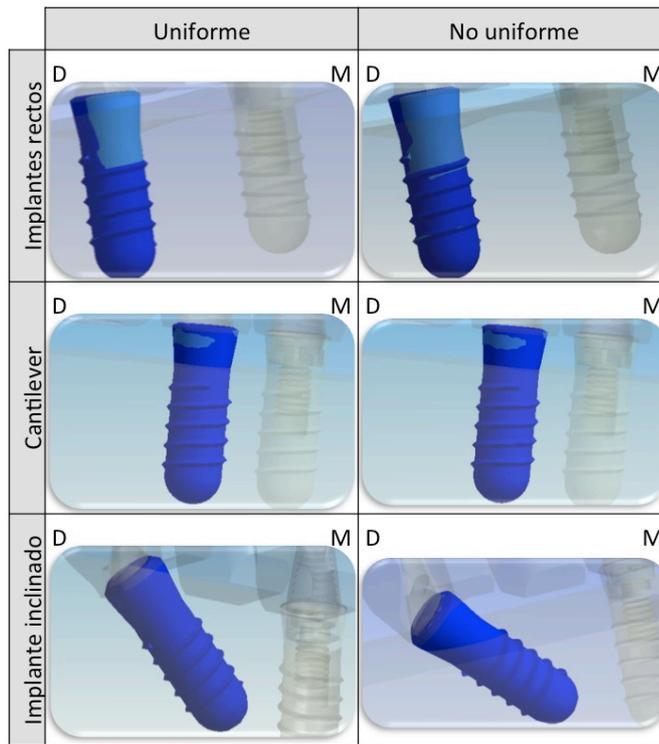


Figura 26. Localización y distribución del estrés en el **implante distal** para todos los modelos en carga **axial**, uniforme (superior) y no uniforme (inferior).

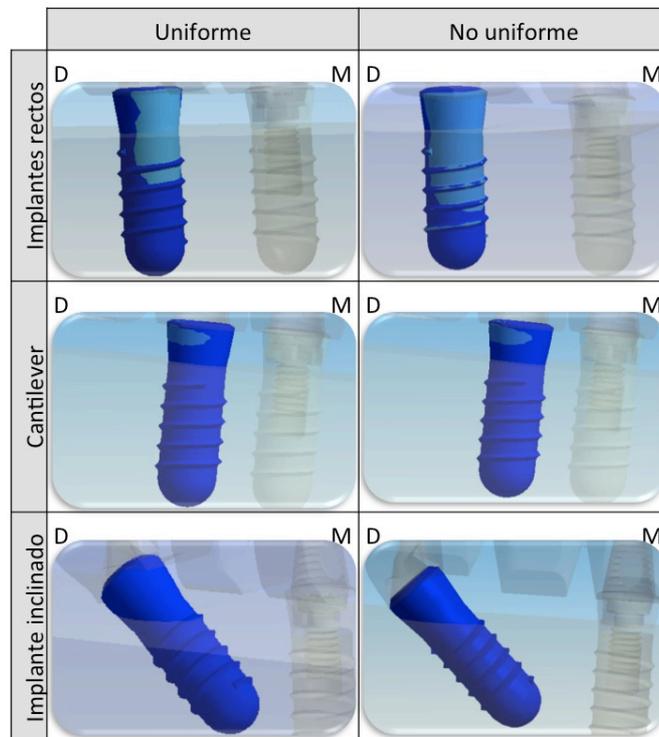


Figura 27. Localización y distribución del estrés en el **implante distal** para todos los modelos en carga **no axial**, uniforme (superior) y no uniforme (inferior).

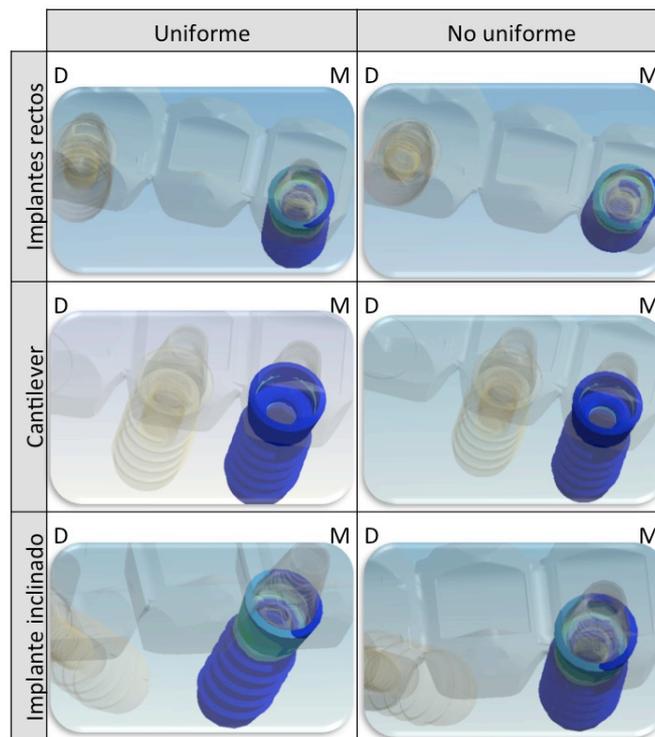


Figura 28. Localización y distribución del estrés en el **implante mesial** para todos los modelos en carga **axial**, uniforme (superior) y no uniforme (inferior).

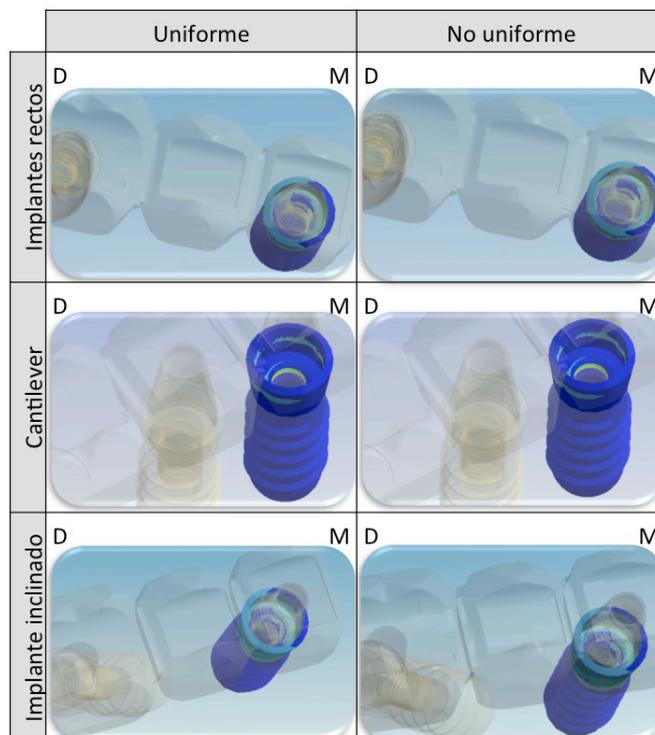


Figura 29. Localización y distribución del estrés en el **implante mesial** para todos los modelos en carga **no axial**, uniforme (superior) y no uniforme (inferior).

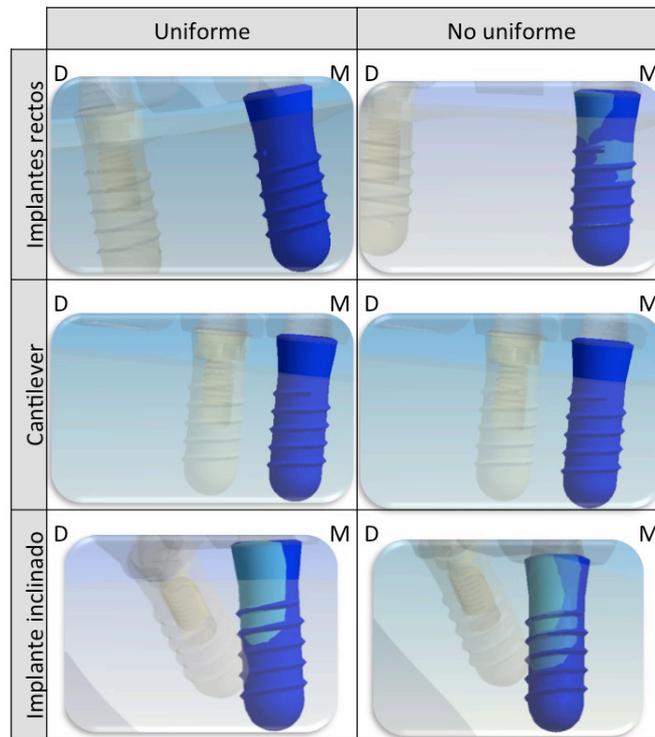


Figura 30. Localización y distribución del estrés en el **implante mesial** para todos los modelos en carga **axial**, uniforme (superior) y no uniforme (inferior).

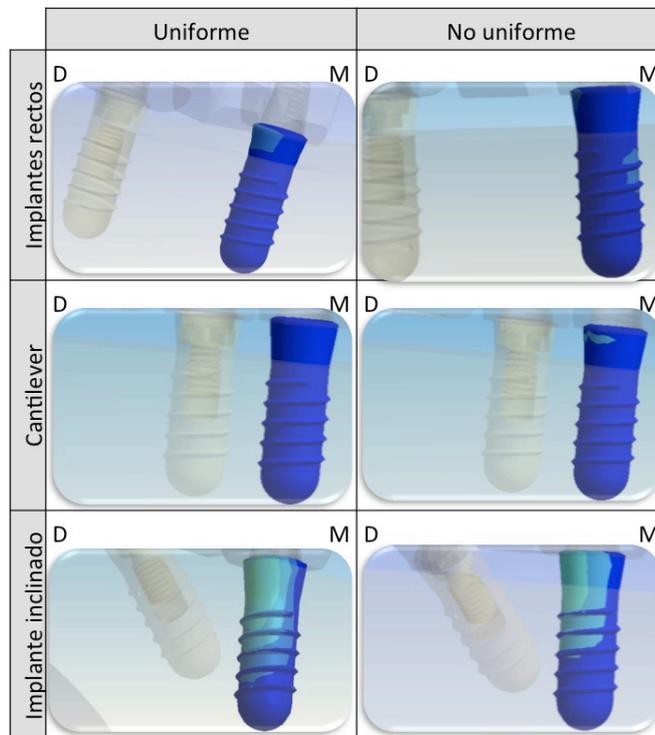


Figura 31. Localización y distribución del estrés en el **implante mesial** para todos los modelos en carga **no axial**, uniforme (superior) y no uniforme (inferior).

5.3.1 Modelo inclinado

En condiciones de carga axial, la localización y distribución del estrés en hueso periimplantario e implante correspondiente al pilar mesial de cada modelo es semejante sea esta carga uniforme o no uniforme a excepción del modelo en cantiléver. Para el modelo con implante inclinado en el hueso periimplantario que rodea al implante mesial (que es el no inclinado), la tensión se localiza y distribuye en toda la periferia de la porción distal del hueso que rodea a la zona cervical del implante, disipándose rápidamente en horizontal y manteniéndose en dirección apical aproximadamente un tercio de la longitud total comprobando una mayor concentración de estrés aproximadamente en la zona de transición correspondiente a cuello y primera espira (para carga no uniforme no es tan llamativa esta distribución), así como en el hueso circundante al ápice del implante. Para el implante, sea la carga axial uniforme o no uniforme, la tensión se localiza en una visión central y lateral en la mitad distal de la plataforma del implante extendiéndose por idéntica región del cuello y en las dos o tres primeras espiras del cuerpo del implante, y también se localiza en el margen o asiento de la conexión interna prácticamente en toda su extensión.

Cuando la carga deja de ser axial y se aplica carga inclinada, se aprecia una localización y distribución del estrés a nivel de hueso periimplantario mesial aumentada en la región apical y menos intensa en la zona coronal. Por su parte, en el implante mesial se contempla una mayor extensión del estrés hacia la pared mesial de la conexión interna y hasta los dos tercios cervicales del cuerpo del implante en profundidad.

En lo referente al hueso que rodea al implante distal o inclinado, y al igual que pasaba a nivel del implante mesial, la dirección de la carga no influye en la localización y distribución del estrés, localizándose éste en la periferia de su porción coronal concentrándose en los tres cuartos mesiales de la zona y en el tercio coronal en profundidad, distribuyéndose y dispersándose en horizontal por una superficie mayor que por la que lo hace el mesial. Al igual que para el hueso, la localización y distribución de la tensión en el implante distal no se ve alterada por la dirección, para una y otra se localiza principalmente en un área no muy extensa en la zona mesial de la plataforma del implante y cuello hasta la primera espira.

5.3.2 Modelo en cantiléver

En lo que concierne a este modelo, la localización y distribución del estrés varía en cuanto a la dirección y distribución de la carga, con mayor intensidad en la región periapical con respecto a la porción cervical del hueso periimplantario distal bajo carga axial y no axial. Lo opuesto acontece en el hueso periimplantario mesial excepto para una carga oblicua/no axial en el hueso periimplantario del implante mesial en el que prácticamente se equiparan. En consecuencia, la localización del estrés en el hueso no varía apenas en la zona apical, mientras que en la región cervical es dependiente de la dirección y distribución de la carga, así pues, en el hueso periimplantario mesial para una carga axial y uniforme la concentración del estrés es preferentemente mesial y para una fuerza aumentada en los pilares y disminuida en el pónico se contempla en el lado opuesto. Por su parte, en el hueso periimplantario del implante distal para una circunstancia de carga axial, uniforme o no, se contempla una distribución del estrés claramente distal disipada en sentido horizontal vestibular, palatino y distal.

Por su parte, cuando la naturaleza de la carga es no axial e independientemente de la distribución de la misma, obviando la región ósea circundante a los ápices de los implantes puesto que apenas a penas sufre variación, se observa que el estrés se sitúa en todo el contorno del tercio cervical de ambas fijaciones, con un predominio claro de la región distal del implante mesial y de la porción mesial del implante distal.

De igual manera, los implantes en este modelo también se ven afectados por las condiciones de carga. El implante mesial por su parte localiza la tensión en la zona interna de la conexión con el pilar y sobre todo en contacto con la primera espira del tornillo del pilar, encontrándose diferencias evidentes en la porción externa del implante en relación a la supraestructura y el hueso. Cuando se aplica carga axial sobre este modelo, la tensión generada sobre la porción externa del implante mesial es casi inexistente, mientras que bajo carga no axial la tensión se focaliza en la región cervicodistal del mismo.

Del mismo modo, en el implante distal de este modelo la localización y distribución del estrés para todas las condiciones de carga es similar a la acontecida para el implante mesial bajo carga no axial, es decir, con un predominio del estrés en la conexión interna en

relación al pilar y a la primera espira del tornillo del pilar, así como en la porción externa distal en contacto con la supraestructura y el hueso periimplantario.

5.3.3 Modelo de implantes rectos

Como viene ocurriendo en los modelos con pónico intermedio, no se aprecian variaciones significativas con la localización del estrés en el hueso que rodea al implante mesial o distal en función de la dirección y la uniformidad de la carga. A nivel del pilar mesial la tensión se localiza en los tres cuartos mesiales del área coronal del hueso periimplantario mesial y en el pilar distal al revés, en el tercio distal.

A nivel de los implantes, sea el mesial o el distal, tampoco la dirección de la carga influye significativamente en la localización del estrés; ni tampoco su uniformidad, a lo sumo quizás en una ligera mayor extensión del área de disipación en la carga no uniforme. Para el pilar mesial la tensión se localiza y distribuye por la plataforma y pared distal del implante (tres cuartos distales) y prácticamente en toda la superficie de la conexión interna (cuello hasta la primera espira).

Para el implante distal la distribución zonal de la tensión es similar, con la salvedad que ahora la localización es principalmente en la mitad a tres cuartos mesiales, extendiéndose por esa zona mesial del cuello al cuerpo del implante hacia la primera espira para carga axial y hasta la segunda o tercera espira en carga no axial.

5.4 Localización y distribución de la tensión en los aditamentos protésicos (pilares y tornillos) y en la supraestructura

Las figuras 32 a 41 presentan la localización y distribución del estrés en los aditamentos protésicos y en la supraestructura de los diferentes modelos y sujetos a las diferentes condiciones de carga del ensayo y solamente para hueso D3, omitiendo por tanto la descripción para hueso D4 debido a que apenas presenta diferencias significativas.

5.4.1 Tornillos

En el tornillo del pilar mesial (del modelo con pilar inclinado) se localiza tanto en carga axial como en no axial en la parte más externa de la periferia de la zona inferior de la

cabeza del tornillo, y en pequeñas áreas aisladas de las espiras del tercio medio del tornillo, sin apenas diferencias para la distribución de la carga uniforme o no uniforme. Para el modelo en cantiléver; la localización es semejante aunque la distribución de estrés es un poco mayor en la cabeza y en las espiras que ocupa mayor área y número de espiras del tercio medio y apical concentrándose más por distal y en el borde de las espiras. Para el modelo con implantes rectos, en la cabeza del tornillo mesial apenas se aprecia tensión, localizándose ésta en el tercio apical de las espiras a nivel de borde y superficie de la espira, con la excepción de cuando la carga es inclinada y no uniforme que se localiza y distribuye por la periferia de todas las estrías con una mayor concentración en el tercio apical menos la última.

En el tornillo distal (del modelo con pilar inclinado) el estrés en carga axial se localiza en la cabeza del tornillo distribuyéndose por la periferia de su cara superior y en la zona distal de su base y en las dos o tres roscas iniciales, independientemente si la aplicación de la carga es uniforme o no; para carga inclinada la localización y distribución es similar aunque con mayor superficie concentrada en la cabeza del tornillo que en carga axial. En el modelo en cantiléver, el estrés en el tornillo del pilar distal se localiza principalmente en distal de las espiras de los dos tercios apicales y en la base de la cabeza del tornillo. En el modelo de implantes rectos, la tensión sea para carga axial o inclinada, uniforme o no, se localiza y distribuye por la primera y segunda espira vecinas a la más apical, con pequeñas zonas por mesial del resto de espiras.

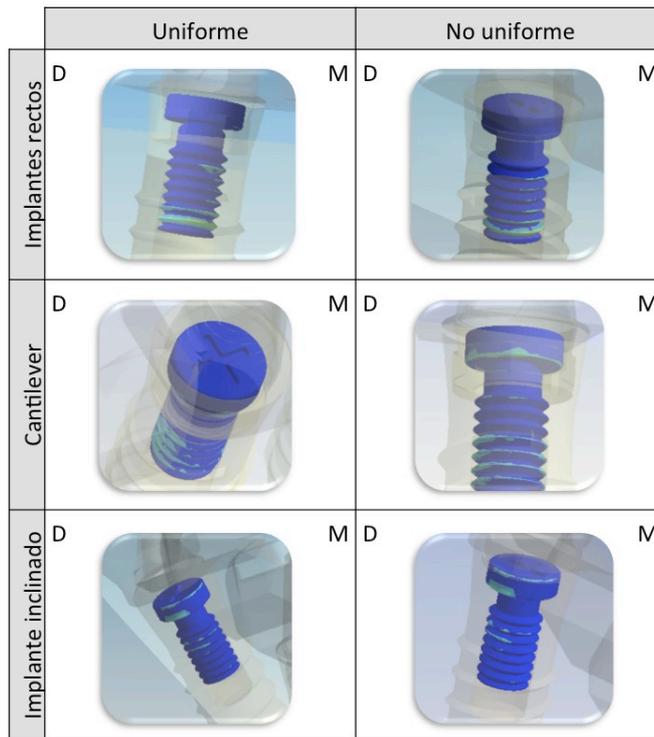


Figura 32. Localización y distribución del estrés en el **tornillo distal** para todos los modelos en carga **axial**, uniforme y no uniforme.

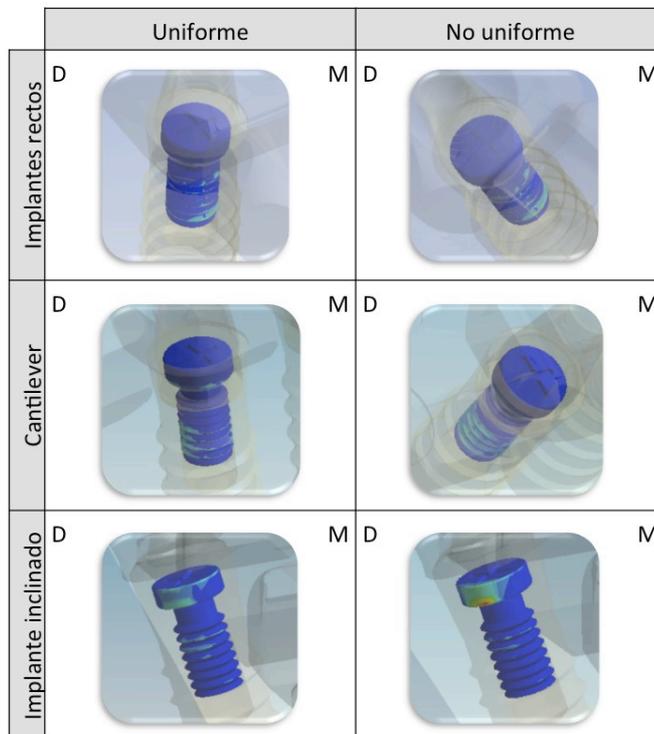


Figura 33. Localización y distribución del estrés en el **tornillo distal** para todos los modelos en carga **no axial**, uniforme y no uniforme.

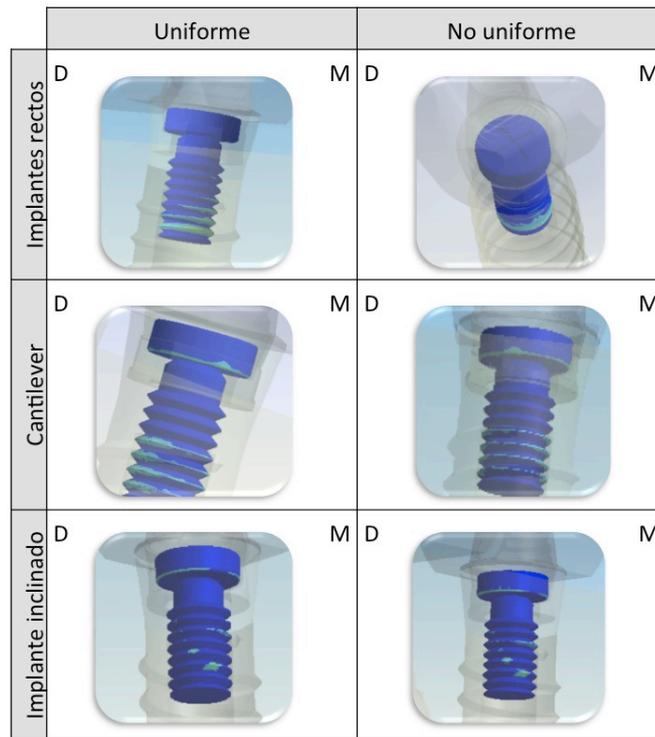


Figura 34. Localización y distribución del estrés en el **tornillo mesial** para todos los modelos en carga **axial**, uniforme y no uniforme.

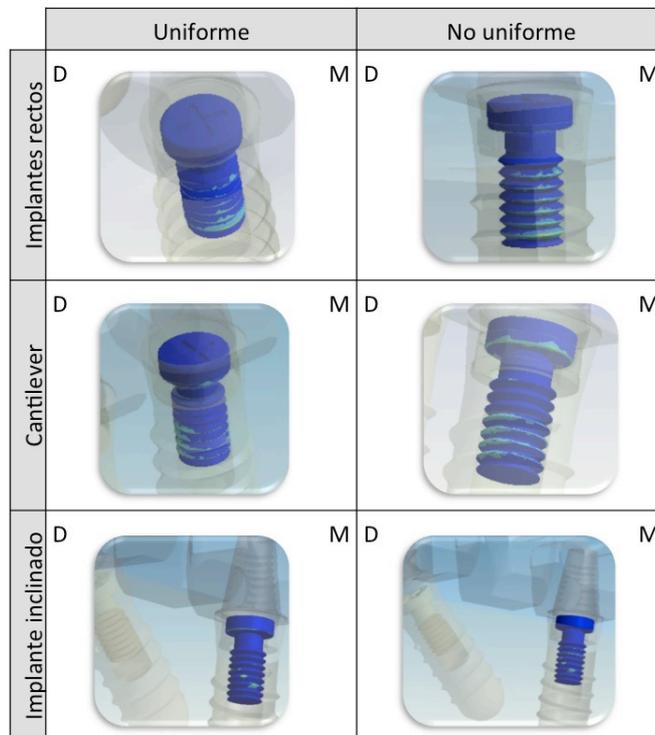


Figura 35. Localización y distribución del estrés en el **tornillo mesial** para todos los modelos en carga **no axial**, uniforme y no uniforme.

5.4.2 Pilares

La tensión en el pilar mesial del puente con implante inclinado se distribuye, independientemente de la dirección de la carga y de su uniformidad, por algo más de la mitad distal de su superficie localizándose preferentemente en el tercio coronal y en la mitad apical, comprendiendo una parte en relación con la conexión interna a excepción del hexágono/octógono interno donde no se observa estrés. En el modelo en cantiléver, el estrés se localiza en un área escueta del pilar situado en el tronco-cono de conexión interna en la proximidad del hexágono, semejante para las diferentes condiciones de carga. En el modelo de implantes rectos la localización y distribución de la tensión en el pilar mesial es semejante a lo descrito para el pilar mesial del modelo de implantes inclinados, es decir, en el tercio coronal y en la mitad apical, aunque para este modelo la tensión se localiza homogéneamente en todo el contorno del pilar bajo carga axial y con predominio ligeramente distal bajo carga no axial.

En el pilar distal del modelo con implantes inclinados, y atornillado a la fijación formando un ángulo de 45° , se constata que la tensión se localiza y distribuye más o menos uniformemente por toda la superficie del pilar de coronal a apical y de mesial a distal, con independencia de la dirección de la carga y de la uniformidad, aunque en carga no axial y no uniforme aparecen algunas zonas de mayor tensión como en la mitad mesial coronal, la porción distal de la mitad del cuerpo del pilar y la región de unión del pilar con la plataforma del implante. Por su parte, para el modelo en cantiléver, la localización y distribución de la tensión en el pilar distal es similar a la del pilar mesial; y lo mismo ocurre en el pilar distal del modelo con implantes rectos/paralelos donde la distribución de la tensión es similar a la del pilar mesial aunque en una superficie algo más extensa con tendencia ligeramente mesial.

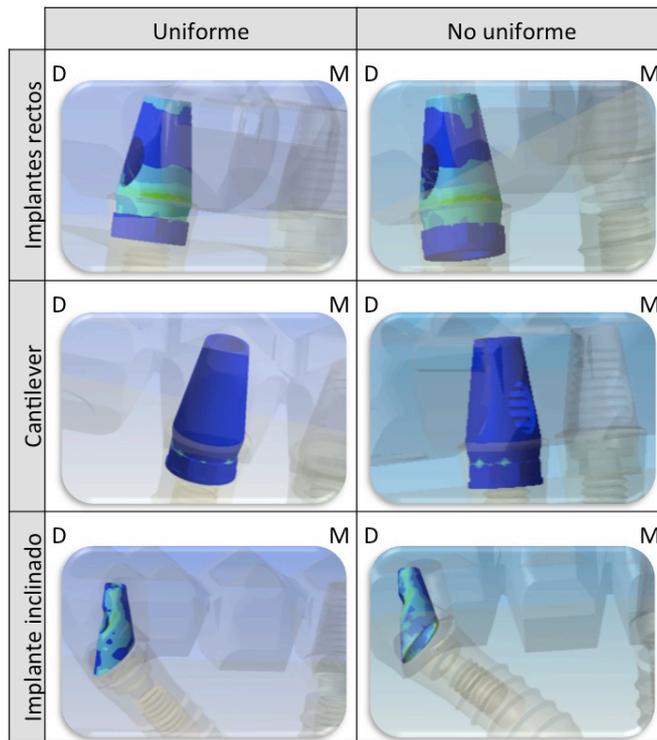


Figura 36. Localización y distribución del estrés en el **pilar distal** para todos los modelos en carga **axial**, uniforme y no uniforme.

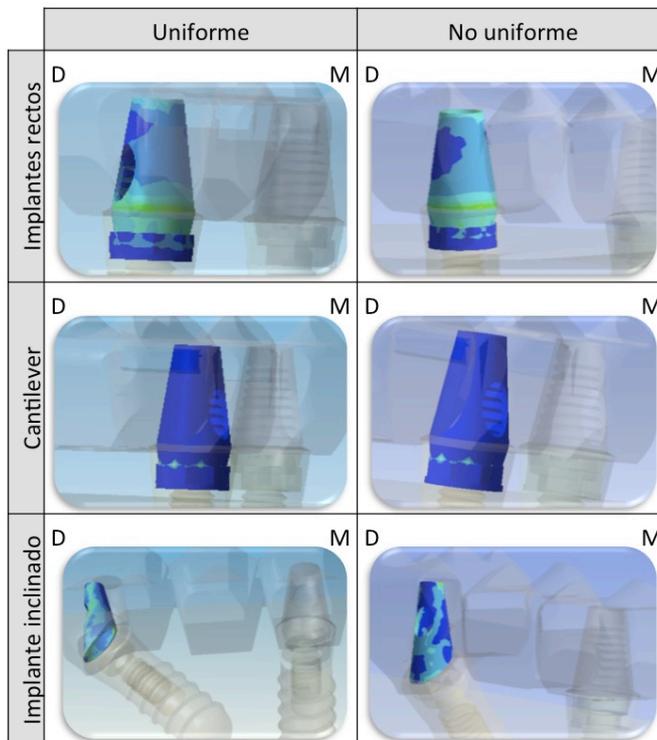


Figura 37. Localización y distribución del estrés en el **pilar distal** para todos los modelos en carga **no axial**, uniforme y no uniforme.

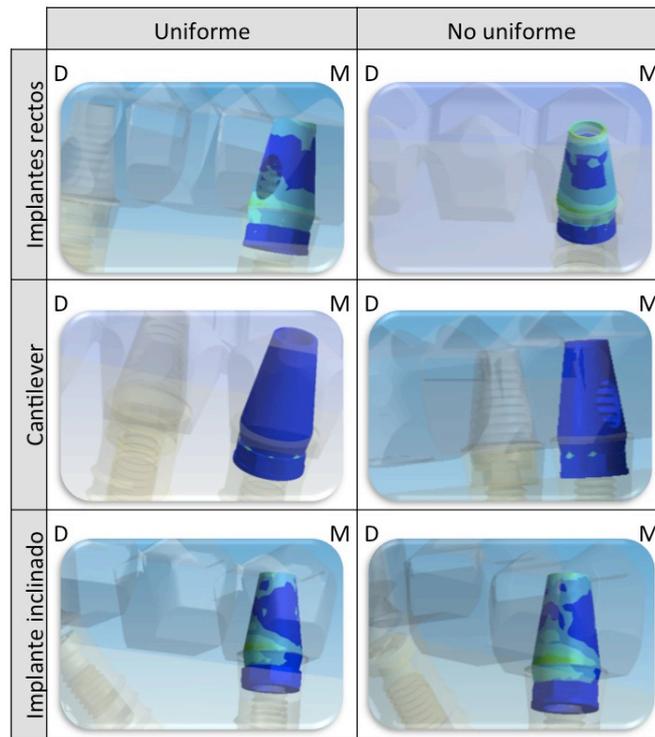


Figura 38. Localización y distribución del estrés en el **pilar mesial** para todos los modelos en carga **axial**, uniforme y no uniforme.

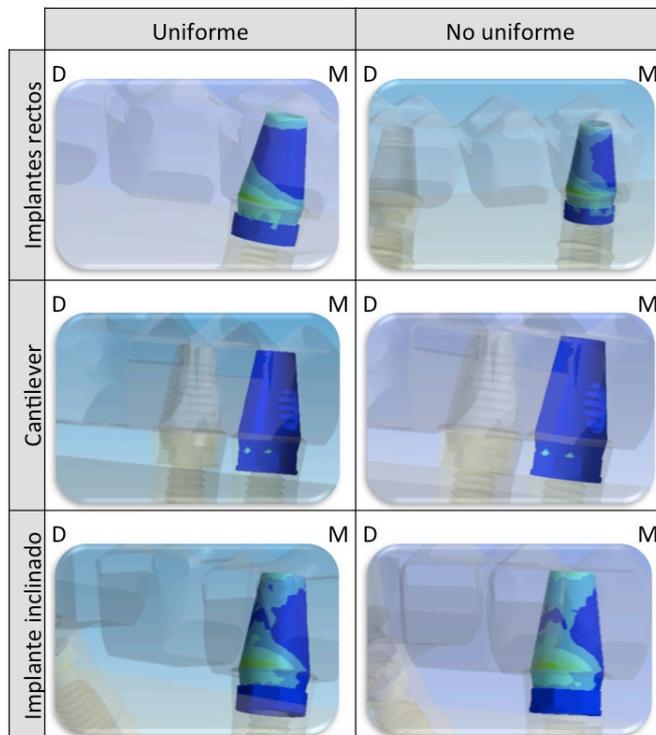


Figura 39. Localización y distribución del estrés en el **pilar mesial** para todos los modelos en carga **no axial**, uniforme y no uniforme.

5.4.3 Estructura protésica/supraestructura

Para cualquiera de los modelos en estudio, tanto para carga axial como inclinada, distribuida uniformemente o no, la tensión en la supraestructura se localiza principalmente en los conectores, en los puntos de aplicación de la fuerza en relación a los pilares y en la zona de unión de la supraestructura con la plataforma de los implantes.

A nivel de conectores, en el modelo con implante inclinado y en el modelo de implantes rectos, bajo carga axial, la tensión se localiza principalmente en el conector distal y en menor grado en el conector mesial, sin embargo, y ante carga oblicua la distribución del estrés se equipara en ambos conectores disipándose incluso por la porción distocoronar del primer premolar. Por su parte, el modelo con cantiléver esta diferencia es más evidente cuando la aplicación de la fuerza perpendicular al eje mayor de la supraestructura y uniformemente distribuida, con la misma tendencia en las otras condiciones de carga.

Referente a la localización de la tensión en relación a los puntos de incidencia de las fuerzas oclusales, el estrés se encuentra principalmente ligado a las coronas con sostén en relación a los implantes “rectos”, es decir, todas excepto la corona distal del modelo con implante inclinado.

Con respecto al estrés producido en la región de unión de la supraestructura con la plataforma de los implantes, en el modelo de implantes rectos, la tensión se sitúa en la mitad mesial del retenedor distal y en la mitad distal del retenedor mesial. Por su parte, en el modelo con implante inclinado, a pesar de tener una configuración pareja con pónico intermedio y pilares a los extremos, se acentúa la tensión en la porción distal del conector mesial, siendo más somera la acontecida sobre el conector distal. De otro modo, el modelo con extensión en el tercio distal del retenedor distal y muy sutilmente en el contorno mesial y distal del retenedor mesial.

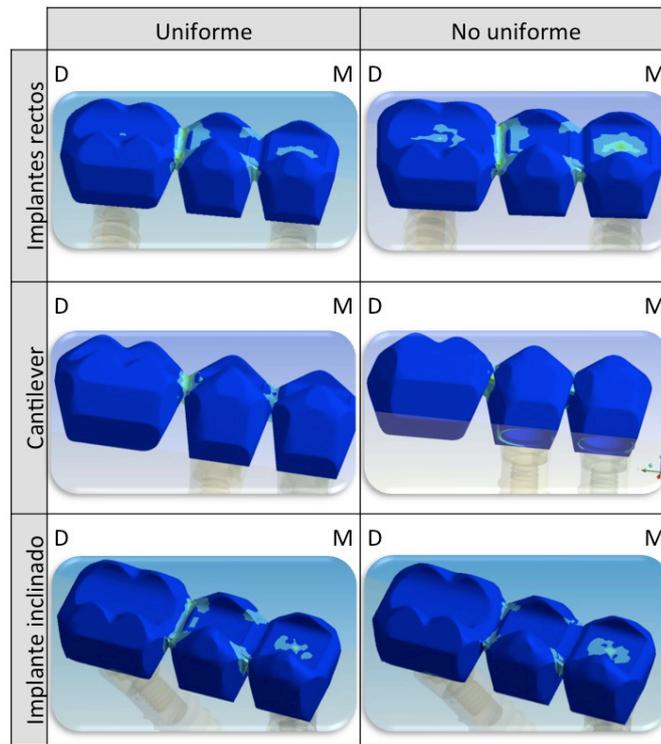


Figura 40. Localización y distribución del estrés en la **supraestructura** para todos los modelos en carga **axial**, uniforme y no uniforme.

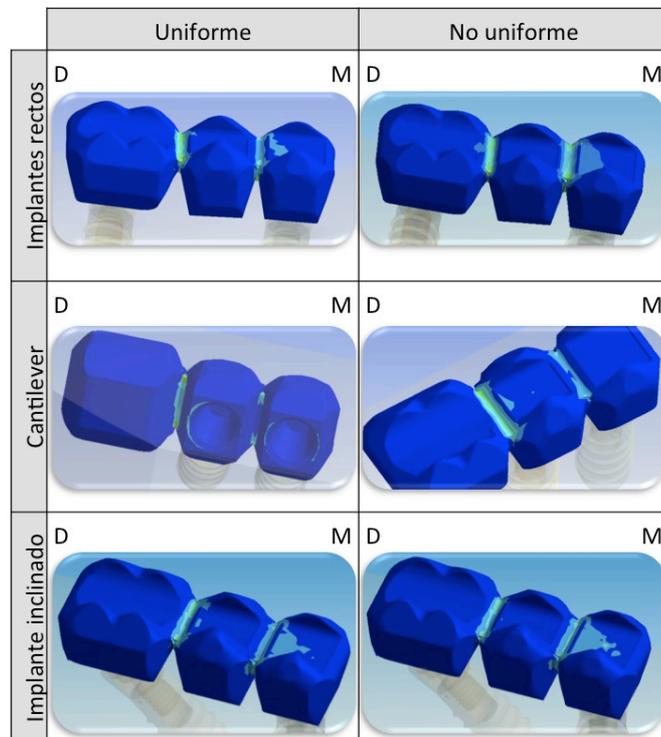


Figura 41. Localización y distribución del estrés en la **supraestructura** para todos los modelos en carga **no axial**, uniforme y no uniforme.

6

DISCUSIÓN GENERAL

6.1 Del material y metodología: justificaciones y limitaciones

6.1.1 Del empleo del análisis mediante elementos finitos (AEF)

Las técnicas para analizar el estrés se utilizan con frecuencia cuando hay un problema complejo cuya solución teórica completa puede ser casi imposible en cuanto a tiempo, coste y grado de dificultad. Actualmente, las técnicas empleadas para el análisis biomecánico en prótesis sobre implantes son los cálculos por medio de la aplicación directa de los principios físicos y de la teoría de estructuras, la extensiometría in vitro e in vivo, los modelos fotoelásticos y análisis de elementos finitos en 2 y 3 dimensiones.

Debido a la imposibilidad de realizar una experimentación “in vivo” determinando las tensiones en hueso, implantes, aditamentos protésicos y supraestructura, y sabiendo las limitaciones de otros métodos de análisis de estrés como la fotoelasticidad y la extensiometría se decidió utilizar el AEF. Además de ello, actualmente es el método más utilizado para el análisis de estrés tanto en industria como en ciencia.

Son evidentes las bondades del empleo del AEF, ya que se accede en un primer lugar a evaluar nuevos componentes, configuraciones, materiales y formas sin la necesidad de su fabricación (Pesqueira et al., 2012). Asimismo, permite desarrollar modelos

semejantes a la realidad con geometrías complejas obteniendo resultados más consistentes (Pesqueira et al., 2012), por lo cual, se puede inferir los hallazgos adquiridos con esta metodología como factores de riesgo para la práctica clínica (Kayabasi et al., 2006) siempre y cuando se tenga presente que debido a la simplificación de los modelos, los resultados obtenidos mediante AEF deben ser considerados fidedignos cualitativamente pero no cuantitativamente, es decir, la localización y distribución del estrés es fiable y no tanto la intensidad del mismo (Barbier et al., 1998; Stegaroiu et al., 1998).

Por el contrario, los métodos de cálculo teórico y los procedimientos de medida conllevan siempre problemas y particularidades especiales que se explican, sobre todo, por la simplificación de los modelos (Skalak, 1983). Así pues, la complejidad de la caracterización mecánica del hueso y su interacción con los sistemas de implantes ha forzado a los autores a hacer simplificaciones y/o presunciones. Estas tienen influencia en la precisión de los resultados obtenidos mediante AEF y en las que se incluyen una geometría detallada del hueso y del implante, las propiedades del material, las condiciones de contorno y la interfase entre hueso e implante (Geng et al., 2001).

Asimismo, la solución con AEF da respuesta únicamente al modelo estudiado y todas las simplificaciones aceptadas en el modelo se ven reflejadas en el resultado final, por lo que es necesario seleccionar bien los modelos, y por lo que nuevamente hay que tener precaución al inferir los hallazgos obtenidos con este sistema de evaluación del estrés.

Otra limitación de esta metodología es que, pese a calcular la tensión/deformación producida a nivel de hueso periimplantario, el desconocimiento actual exacto sobre la respuesta biológica del mismo no nos permite inferir los resultados sobre la remodelación y reabsorción ósea en prótesis sobre implantes sin antes confirmarlos mediante estudios clínicos (Iplikçioğlu y Akça, 2002).

6.1.2 De los especímenes

Es evidente que los resultados obtenidos mediante AEF dependen de algunos factores individuales de los modelos como son las propiedades de los materiales, las condiciones de contorno, las interfases entre los materiales, el diseño del modelo

(Himmlová et al., 2004) y la cantidad de elementos de los que se compone el modelo (Simsek et al., 2006), las cuales se discuten a continuación.

En referencia a nuestros especímenes y comenzando por el terreno de soporte, el hueso, se decide emplear un bloque de hueso idéntico en todos los modelos con el fin de disminuir el tiempo de computación y modelado, facilitar la comparación entre modelos y disminuir variables en el estudio. Cabe considerar que algunos autores modelan el hueso mandibular/maxilar al completo (Iplikçioğlu y Akça, 2002) obtenido mediante técnicas de imagen precisas como las tomografías computarizadas (TC) y resonancias magnéticas (RM) de sujetos reales (Lin et al., 2009), en cambio otros se limitan a emplear la sección de hueso a estudiar (Simsek et al., 2006) o bien en bloques de hueso simulado (Yokoyama et al., 2004; Sevimay et al., 2005), sabiendo que la modelización de hueso de un tamaño superior a 4,2 mm mesial y otro tanto distal a los implantes no afecta de manera significativa a la precisión de los resultados en cuanto al nivel de estrés y su distribución por el terreno de soporte cuando se emplean AEF (Teixera et al., 1998).

Relativo al tipo de hueso, se optó por un hueso tipo III y tipo IV puesto que en la región premolar y molar maxilar el tipo de hueso presente en el 50% de los casos es hueso D3 y en un 40% hueso D4 (Misch, 2009). Del mismo modo, resulta interesante analizar el hueso tipo IV puesto que se evidencia un aumento de la tasa de fracaso de la terapia implanto-protésica en hueso de esta calidad/cantidad respecto a hueso tipo I, II y III (Jaffin y Berman, 1991).

Por otra parte, se modelaron unos implantes similares a los Standard Plus de 4,1x10 mm Straumann® Dental Implant System (Waldenburg, Suiza), teniendo en cuenta que el tipo de implante sólo influye en el 5% del estrés transmitido al hueso en comparación con el estrés relativo a la posición del implante y las condiciones de carga (Lin et al., 2009). Además, un tamaño de implante superior a 3,9 mm de diámetro y 9,5 mm de longitud se considera óptimo desde el punto de vista biomecánico (Kong et al., 2009). De igual manera, es un implante empleado con frecuencia en estudios biomecánicos mediante AEF en prótesis implanto soportada (Sevimay et al., 2005) y del cual no se encuentran informes de fractura en las publicaciones disponibles (Koca et al., 2005).

En las bases de datos médicas y odontológicas, se relatan como factores influyentes en el éxito de la terapéutica con prótesis implanto soportadas muchas variables tales como la inclinación de los implantes, el número y la posición de estos, la superficie oclusal, el material y el diseño de la supraestructura (Geng et al., 2001). Por este motivo, se decidió emplear en el ensayo varios de estos factores como son el diseño de la supraestructura, con pónico intermedio o en voladizo/cantiléver, y la disposición de implantes, “rectos” o inclinados.

Con respecto a los pilares y a los tornillos de los pilares que fijan éstos a los implantes, se utilizaron pilares rectos y angulados para cementar de la casa Straumann® Dental Implant System (Waldenburg, Suiza) porque son los que tienen mayor adaptación mecánica con la conexión interna de los implantes modelados. Para el pilar angulado, se diseñó y modeló *ad hoc* uno de 45° que en la actualidad no esta disponible en ningún sistema de implantes, con el inconveniente de no ser comparable con ningún estudio clínico.

Relativo al diseño de la supraestructura se configuró una morfología de puente lo más homogénea posible entre modelos que no introdujese muchas variables, la cual se logró respetar a excepción de la unión con los pilares e implantes (Stegaroiu et al., 1998). Por otro lado, en la elección del material se optó por una aleación de cromo-cobalto, de uso poco frecuente en nuestro medio, sin ningún material de recubrimiento debido a que Sertgöz en 1997, comparó mediante AEF en una prótesis fija de arcada completa sobre seis implantes la influencia de algunos materiales de recubrimiento (resina, composite y porcelana) y del núcleo (oro, plata-paladio, cromo-cobalto y aleaciones de titanio), demostrando que la combinación Cr-Co y porcelana de recubrimiento es la que produce una distribución más favorable de la tensión en todo el sistema hueso-implantes-prótesis, al poseer un módulo de elasticidad dos veces superior a la aleación de oro (Sevimay et al., 2005).

En cuanto a la unión implante-pilar-tornillo del pilar-supraestructura, la cual ha sido estudiada en múltiples AEF por su importancia por las complicaciones clínicas a ese nivel en cuanto al aflojamiento y la fractura del tornillo del pilar (Geng et al., 2001), se diseñó la supraestructura con un ajuste pasivo del 100% para disminuir la tensión que reciben los

tornillos de los pilares (Geng et al., 2001), con la morfología oclusal plana y perpendicular al eje axial a los implantes rectos en los puntos de aplicación de la fuerza para evitar que esto pudiera generar interferencias/nuevas variables en los datos que complicasen el análisis (Sevimay et al., 2005), puesto que no todas las prótesis y dientes naturales tienen la misma morfología (Koca et al., 2005).

Si bien es cierto que han aparecido recientemente en la literatura científica modelos con AEF no lineales, los cuales serán capaces de recrear unas condiciones intraorales más realistas y precisas mejorando sus aplicaciones, sin embargo, actualmente la fiabilidad de estos estudios no ha sido suficientemente validada, por lo cual no se han tenido en cuenta (Wakabayashi et al., 2008). Asimismo, nadie puede ignorar la complejidad de la modelización real de modelos para el AEF, por lo que en base a la literatura existente que emplea esta metodología en biomecánica de prótesis sobre implantes se asumieron todos los materiales como homogéneos, isotrópicos y con elasticidad lineal (Eraslan et al., 2005). Se consideró el hueso trabecular homogéneo e isótropo, es decir, que las propiedades del mismo son idénticas en todas las direcciones del espacio, mientras que en realidad es anisótropo, esto es, con distintas propiedades en las diferentes direcciones del espacio (Ashman y Van Buskirk, 1987; Geng et al., 2001). A su vez, el hueso cortical tampoco es homogéneo e isótropo, puesto que la estructura del mismo posee diferente comportamiento cuando este es sometido a compresión y a flexión (Geng et al., 2001). No obstante, la diferencia de la distribución de la tensión/deformación en prótesis implantada soportadas al realizar esta suposición es sutil e imperceptible (O'Mahony et al., 2001).

Otra consideración realizada en este trabajo, es la existencia de un contacto entre superficies del 100% entre los materiales (Ashman y Van Buskirk, 1987). Por ejemplo, en la interfase hueso-implante Papavasiliou et al., (1997) concluyeron que el porcentaje de superficie de osteointegración entre implante y hueso no afecta los niveles de estrés y su distribución bajo cargas axiales y no axiales en el AEF, afirmación que no concuerda con lo descrito por Geng et al. (2001) quien promulga ser más precisos en este sentido con rangos entre 58 y 81%.

Al igual que la mayoría de los autores, se asumieron adheridos/unidos todos los materiales por lo que no se modeló la capa de cemento de retención entre los pilares y la

supraestructura (Stegaroiu et al., 1998; Sevimay et al., 2005). Del mismo modo, no se tuvieron en cuenta tejidos vivos como la encía (Eraslan et al., 2010), ni tampoco la precarga/torque de apretamiento del tornillo del pilar, ni el material de recubrimiento de la supraestructura con el fin de facilitar el análisis de los modelos y disminuir tiempo y coste de modelado.

En cuanto al número de elementos que componen los diferentes modelos, es sabido que a mayor número de elementos mayor precisión de los resultados. En esta línea, Simsek et al. (2006) compararon la tensión en el hueso cortical de tres configuraciones de puente variando la distancia interimplantaria (0,5 cm, 1 cm y 2 cm) obteniendo mayor tensión cuantos más elementos estaba compuesto cada modelo, sin incrementar proporcionalmente unos y otros pero siempre con menor tensión en el modelo con 2 cm de distancia interimplantaria seguido del modelo con 1 cm y por último el de 0,5 cm. Esto puede ser debido a que cuantos más elementos, menor tamaño cada uno, con lo que los picos de tensión/deformación incrementan, siendo a su vez más precisos los resultados. No obstante las inferencias que se pueden realizar mediante AEF son las mismas para las distintas cantidades de elementos, es decir, cualitativas y no cuantitativas. En este trabajo, el número de elementos son los suficientes para obtener resultados precisos permitiendo la obtención y procesado de datos en un tiempo razonable.

Para finalizar, anotar que las simplificaciones asumidas en los modelos de este trabajo, pese a suponer una limitación cuantitativa en la interpretación de los valores de los resultados, son las que posibilitan el proceso de modelado y la obtención de resultados. Además de ello, los objetivos de este estudio se orientan principalmente a comparar diferentes variables (carga axial y no axial distribuida de manera uniforme o no sobre diferentes configuraciones de prótesis parcial fija implanto-soportada de tres unidades sustentadas por hueso de diferente calidad/cantidad), las cuales puedan encaminar a un mejor entendimiento de la biomecánica de la prótesis sobre implantes.

6.1.3 De los ensayos y procedimientos

Relativo a los ensayos y procedimientos, se decide aplicar una carga estática y no dinámica, como en la mayoría de los AEF, puesto que sólo se estudia en un momento

determinado cual es la tensión/deformación de la restauración, aunque se sabe que la carga dinámica produce entre un 10-20% más de estrés en la interfase hueso-implante (Kayabasi et al., 2006) pudiendo producir una remodelación con disminución de la densidad y un defecto tipo cráter en el hueso circundante al cuello del implante (Duyck et al., 2001).

En lo que concierne a la dirección de las fuerzas oclusales, durante la masticación lo más normal es que se produzcan sobre dientes y restauraciones cargas oblicuas en diferentes direcciones en función de la posición en la arcada, la morfología del diente/restauración, el patrón de masticación, el alimento masticado, etc. Este tipo de cargas resultan en un estrés más localizado en el hueso cortical (Holmgren et al., 1998). No obstante se decide emplear cargas axiales y oblicuas en sentido disto-mesial al eje mayor de los implantes “rectos” y no vestibulo-palatina, sabiendo que en estas últimas las tensiones se localizarían más a nivel de las corticales vestibular o palatina en función de la resultante de la carga (Geng et al., 2001; Eskitascioglu et al., 2004). Por su parte, cuando actúa una carga axial la tensión se localizará a nivel del hueso cortical y en el ápice del implante. Además de la diferencia en la localización y distribución del estrés, es interesante incidir que bajo fuerzas oblicuas de 30°, se produce mayor estrés en el sistema hueso-implante-prótesis en comparación a una fuerza axial de la misma intensidad (Holmes et al., 1992). De otro modo, al incluir implantes rectos y angulados, se prescinde del empleo de cargas horizontales puesto que el estrés recibido en el hueso cortical es el mismo ante éstas, mientras que bajo cargas verticales se incrementa 5 veces el estrés en el hueso periimplantario en relación a los implantes inclinados en prótesis unitarias (Canay et al., 1996).

Referente a la distribución de los puntos de aplicación de la fuerza y su intensidad, en un intento de valorar cual es la distribución biomecánica más favorable en condiciones normales, se somete a cada modelo a fuerzas equivalentes (450N) distribuidas de manera uniforme y no uniforme sobre el eje central de cada corona para no crear momentos de rotación en sentido vestibulo-palatino, con el fin de dilucidar la importancia de disminuir la intensidad de los contactos oclusales en los dientes sin soporte (pónticos) en favor de los pilares. Por ello, se determinó una intensidad de carga igual (150 N) en todos los dientes en los ensayos “uniformes” y variable en pónticos (100N) y pilares (175N) en los

experimentos “no uniformes”, pese a que la fuerza oclusal aumenta paulatinamente desde las zonas anteriores a las posteriores de la arcada (Scott y Ash, 1966; Field et al., 2010). Esta intensidad y distribución de fuerza se dispuso a fin de no dramatizar/exagerar los resultados de este trabajo respecto a lo acontecido en la práctica clínica, optando por no aplicar una carga única en los pósticos, la cual resultaría en un estrés superior y con una distribución diferente, que al igual que una fuerza oclusal muy elevada podrían causar sobrecarga en el sistema. Por este motivo, se seleccionó una intensidad de fuerza (100 N, 150 N y 175 N) cercana a los valores de fuerza masticatoria media normal que se encuentra en torno a los 100-150 N en la región del primer molar de personas adultas (Carlsson, 1974; Helkimo et al., 1977; Haraldson et al., 1979; Gibbs et al., 1986; Van Eijden, 1991), alejada del rango mínimo y máximo (20-2440 N) publicado por Brunski en 1988. Asimismo, se emplearon valores muy por debajo de la fuerza máxima de masticación establecida por otros autores que oscila entre los 383,6 y 888 N (Raadsheer et al., 1999).

6.2 De los resultados:

6.2.1 Sobre la tensión en implantes y hueso periimplantario para todos los modelos en función de la dirección y uniformidad de la carga, localización y distribución

6.2.1.1 Cantidad de tensión sobre los implantes

Como se refleja en los resultados, los implantes que mayor tensión reciben son los del modelo con implante inclinado 45° hacia distal con respecto al plano oclusal, pilar angulado 45° compensando esta inclinación y póstico intermedio, duplicando y triplicando la tensión soportada por los implantes del modelo con cantiléver, y septuplicando la soportada por los implantes en el modelo con implantes rectos siendo estas diferencias dependientes de la axialidad de la carga y situación del implante.

Estos datos no van en consonancia con lo dispuesto en la literatura disponible, donde se afirma que la disposición inclinada de un implante disminuyendo el voladizo en prótesis fija resulta en una mejora biomecánica, reduciendo la tensión sobre los implantes tanto en prótesis parcial fija soportada por dos implantes (Zampelis et al., 2007) como en

prótesis fija de arcada completa soportada por cuatro implantes ya sea en el maxilar o en la mandíbula (Bevilacqua et al., 2008; Bevilacqua et al., 2010; Baggi et al., 2013).

Tras realizar una valoración exhaustiva de los resultados obtenidos en este trabajo como de los disponibles en la literatura científica se considera que esta discordancia puede ser debida a las diferentes fuerzas oclusales empleadas para los trabajos, a un comportamiento biomecánico diferente de los implantes en prótesis fija de arcada completa y en prótesis fija parcial, a la inclinación del implante distal 45°, a la calidad ósea y a la distancia interimplantaria.

En primer lugar y probablemente más importante, son las diferentes fuerzas oclusales aplicadas sobre los diferentes modelos. Así pues, en los estudios de Zampelis et al. (2007), Bevilacqua et al. (2008) y Bevilacqua et al. (2010) se emplea una carga única aplicada sobre el cantiléver generando un brazo de palanca importante mientras que en los ensayos de este trabajo de investigación se distribuye sobre las tres coronas, actuando en el modelo con cantiléver sobre el “voladizo/brazo de potencia”, el “pilar distal/fulcro” y el “pilar mesial/brazo de resistencia” equilibrando las fuerzas sobre toda la supraestructura generando así una tensión compresiva sobre ambos pilares disminuyendo de este modo el momento de rotación y la flexión del brazo de potencia reduciendo la capacidad de lesiva del voladizo sobre el pilar más próximo al igual que ocurre en el trabajo de Yokoyama et al. (2004), que se explica en el siguiente apartado por referirse a la tensión en el hueso periimplantario.

En segundo lugar, la discrepancia en los resultados pueda ser debida al diferente comportamiento biomecánico de la prótesis fija de arcada completa sustentada por 4 fijaciones con distribución trapezoidal con seis ejes de rotación respecto a una prótesis parcial fija soportada por 2 pilares con distribución lineal con sólo un eje de rotación. Esta circunstancia explicaría la discordancia de nuestros resultados con los obtenidos por Baggi et al. (2013), en cuyo modelo de arcada completa se aplicaron tres cargas diferentes: una sobre el cantiléver, otra distribuida homogéneamente sobre la supraestructura y por último sobre la línea media entre los implantes mesiales, obteniendo conclusiones similares a los otros autores, es decir, una menor tensión en la interfase hueso-implante distal de los implantes inclinados respecto a los rectos con voladizo. De otro modo, es interesante

resaltar que Baggi et al., (2013) analizaron la tensión máxima en los tres ejes del espacio, obteniendo menor tensión de compresión en los implantes inclinados, sin embargo, reciben mayor tensión de tracción, la cual es más lesiva.

En tercer lugar destacar la inclinación del implante 45°, que pese a lo expuesto por Zampelis et al. (2007) quienes informan que inclinar el implante distal 10°, 20°, 30°, 45° en PPFIS de tres unidades soportadas por dos implantes no incrementa el estrés en el hueso periimplantario cortical distal en comparación con implantes rectos/verticales/0°, las conclusiones aportadas por otros autores no van en esta línea. De este modo, según la publicación de Cardelli et al., (2009) versada sobre una corona unitaria implanto soportada angulada 15°, 25°, 35° bajo cargas axiales al pilar de 100 N y 450 N, el estrés equivalente de Von Mises en el implante aumenta a medida que se incrementa la angulación del pilar y la intensidad de la fuerza. Además, la inclinación de 45° del implante respecto al plano oclusal excede los límites clínicos máximos estudiados y recomendados como los 30-35° (Koutouzis y Wennström, 2007; Gross, 2008; Fortin et al., 2009; Misch, 2009), debido a que tanto el diseño como el material del pilar/implante no están confeccionados para recibir fuerzas no axiales a su eje mayor, ya que el espesor de material cercano a la plataforma es el menor de todo el implante en todas las casas comerciales a excepción de los implantes macizos de una sola pieza, y que el titanio en sus diferentes aleaciones tienen mayor resistencia ante la compresión y tracción (límite elástico 827 MPa, resistencia a la tracción 896 MPa) con respecto a la cizalladura (Enciclopedia Salvat de Ciencia y Técnica, 1984).

En cuarto lugar, exponer que la mayor tensión en los implantes del modelo de implantes inclinados con respecto al modelo con cantiléver pueden ser debidas a la calidad ósea de sostén porque parece ser que por la disposición inclinada del implante distal del modelo con implantes disparelos ejerce menor resistencia a la intrusión, demostrada por una mayor deformación en todos los componentes del modelo en el hueso de menor densidad (D4), generando un momento de rotación cuyo fulcro se sitúa en torno al implante mesial generando gran cantidad de tensión/deformación en todo el sistema. Estos datos confirman lo expuesto por Holmes y Loftus (1997), quienes reportan que en el hueso

tipo I hay menos micromovimientos reduciéndose la concentración de estrés en los implantes.

En quinto lugar, los resultados obtenidos en este estudio podrían ser debidos a la distancia interimplantaria yuxtaósea de los implantes, 11,5 mm en el modelo inclinado y 3 mm en el modelo con cantiléver, ya que se sabe que a menor distancia interimplantaria mayor tensión compresiva y menor tensión de tracción y viceversa, a mayor distancia entre implantes, mayor tensión de tracción y menor de compresión, siendo más lesiva (Simsek et al., 2006).

En consonancia con lo discutido con anterioridad, el implante que mayor tensión alberga es el implante de situación distal (el inclinado) del puente con implantes no paralelos en condiciones de carga inclinada (30°) y en el hueso de peor calidad (D4), puesto que la resultante de las fuerzas se aproxima más a la dirección del momento de rotación generado en este modelo comentado previamente, junto con que esa resultante tampoco sigue el eje mayor del implante inclinado, y todo ello viéndose favorecido por un soporte de menor cantidad/calidad (hueso D4) que admite un mayor desplazamiento.

Como cabría esperar, el implante que recibe los menores valores de estrés es el implante distal del modelo con implantes rectos, en carga no axial y distribución no uniforme para una y otra calidad de hueso; en este caso las fuerzas principales (175 N) actúan sobre los pilares, teniendo en cuenta que el pilar mesial es el que sufre, por cercanía y dirección, la fuerza aplicada sobre el pónico (100 N), derivando en un alivio de la tensión sobre el implante distal. Estos datos van en la línea de lo expuesto por Yokoyama et al. (2004), Baggi et al. (2008a) y por Sahin et al. (2002) que relatan que ante un puente soportado por dos implantes a los extremos, la distribución de la tensión/deformación es dependiente del punto de aplicación de la carga, así pues, cuando se aplica una carga axial en el centro de la supraestructura la tensión es similar en ambos implantes, sin embargo, cuando la fuerza es aplicada sobre uno de los implantes, la tensión aumenta un 50% en ese implante con un potencial movimiento apical y disminuye otro 50% en el otro implante.

Con respecto a la tensión recibida por los implantes apreciando únicamente la calidad de hueso (D3 o D4), al igual que lo relatado en la literatura (Danza et al., 2010) los

datos de este trabajo revelan que mayoritariamente el implante en el hueso de peor calidad (D4) recibe valores de tensión más elevadas que el hueso de mejor calidad (D3), situación pareja a la relatada en el trabajo de Baggi et al., (2013) de prótesis de arcada completa maxilar y mandibular, en el cual encontraron una mejor distribución del en la mandíbula, así pues con una fuerza igual en una superficie menor ($D4 < D3$) conlleva a una mayor presión/tensión. Estas diferencias se acentúan en el modelo con implante inclinado independientemente de la inclinación de la carga y su distribución uniforme o no, al ser una palanca de segundo genero, con intrusión del implante distal (el hueso periimplantario es el que más se deforma), flexión de la supraestructura (diez veces superior a modelo con implantes rectos) y por el momento de rotación generado en torno al implante mesial (gran tensión en todas las condiciones de carga); para el resto de modelos las diferencias son mucho menores o insignificantes y para alguna variable o condición la tensión es ligeramente mayor para el hueso D3.

Por otro lado, si se considera aisladamente la situación de los implantes, para los modelos con pónico intermedio el implante de situación mesial es el que mayor estrés soporta para carga axial, uniforme o no, explicable por dos motivos: El primero es por la distancia de aplicación de la carga sobre el segundo premolar/pónico, situada más cerca del eje mayor del implante mesial (7 mm) con respecto al distal (9,5 mm) (Sahin et al., 2002), y el segundo motivo es porque la intensidad de la carga es idéntica en ambos pilares sin tener en cuenta la posición de los mismos en la arcada. Por el contrario, en el modelo con voladizo el implante mesial muestra una reducción importante del estrés respecto al implante distal del 20-40%, debido a que en este caso es el implante distal quien recibe la carga del pónico y de la corona intermedia. La tendencia de estos resultados coinciden con los aportados por otros autores (Sahin et al., 2002; Zampelis et al., 2007; Bevilacqua et al., 2008; Bevilacqua et al., 2010; Baggi et al., 2013), cuya justificación se debe a que el pilar en relación al voladizo hace de fulcro y duplica la tensión recibida, mientras que el pilar que ejerce de “brazo de resistencia” recibe la mitad del estrés cuando se aplica una fuerza única sobre el extremo del voladizo y la distancia del brazo de potencia es igual a la del brazo de resistencia. Como aprecia en su libro Misch, (2009), la longitud del voladizo se relaciona directamente con la cantidad de fuerza adicional aplicada sobre los pilares de la prótesis, por ejemplo, si se hace una fuerza de 12 kg sobre el eje longitudinal de un

implante, el sistema prótesis-implante-hueso recibirá una carga de 12 kg; si se aplica una fuerza de la misma magnitud sobre un voladizo de 10 mm, el momento de fuerza sobre el pilar se incrementa hasta llegar a una fuerza de 120 kg. Por ello, una prótesis con voladizo sobre dos implantes se puede considerar una palanca de primer género, así pues, cuando la distancia interimplantaria es de 10 mm con un voladizo de 20 mm, se crea una ventaja mecánica de 2. Por ello, la carga sobre el voladizo se dividirá entre dos en el implante más lejano, fuerza de tracción, y el implante más próximo al voladizo recibe todo el estrés de las dos fuerzas. En el modelo con cantiléver de este trabajo, la longitud del voladizo empleado presenta una extensión sin soporte de 14 mm en total pero sólo de 8,75 mm hasta la parte media de la corona del molar, donde se aplica la fuerza, con un brazo de resistencia de 11 mm, generando una ventaja mecánica de 0,795.

En relación a la cantidad de tensión sufrida por los implantes de los diferentes modelos bajo carga no axial en sentido disto-mesial, ambos implantes del modelo con cantiléver disminuyen la tensión respecto a la carga axial en base a que esta distribución de la carga modifica el comportamiento del cantiléver sobre los implantes produciéndose un “efecto balanza o columpio”, es decir, generando un momento de rotación/voladizo mesial y reduciendo el distal equilibrando las fuerzas sobre dos pilares centrales, más favorable para ambos implantes. Esta disminución del estrés también aparece en el implante distal del modelo con implantes rectos, sin embargo, se produce un aumento de la tensión en el pilar mesial de este modelo, debido a la dirección y proximidad de la resultante de las fuerzas sobre el mismo (Sahin et al., 2002). Por su parte, se produce un aumento de la tensión en los dos implantes del modelo con implantes disparelos debido a que la dirección de la fuerza favorece la intrusión del implante distal, el momento de rotación sobre el implante mesial y la flexión de la supraestructura, con la diferencia respecto a la carga axial que en este caso el mayor estrés lo recibe el implante distal en virtud de lo expuesto previamente, justificable porque es donde se produce la mayor deformación en el hueso periimplantario de todos los modelos bajo cualquier ensayo.

Los datos de este estudio muestran que el estrés transferido a los implantes bajo la aplicación de una carga axial y uniformemente distribuida se incrementa de manera significativa desde el modelo con implantes rectos, donde se registran los menores valores

hasta el modelo con implante inclinado donde se alcanzan valores de hasta 1.840 MPa en el implante mesial. La tendencia es similar cuando la distribución de la carga es no uniforme. Como era de esperar, el modelo de implantes paralelos y pónico intermedio es la configuración ideal de un puente de tres unidades soportadas por dos implantes, más aún bajo cargas axiales a los ejes mayores de los implantes (Stegaroiu et al., 1998; Sannino et al., 2012). Por su parte en el modelo con implante inclinado la fuerza axial es favorable al implante mesial como en el modelo anterior, sin embargo, las cargas aplicadas 45° sobre el implante distal y el pónico generan un par de fuerzas que actúan como una palanca de segundo género produciendo un momento de rotación importante que se traduce en esta tensión tan elevada respecto a los otros dos modelos (Nagasawa et al., 2008; Cardelli et al., 2009). En cuanto al modelo con extensión, bajo carga axial y uniforme es donde mayor tensión reciben ambos implantes puesto que es donde mayor tensión recibe el voladizo (Zampelis et al., 2007; Bevilacqua et al., 2010), siendo un 20% inferior bajo carga axial-no uniforme y no axial-uniforme llegando incluso hasta un 35% menos en el implante distal y casi un 65% en el mesial ante carga no axial y no uniforme, como consecuencia del “efecto balanza” que acontece ante las cargas no axiales junto con la disminución de la carga sobre el voladizo (150N a 100N) (Baggi et al., 2013).

Al hilo de lo anterior, cuando se aplica una carga oclusal inclinada de 30° (no axial) y uniformemente distribuida los valores de tensión registrados en los implantes tienen un comportamiento similar a lo relatado para la carga axial de incremento progresivo desde el modelo de implantes rectos donde se registran los menores valores hasta el modelo con implante inclinado donde se registran valores cercanos a los 2.000 MPa, por el mismo motivo que acontece bajo cargas axiales. No obstante, de manera anecdótica, la distribución no uniforme de esta carga oblicua modifica ligeramente la tendencia al registrarse en el implante mesial del modelo con cantiléver menor estrés que en el implante homólogo del modelo de implantes rectos, cuya justificación se debe a la coordinación de tres acontecimientos: los dos primeros son la dirección y la intensidad de la carga, ya que ante una carga uniforme y axial la carga sobre el voladizo es mayor produciendo un aumento de la tensión en ambos implantes, mientras que ante una carga no axial y no uniforme tanto por la dirección como la intensidad de la misma en la extensión es más favorable para los implantes suavizando la palanca de primer género; estas dos

circunstancias junto con la tercera, una menor distancia interimplantaria en el modelo con voladizo, hace que asemeje el comportamiento biomecánico del implante mesial de este modelo a los implantes soportando coronas ferulizadas (Stegaroiu et al., 1998; Simsek et al., 2006; Lan et al., 2008; Baggi et al., 2008a).

En otro orden de cosas, si se compara carga axial y no axial 30° en sentido mesial, nuestros resultados señalan que con una aplicación uniforme de la carga por las tres unidades del puente, la carga no axial transfiere menor cantidad de estrés al implante de situación distal en el modelo con implantes rectos y con cantiléver, debido a que la resultante de la fuerza se acerca más al implante mesial en el primer modelo, mientras que en el segundo se debe a la génesis de un momento de rotación mesial disminuyéndose a su vez el distal aliviando la tensión en el implante distal y aumentándola en el mesial. Por su parte en el modelo con implantes inclinados es sensiblemente mayor que para la carga no axial, en base a que el sentido de la fuerza es favorable al momento de rotación sobre el implante mesial como se comenta con anterioridad.

Del mismo modo, cuando la aplicación de la carga es no uniforme y los pilares reciben mayor carga que el pónico, el estrés soportado por el implante distal es menor bajo carga no axial en los modelos con implantes rectos y con cantiléver porque actúa una fuerza mayor directamente sobre los pilares y menor sobre los pónicos, produciendo menor flexión en las supraestructuras, y empeora o es mayor en el modelo con un implante inclinado respecto a la carga axial no uniforme con un valor similar a la carga uniforme, debido a que en este supuesto, pese a aplicar una carga total en pónico y pilar distal de menor intensidad (275N respecto a 300N), se ejerce la fuerza de mayor intensidad a mayor distancia del implante mesial que es el que actúa de fulcro en este caso (175N).

Por su parte, la carga no uniforme no axial respecto a la axial es más favorable para el implante mesial en el modelo con cantiléver, comentado en párrafos previos respecto al “efecto balanza”, la disminución de la carga sobre el voladizo y la distancia interimplantaria. De otra modo, se modifica en los modelos con implantes rectos e inclinados donde el estrés aumenta con carga no axial respecto a axial, debido a la discrepancia de dirección de las fuerzas oclusales con respecto al eje de los implantes

(Nagasawa et al., 2008) y por una mayor rotación en el modelo con implante inclinado (Cardelli et al., 2009).

6.2.1.2 Cantidad de tensión sobre hueso periimplantario

No es de extrañar, con lo acontecido en los implantes, lo que muestra la Tabla IX acerca de la tensión recibida por el hueso periimplantario. Considerando todos los modelos de puentes, inclinación o no de la carga, su uniformidad o no y la calidad de hueso sea D3 o D4, la mayor cantidad de estrés se localiza en el hueso de calidad D3 que rodea al implante distal (18,8 MPa) del modelo de implante inclinado. Este implante es precisamente el que mayor tensión recibe en carga no axial y no uniforme aunque en hueso D4, quizás debido a una menor resistencia al desplazamiento lateral del implante embebido en hueso D3 generando tensión de cizalladura opuesta al momento de rotación, teniendo en cuenta que en todos los modelos hay mayor deformación de todos los componentes en hueso D4. Por su parte, el hueso periimplantario recibe mayor tensión cuando el ensayo se realiza en hueso de mayor densidad (D3) porque es más rígido y no se deforma tanto, siendo incapaz de disipar la tensión. Parece existir una relación entre el desplazamiento de los modelos y la tensión en el hueso periimplantario en relación a la densidad del mismo, esto es, cuando se produce un mayor desplazamiento como ocurre en el modelo con cantiléver y con implante inclinado, se produce mayor tensión en el hueso periimplantario cuando este es de mayor calidad, debido seguramente a la menor resiliencia del mismo que absorbe la tensión en vez de deformarse. Por otro lado, en el modelo con implantes rectos, sucede lo mismo que dispuesto por otros autores, como por ejemplo en el trabajo de Baggi et al., (2008b), donde se obtuvo 140% más tensión de compresión en la cortical maxilar respecto a la mandibular, en el cual emplearon hueso tipo II con menos densidad del hueso trabecular en el maxilar con respecto a la mandíbula.

Es sabido, según lo dispuesto en la literatura odontológica, que la tensión en el hueso perimplantario aumenta a medida que incrementa la discrepancia de la dirección de la fuerza con respecto al eje mayor del implante, bien sea por la angulación de la fuerza aplicada (Nagasawa et al., 2008) o bien por la inclinación del implante respecto al plano oclusal (Bevilacqua et al., 2008; Cardelli et al., 2009; Lan et al., 2008). En coronas unitarias implanto soportadas no cabe duda que es así, no obstante, cuando hay dos coronas

ferulizadas acontece una situación particular en la cual dependiendo de la dirección de la inclinación de el/los implantes la tensión aumenta o disminuye, esto es, cuando la inclinación del ápice del implante es divergente 15° a su homónimo la tensión sobre el hueso periimplantario disminuye ocurriendo lo contrario cuando los ápices son convergentes 15° en comparación con una disposición paralela de los mismos (Lan et al., 2008).

En el lado opuesto, la menor cantidad de estrés se registra en el hueso periimplantario del implante mesial del modelo de puente en cantiléver que corresponde al implante más alejado del pónico en carga no axial y no uniforme y hueso D4. Este resultado no concuerda con el implante que menor tensión recibe (distal, carga no axial y no uniforme, D4, rectos) ni de lo relatado por Stegaroiu et al., (1998) pero no dista mucho de él (275MPa por 168MPa). Observando que las tensiones en el hueso periimplantario mesial y distal de los modelos recto y con cantiléver son menores para este último en todos los supuestos de carga a excepción de el hueso periimplantario distal cuando se somete a carga axial uniforme o no, se puede deducir que en el modelo con cantiléver las tensiones de tracción/cizalladura se producen y disipan mayoritariamente en supraestructura, pilares, tornillos e implantes llegando muy mermadas al hueso de sostén, mientras que en el modelo con implantes rectos, por la dirección de la carga axial/cuasi axial que genera principalmente tensiones de compresión disipadas homogéneamente en todos los componentes del modelo.

Por modelo de puente, e independientemente de la inclinación de la carga y para un hueso D3 de mayor calidad, el hueso periimplantario de los implantes mesial y distal del modelo con implante inclinado es el que mayor estrés soporta, aproximadamente 3 a 5 veces más que los modelos en cantiléver y con implantes rectos, de igual manera que acontece con los implantes, debido al momento de rotación/intrusión que se produce en el modelo con implante inclinado y teniendo en cuenta que no se aplica carga solamente sobre el voladizo en el modelo con cantiléver, la cual parece ser la más desfavorable. Se mantiene el patrón explicado con antelación, en el cual ambos implantes reciben mayor tensión cuando el ensayo se realiza en hueso menos denso (D4) que permite mayor

deformación, mientras que el hueso periimplantario sucede lo contrario, es decir, sufre mayor tensión en hueso D3.

Al hilo de lo expuesto en el apartado anterior sobre la influencia de aplicar la carga únicamente sobre el voladizo o bien distribuirla sobre cada corona, se encuentra como referente el artículo de Yokoyama et al. (2004) en el cual se empleo un puente de tres unidades (10+10+6 mm) sobre dos implantes de 4x10 mm, uno distal a nivel de segundo molar mandibular y el implante mesial con el eje a 3 mm (A), 5 mm (B), 7 mm (C), 9 mm (D) y 11 mm (E) del extremo mesial de la supraestructura generando un voladizo anterior a nivel del segundo premolar. Sobre estos modelos se aplicaron cargas de 100 N con una inclinación de 30° en sentido linguo-vestibular sobre el centro de las tres coronas y sobre cada corona por separado. Para los ensayos con la aplicación de la carga sobre la corona del voladizo/segundo premolar y la del pónico intermedio/primer molar se encontró un patrón similar con mayor tensión en el hueso periimplantario del implante mesial/contiguo al voladizo que se incrementa a medida que aumenta el voladizo ($E > D > C > B > A$), siendo de menor intensidad cuando la carga se ejerce sobre el primer molar en la que además, en el modelo A el hueso periimplantario que mayor tensión recibe es el adyacente al implante distal. Por su parte, al aplicar la carga sobre el segundo molar, la tensión máxima la recibe el hueso cortical periimplantario adyacente al implante distal independientemente de la posición del implante mesial. En consecuencia, cuando se aplicaron las tres cargas simultáneamente, la tensión máxima se registró en el hueso cortical colindante al implante mesial excepto para el modelo A, con valores mucho mayores para el modelo E (73 MPa) y D (65 MPa) con respecto al C (57 MPa), B (55 MPa) y A (48MPa), lo que explica porque el hueso de soporte del implante contiguo al voladizo en el modelo con cantiléver recibe un 50% más tensión que el modelo con implantes rectos en los extremos y pónico intermedio al igual que acontece en nuestro trabajo, y el doble en los trabajos de Barbier et al., (1998) y Stegaroiu et al., (1998).

Asimismo, de las dos situaciones posibles, el estrés que recibe el hueso que rodea al implante inclinado es aproximadamente un 30% mayor que el que registra el hueso que rodea al implante recto de este modelo (Cardelli et al., 2009), sea el hueso D3 o D4. Esto puede ser debido a tres causas: la posición del implante respecto a las cargas, el momento

de rotación generado que produce intrusión a nivel del implante distal y por el tipo de implante, es decir, al tener casi 2 mm de porción supraósea la tensión generada a nivel del implante mesial se produce mayoritariamente en la zona de contacto con la supraestructura y no tanto con el hueso de soporte (Kong et al., 2009; Li et al., 2009; Koka et al., 2012). Para este modelo de puente con implante inclinado la calidad del hueso de soporte parece influir en la cantidad del estrés transferido con ligero menor estrés en el hueso periimplantario del implante distal y del mesial de calidad D4 comparado a D3, entre 0,4 y 0,8 MPa inferior; por su parte el modelo en cantiléver sigue el mismo patrón y el modelo con implantes rectos el contrario pero diferencias mucho menores (0,01 a 0,05 MPa) (Baggi et al., 2008b). Esta diferencia cuantitativa puede ser debida a que los implantes del modelo con implante inclinado reciben una tensión mayor que los otros modelos en todas las condiciones de carga, y que para las diferentes condiciones de soporte, los implantes en hueso D4 soportan unos 300 MPa más en hueso D4 respecto a hueso D3 para todas las condiciones de carga, mientras que en los otros modelos fluctúa entre los 0 y los 180 MPa, con lo que la tensión transferida al hueso periimplantario es mayor en el modelo con implantes inclinados (12-19 MPa). Por su parte, la cantidad de tensión recibida por el hueso periimplantario de los implantes mesial y distal de los modelos con cantiléver e implante inclinado sea menor en hueso D4 con respecto a hueso D3 y que suceda lo opuesto en el modelo de implantes rectos, puede ser debida a que las dos primeras configuraciones de puente sobre implantes, por su diseño, disipen mayor tensión a otros niveles como la supraestructura, pilares, tornillos de los pilares e implantes cuando el terreno de soporte es menos denso, permitiendo ciertos movimientos de rotación ó intrusión del sistema implanto-protésico al completo, lo cual ayudará explicar porque el implante mesial (recto) del modelo con implante inclinado recibe más tensión que implante inclinado (distal) bajo cargas axiales tanto uniformes como no uniformes cuando inciden en la misma dirección que su eje mayor.

De los dos pilares que constituyen los diferentes modelos de puente, el hueso que rodea el implante distal, el inclinado en el modelo con implante disparalelo y el más próximo al cantiléver en el modelo con cantiléver, es el que más tensión recibe en relación al mesial en el modelo de puente en extensión y con implantes no paralelos independientemente de la dirección y distribución de la carga; en virtud de que en el

modelo con cantiléver el pilar distal recibe la fuerza aplicada sobre el voladizo con el consecuente brazo de palanca y la ejercida sobre el propio pilar, al igual que en el modelo con implante inclinado debido al momento flector o momento de flexión, que es la flexión de una viga simplemente apoyada (Figura 42) o en voladizo (Figura 43), y la intrusión del implante distal asociado con la disposición y diseño de éste, y el comportamiento menos favorable del hueso frente a tensión de tracción y cizalladura con respecto a la compresiva favorece este comportamiento (Barbier et al., 1998; Yokoyama et al., 2004; Cardelli et al., 2009; Bevilacqua et al., 2010; Koka et al., 2012; Baggi et al., 2013). Lo contrario sucede en el hueso periimplantario del modelo con implantes paralelos, con distribución y justificación idéntica a lo acaecido en los implantes (Barbier et al., 1998; Stegaroiu et al., 1998).

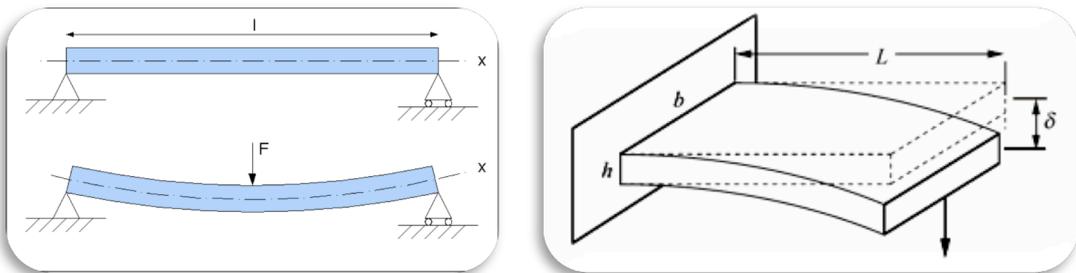


Figura 42 Momento flector, flexor o momento de flexión de una viga con apoyos en los extremos (izda). Figura 43 Momento flector de una viga en voladizo (decha)

Por otro lado, como cabría de esperar la aplicación de la carga oclusal inclinada o no axial, sea o no uniformemente distribuida, en los 3 modelos de puente origina tanto en el hueso periimplantario del pilar distal como del mesial un aumento del estrés recibido en comparación a la carga axial tanto en el modelo de implantes rectos como en el de implantes inclinados, puesto que según lo dispuesto en la literatura las cargas no axiales generan mayor tensión que las axiales (Stegaroiu et al., 1998; Li et al., 2009; Kong et al., 2009) llegando incluso a relatarse hasta un 38% más de pérdida ósea en carga lateral con respecto a carga axial (Lin et al., 2010) justificable por el brazo de palanca lateral que concentra la tensión a nivel del área cervical del implante en contacto con la cortical ósea, mientras que la carga axial disminuye la tensión en el hueso cortical aumentando en el hueso trabecular (Li et al., 2009). Esta situación es la misma que para los implantes por lo

que no se ahondará en la explicación excepto para el hueso periimplantario distal del modelo con implantes rectos, cuya justificación puede deberse al tipo de implante empleado con una porción supraósea de casi 2 mm asociado a que este tipo de puente trabaja como un bloque más sólido, armonizando la relación implante-supraestructura y concentrando mayor estrés en la interfase implante-hueso periimplantario. Sin embargo, para el modelo de puente con cantiléver disminuye la tensión en el hueso periimplantario disminuye ligeramente bajo carga no axial en relación a la aplicación de carga axial, esto puede ser debido por la dirección de las cargas no axiales/oblicuas aplicadas en este trabajo en dirección disto-mesial, en vez de vestibulo-linguales o linguo-vestibulares con mayor o menor ángulo de incidencia que son más lesivas que las disto-mesiales (Stegaroiu et al., 1998) y que se aplican en las publicaciones disponibles (Stegaroiu et al., 1998; Yokoyama et al., 2004; Kong et al., 2009), que alivia la carga sobre el voladizo como se explica en el apartado anterior.

6.2.1.3 Localización de la tensión en hueso periimplantario e implantes

Es incuestionable que la localización de la tensión en el hueso periimplantario e implante se produce en su mayor parte en la porción cortical del mismo en contacto con el cuello de la fijación (Cochran, 2000; Kayabasi et al., 2006) independientemente de la calidad ósea (Sevimay et al., 2005). La distribución de la tensión en el hueso periimplantario y el implante en coronas unitarias es dependiente de varios factores: el primero es la densidad ósea, cuanto menor es ésta mayor dispersión apical (Sevimay et al., 2005); el segundo se relaciona con las cargas oclusales en cuanto a dirección/punto de aplicación, bajo carga axial la tensión se localiza principalmente en todo el contorno de la cortical ósea periimplantaria y en el cuello del implante aunque también a nivel periapical del implante, sobre todo en implantes cilíndricos sin rosca, de menor diámetro y longitud; y bajo cargas oblicuas y horizontales, la tensión se concentra principalmente en la zona de contacto del cuello del implante en relación a la cortical ósea opuesta a la resultante de la fuerza (Eskitascioglu et al., 2004; Heckmann et al., 2006; Djebbar et al., 2010; Lin et al., 2010) y a la intensidad, es decir, a mayor intensidad de la fuerza mayor cantidad de tensión y por lo tanto superficie de dispersión, el tercero es dependiente del implante, en cuanto a su disposición, al igual que con las cargas axiales y no axiales (Cardelli et al., 2009), y a su

diámetro/longitud, disminuyendo la tensión en el hueso cortical e implante a medida que aumenta el diámetro del implante siendo la longitud influyente en su dispersión por el hueso trabecular como se puede apreciar en las Figura 42 y 43 (Himmlová et al., 2004; Baggi et al., 2008b).

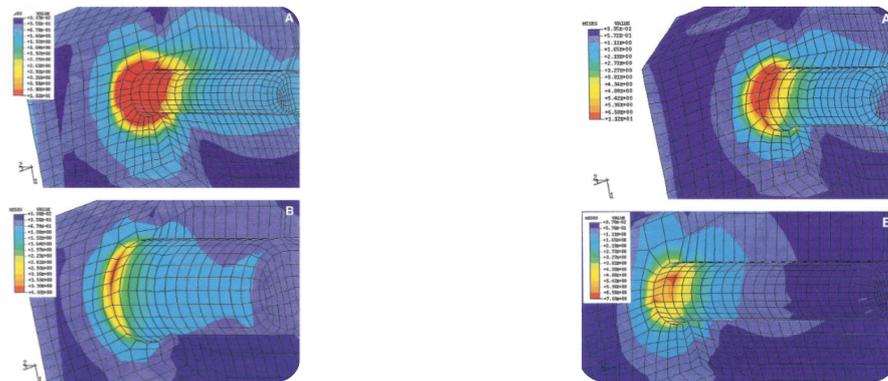


Figura 44 (izda) :Tensión en implantes unitarios de 2,9mm (A) y 6,5 mm (B) de diámetro (Himmlová et al., 2004). Figura 45 (dcha): tensión en implantes unitarios de 3,6 mm diámetro por 8 mm (A)y 17 mm (B) de longitud (Himmlová et al., 2004)

En cuanto a la localización de la tensión recibida en el implante en coronas unitarias en relación a la supraestructura, tornillo del pilar y el pilar, ésta es dependiente del tipo de conexión, la posición del implante, la dirección de la fuerza con respecto a su eje y de la angulación del pilar. Este trabajo se centra únicamente en los implantes de conexión interna, en los cuales bajo cargas axiales al eje mayor del implante la localización de la tensión se produce en todo el contorno de la plataforma interna, la zona en contacto con las primeras espiras del tornillo del pilar y en la región de apoyo de la supraestructura sobre el implante (De Cos et al., 2008; Nagasawa et al., 2008), mientras que bajo cargas no axiales de mayor o menor inclinación la distribución de la tensión se localiza en la pared lateral y la plataforma del lado hacia donde se dirige la resultante de la fuerza (Nagasawa et al., 2008; Djebbar et al., 2010).

Por otra parte, una vez explicado lo acontecido en prótesis implantosoportadas unitarias, se procede a desgarnar y analizar el comportamiento biomecánico respecto a la localización y dispersión de la tensión/deformación en prótesis parcial fija posterior de tres

unidades soportadas por dos implantes. Para facilitar su comprensión, se desglosará por modelo de puente.

Modelo implante inclinado

En condiciones de carga axial, la localización y distribución del estrés en hueso periimplantario e implante correspondiente al pilar mesial de cada modelo es semejante sea esta carga uniforme o no uniforme a excepción del modelo en cantiléver debido a que la configuración de puente es idéntica para los dos primeros, con pónico intermedio, mientras que el modelo en cantiléver el pónico es distal. Para el modelo con implante inclinado en el hueso periimplantario que rodea al implante mesial (que es el no inclinado), la tensión se localiza y distribuye en toda la periferia de la porción distal del hueso que rodea a la zona cervical del implante, disipándose rápidamente en horizontal y manteniéndose en dirección apical aproximadamente un tercio de la longitud total comprobando una mayor concentración de estrés aproximadamente en la zona de transición correspondiente a cuello y primera espira (para carga no uniforme no es tan llamativa esta distribución), así como en el hueso circundante al ápice del implante. Para el implante, sea la carga axial uniforme o no uniforme, la tensión se localiza en una visión central y lateral en la mitad distal de la plataforma del implante extendiéndose por idéntica región del cuello y en la segunda y tercera espiras coronales del cuerpo del implante, y también se localiza en el margen o asiento de la conexión interna prácticamente en toda su extensión, del mismo modo que ocurre en coronas unitarias bajo carga no axial (Nagasawa et al., 2008; Cardelli et al., 2009). Esto es debido al momento de rotación y a la fuerza intrusiva que hace que el implante distal se intruya y mesialice generando tensión en el hueso periimplantario en relación al ápice y a la cara distal del implante mesial, siendo predominante en el tercio cervical como ocurre en toda prótesis sobre implante al ser el punto de unión entre dos materiales de distinto modulo de Young. Además, al ser fuerzas axiales o paralelas al eje mayor de los implantes, producen una fuerza compresiva sobre toda la conexión interna del implante en relación con el pilar.

Cuando la carga deja de ser axial y se aplica carga inclinada, se aprecia una localización y distribución del estrés a nivel de hueso periimplantario mesial aumentada en la región apical y menos intensa en la zona coronal. Por su parte, en el implante mesial se

contempla una mayor extensión del estrés hacia la pared mesial de la conexión interna y hasta los dos tercios cervicales del cuerpo del implante en profundidad. Estos cambios son debidos a la carga aplicada sobre la corona mesial actúa sobre la pared mesial de la plataforma del implante mesial, aliviando la tensión en la porción distal y aumentando en la porción mesial tanto del hueso periimplantario como de la fijación. La descomposición de la resultante de las fuerzas tiene mayor componente axial a nivel del implante y hueso periimplantario mesial que junto con una mayor intrusión del implante disminuye la carga a nivel de la cortical y aumenta a nivel apical.

En lo referente al hueso que rodea al implante distal o inclinado, y al igual que pasaba a nivel del implante mesial, la dirección de la carga no influye en la localización y distribución del estrés, localizándose éste en la periferia de su porción coronal concentrándose en los tres cuartos mesiales de la zona y en el tercio coronal en profundidad, distribuyéndose y dispersándose en horizontal por una superficie mayor que por la que lo hace el mesial, al contrario que ocurre en lo publicado por Lan et al., (2008) y Cardelli et al., (2009), quienes informan que la localización de la tensión equivalente máxima de la carga se encuentra del lado hacia donde se inclina el implante y/o la dirección de la carga. Esto puede ser debido a la ferulización de éste a otro implante sobre el que pivota, en vez de girar sobre si mismo como ocurre en el caso de Cardelli et al., (2009) y por el tipo de carga aplicada en el estudio de Lan et al., (2008) sobre el centro de la supraestructura, que además es menor que la de este trabajo disminuyendo la intrusión del complejo implanto-protésico y con una inclinación del implante de 15° en vez de 45°.

Al igual que para el hueso, la localización y distribución de la tensión en el implante distal no se ve alterada por la dirección de las cargas. Para una y otra se localiza principalmente en un área no muy extensa en la zona mesial de la plataforma del implante y cuello hasta la primera espira, producto de la intrusión y mesialización producida por el momento de rotación de este modelo que tiene a separar el implante del pilar y el tornillo del pilar, del mismo modo que acontece en el trabajo de Baggi et al., (2008a). Pese a cambiar la dirección de la fuerza hay que tener en cuenta que con respecto a la inclinación del implante pilar (45°), las cargas son oblicuas sobre la pared mesial (45° en carga axial y 15° carga no axial), por lo que el patrón de distribución es similar.

Modelo en cantiléver

En lo que concierne a este modelo, la localización y distribución del estrés varía en cuanto a la dirección y distribución de la carga, con mayor intensidad en la región periapical con respecto a la porción cervical del hueso periimplantario distal bajo carga axial y no axial, resultados que no coinciden con lo publicado por Barbier et al., (1998), quienes encuentran mayor intensidad de tensión en la región cervical con respecto a la periapical en el implante adyacente al voladizo, seguramente debido a que la carga empleada en ese estudio estaba a muy poca distancia del implante/fulcro. Lo opuesto acontece en el hueso periimplantario mesial, de acuerdo con los datos de Barbier et al., (1998), excepto para una carga oblicua/no axial en el hueso periimplantario del implante mesial en el que prácticamente se equiparan. Se debe al momento flexor producido por la carga aplicada en el voladizo y la dirección apical de las cargas que genera una intrusión/tensión de compresión en el implante distal y extrusión/tensión de tracción en el mesial, y que bajo carga no axial en el implante mesial se equiparan las fuerzas de tracción con las de compresión al reducir el voladizo distal. En consecuencia, la localización del estrés en el hueso no varía apenas en la zona apical, mientras que en la región cervical es dependiente de la dirección y distribución de la carga, así pues, en el hueso periimplantario mesial para una carga axial y uniforme la concentración del estrés es preferentemente mesial al actuar como brazo de resistencia en el brazo de palanca generado sobre el pónico en voladizo, al igual que acontece en los trabajos de Stegaroiu et al., (1998) y Barbier et al., (1998); y para una fuerza aumentada en los pilares y disminuida en el pónico se contempla en el lado opuesto al aumentar la fuerza sobre los pilares y disminuirse sobre el pónico. Por su parte, en el hueso periimplantario del implante distal para una circunstancia de carga axial, uniforme o no, se contempla una distribución del estrés claramente distal disipada en sentido horizontal vestibular, palatino y distal al estar el pónico a distal del mismo y ejercer como punto de apoyo o fulcro del brazo de palanca, nuevamente concordante con lo dispuesto en la literatura (Barbier et al., 1998; Stegaroiu et al., 1998) y comparable a lo acontecido en coronas unitarias implanto soportadas bajo cargas oblicuas como lo expuesto por Nagasawa et al. (2008) y Djebbar et al., (2010), en la que el voladizo sería dependiente del punto de aplicación de la fuerza y la distancia de ésta hasta el fulcro,

el cual sería la pared del implante y zona de la plataforma hacia donde se dirige la resultante de la fuerza, mientras que el brazo de resistencia sería la pared contralateral.

Por su parte, cuando la naturaleza de la carga es no axial e independientemente de la distribución de la misma, obviando la región ósea circundante a los ápices de los implantes puesto que apenas a penas sufre variación, se observa que el estrés se sitúa en todo el contorno del tercio cervical de ambas fijaciones, con un predominio claro de la región distal del implante mesial y de la porción mesial del implante distal, debido a que la resultante de las fuerzas actúa como un columpio cuasi equilibrado, esto es, que la fuerza ejercida sobre el pilar mesial operaría como un voladizo mesial, la fuerza aplicada sobre el pilar distal resultaría en una fuerza entre ambos pilares/fulcro y la fuerza aplicada sobre el voladizo actuaría como voladizo distal de un tamaño similar al mesial. Estos resultados no son comparables a otros previamente existentes por la ausencia de estudios similares.

De igual manera, los implantes en este modelo también se ven afectados por las condiciones de la carga. El implante mesial por su parte localiza la tensión en la zona interna de la conexión con el pilar y sobre todo en contacto con la primera espira del tornillo del pilar debido a la tendencia a desinsertar la prótesis del implante mesial, encontrándose diferencias evidentes en la porción externa del implante en relación a la supraestructura y el hueso. Cuando se aplica carga axial sobre este modelo, la tensión generada sobre la porción externa del implante mesial es casi inexistente, mientras que bajo carga no axial la tensión se focaliza en la región cervico-distal del mismo. Esto es debido a que bajo carga axial el implante mesial actúa como brazo de resistencia disminuyendo la tensión recibida, mientras que para carga no axial se generan cargas compresivas sobre el apoyo de la supraestructura en su porción distal debido a la dirección mesial de la fuerza.

Del mismo modo, en el implante distal de este modelo la localización y distribución del estrés para todas las condiciones de carga es similar a la acontecida para el implante mesial bajo carga no axial, es decir, con un predominio del estrés en la conexión interna en relación al pilar y a la primera espira del tornillo del pilar, así como en la porción externa distal en contacto con la supraestructura, que son los componentes que mayor tensión

reciben en esta configuración de puente, y el hueso periimplantario debido al momento flector que sufre el modelo por la presencia del cantiléver distal.

Lamentablemente, en los estudios biomecánicos en prótesis parcial fija de tres unidades con voladizo sustentados por dos implantes, centran su análisis en la tensión sobre el hueso periimplantario dejando a parte la tensión sobre los implantes, lo cual evita que se puedan discutir estos resultados con precisión. Por este motivo, se compara con prótesis unitarias bajo cargas no axiales, como las estudiadas por Nagasawa et al. (2008) y Djebbar et al. (2010), en las cuales existe concordancia en cuanto a la localización de la tensión en la porción interna de los implantes, situándose ésta en la plataforma y en la zona de contacto con las primeras espiras el tornillo del pilar hacia donde se dirige la fuerza y de donde viene la misma, tendiendo a separar el implante del pilar.

Modelo de implantes rectos

Al igual que en los otros modelos, no se aprecian variaciones significativas con la localización del estrés en el hueso que rodea al implante mesial o distal en función de la dirección y la uniformidad de la carga. A nivel del pilar mesial, la tensión se localiza en los tres cuartos del área coronal del hueso periimplantario mesial, y a nivel del pilar distal, al revés en el tercio distal. Estos resultados concuerdan con los expuesto por otros autores como Stegaroiu et al., (1998), Barbier et al., (1998), Iplikçioğlu et al., (2002); Baggi et al., (2008a) y Eraslan et al., (2010).

Como se ha comentado en el apartado de resultados, en los implantes de este modelo, sea el mesial o el distal, tampoco la dirección de la carga influye significativamente en la localización del estrés; ni tampoco su uniformidad, a lo sumo quizás en una ligera mayor extensión del área de disipación en la carga no uniforme. Para el pilar mesial la tensión se localiza y distribuye por la plataforma y pared distal del implante (tres cuartos distales) y prácticamente en toda la superficie de la conexión interna (cuello hasta la primer espira), y para el implante distal la distribución zonal de la tensión es similar, con la salvedad que ahora la localización es en la mitad a tres cuartos mesiales principalmente, extendiéndose/disipándose por esa zona mesial del cuello al cuerpo del implante hacia la primera espira para carga axial y hasta la segunda y tercera espira en

carga no axial. Esta distribución de la tensión es pareja a la acontecida en otros trabajos como los de Baggi et al., (2008a) y Eraslan et al., (2010).

Esto sucede como consecuencia lógica de la flexión de la supraestructura que genera tensión de compresión en la porción distal del implante mesial y la mesial del implante distal, de este modo tiende a separar los ápices de los implantes generando la tensión en mesial del hueso periimplantario del implante mesial y en distal del hueso que rodea al implante distal.

6.2.2 Sobre la tensión en aditamentos protésicos y supraestructura para todos los modelos en función de la dirección y uniformidad de la carga, localización y distribución

Como se ha mostrado previamente la cantidad de tensión recibida por la restauración protésica varía ligeramente entre el modelo de implantes rectos y el modelo con implante inclinado, siendo los pilares tanto de situación mesial y distal los que menos tensión soportan, seguido de la supraestructura y los tornillos con la salvedad del tornillo del pilar mesial del modelo con implante inclinado, que recibe menor tensión que la supraestructura. Por su parte, en el modelo de puente en cantiléver los pilares son los que mayor tensión soportan, seguidos de los tornillos y la supraestructura, salvo en el supuesto bajo carga no axial y no uniforme en los que los tornillos mesial y distal son los que menor tensión reciben, seguidos del pilar mesial, supraestructura y pilar distal respectivamente.

Por las particularidades de cada modelo, el análisis de la transmisión de las cargas sobre los mismos se realizará uno a uno, no sin antes comentar generalidades de los componentes protésicos según están dispuestos en cada modelo. Se comienza por el primer componente en recibir la carga, la supraestructura, la cual recibe toda la fuerza en los puntos de aplicación de la fuerza, donde se genera gran tensión (Eskitascioglu et al., 2004). Esta tensión se disipa por una gran superficie hasta que la supraestructura entra en contacto con parte de la plataforma de los implantes y los pilares. En la zona del pónico de la supraestructura se genera un momento flector en los modelos con implantes rectos e inclinado, estando la flexión de la misma en relación con el cubo de la distancia interimplantaria (Misch, 2009); por su parte, en el modelo con cantiléver se genera un

momento flector a distal dependiente del brazo de palanca, en este caso, de la distancia desde el punto de aplicación de la fuerza sobre el voladizo hasta el fulcro.

Tras su paso por la supraestructura, la tensión no disipada llega a los componentes en relación con ésta, es decir, los implantes y los pilares. Estos últimos están en contacto con la supraestructura, el implante y el tornillo del pilar, por lo que tienen mucha superficie de contacto para distribuir la tensión recibida. Además de ello, la intensidad de la carga transmitida desde la supraestructura es de menor cuantía que la padecida por la misma. Asimismo, toda carga transmitida de manera axial al pilar, es más favorable para este componente como se aprecia en el modelo con implantes rectos bajo carga axial, favorecida por no tener una distancia interimplantaria excesiva, al mismo tiempo que no se generan apenas tensiones de tracción y/o cizalladura como ocurre en los otros dos modelos (la deformación de la supraestructura varía entre 0,02 y 0,03 mm en el modelo con implantes rectos; entre 0,18 y 0,24 mm en el modelo con implante inclinado; y entre 0,23 y 0,6 mm en el modelo con voladizo).

Por su parte, la tensión que llega al tornillo del pilar es dependiente de la tensión recibida por los pilares y los implantes, con una superficie de contacto menor que los demás componentes del sistema, por lo que a menor fuerza sufren mayor tensión. La tensión padecida por el tornillo del pilar es dependiente de la dirección de las cargas que tienden o no a separar los pilares de los implantes, siendo más elevadas en aquellos supuestos en que sí tienden a desacoplar ambos componentes como acontece al aplicar cargas no axiales, con la presencia de pilares angulados y/o de implantes inclinados (Eskitascioglu et al., 2004; Nagasawa et al., 2008; Cardelli et al., 2009).

Por otro lado, es importante resaltar que la tensión recibida por todos los componentes de los diferentes modelos e independientemente de la distribución e inclinación de la carga empeora o aumenta en el hueso de peor calidad (D4), con la salvedad del modelo de implantes rectos, en la supraestructura del modelo en cantiléver y en el pilar mesial del modelo con implantes inclinados bajo cualquier tipo de carga que prácticamente no se ven alterados. Este comportamiento biomecánico es justificable porque un tejido de sostén de menor densidad favorece los movimientos de los implantes dentro del hueso, cuya principal consecuencia es una mayor deformación de todos los

componentes del sistema. En las excepciones encontradas, cuasi se equiparan las tensiones en las dos calidades de hueso debido a que la disposición de los implantes se oponen a estos movimientos intrusivos.

6.2.2.1 Cantidad de tensión sobre la supraestructura

En nuestros resultados, el mayor valor de estrés en la supraestructura (2.570 MPa) acontece en el modelo con implante inclinado bajo carga no axial, no uniforme y en hueso de peor calidad (D4). Como se comenta previamente, la conjunción de una dirección angulada de la carga y su distribución cuantitativa dispar sobre las coronas añadido a un terreno de soporte de menor densidad, favorece una mayor intrusión y mesialización del implante distal y no tanto del implante mesial, generando mayor tensión a nivel del conector entre los dos premolares, objetivable al observar que la deformación del implante y el hueso periimplantario distal es un tercio mayor a la producida en los homónimos mesiales. Antagónicamente, la supraestructura con una disposición con pónico intermedio e implantes rectos paralelos a los extremos bajo carga axial, no uniforme dispuestos en hueso D3 es la que menor tensión soporta, lo cual refuerza la idea preconcebida de tratamiento ideal, y se debe a que prácticamente la totalidad de la fuerza, 350 N de 450 N, se ejerce con una dirección axial sobre los pilares de soporte aliviando la carga sobre el pónico, siendo casi el 100% de la tensión compresiva.

Como cabría esperar, la configuración del puente influye en la transferencia de tensión a la supraestructura. Pese a lo dispuesto en el estudio de Bevilacqua et al., (2008), quienes concluyen que inclinar los implantes disminuyendo el voladizo (a= 0° y 15 mm, b= 15° y 11,6 mm, c= 30° y 8,3 mm, d= 45° y 5 mm) es biomecánicamente más favorable también en la supraestructura (a=100 MPa; b= 88 MPa, -12%; c= 76 MPa, -24%; d= 59 MPa, - 41%), nuestros resultados muestran lo contrario, siendo el modelo con implante inclinado el que mayor estrés transfiere con diferencias significativas o importantes (unas 15 veces más) respecto al modelo de implantes rectos, que es el que menor estrés transfiere, y con menor diferencia respecto al modelo con cantiléver (1,5 a 3 veces más) independientemente de la inclinación y distribución de la carga. Estas discrepancias son debidas, al igual que acontece en los implantes y en el hueso, al tipo de prótesis que analizan estos autores (prótesis de arcada completa sobre cuatro implantes) y por la carga

aplicada sobre ellas (150 N sobre el extremo del cantiléver). Parece claro pues, desde un punto de vista biomecánico de la supraestructura y según lo dispuesto en nuestros resultados, que la configuración de puente de elección será aquella con implantes paralelos y pónico intermedio, seguido de aquella con cantiléver procurando disminuir la extensión y la carga del mismo, siempre y cuando, por el motivo que fuere, no se pueda disminuir la inclinación del implante en el modelo con implante inclinado.

Del mismo modo, en este trabajo, el ángulo de incidencia de las cargas también está en relación con la tensión/deformación producida en la supraestructura. Esto es concordante con lo dispuesto en la literatura disponible (Sannino et al., 2012), concluyendo en ambos que la dirección axial de la fuerza produce menor tensión en la supraestructura respecto de una angulada (15°, 30° y 35°) en prótesis parcial fija posterior de tres unidades soportada por dos implantes. Como excepción, en nuestros modelos, la carga inclinada de 30° en sentido disto-mesial mejora el estrés en la supraestructura respecto a la carga axial en el modelo con cantiléver, debido al “efecto balanza” producido, el cual transforma este modelo de voladizo unilateral en uno bilateral de extremos libres de menor tamaño, con las cargas cuasi equilibradas en ambos extremos.

Por otro lado, la distribución no uniforme de la carga con independencia de la inclinación de la misma transfiere menor cantidad de estrés a la supraestructura que la carga uniforme en todos los modelos, cuya justificación se basa en la aplicación de la mayor parte de la carga en las zonas con soporte directo, traduciéndose en una menor tensión/deformación de la supraestructura. Singularmente, en el modelo con implante inclinado, la tensión en la supraestructura es ligeramente mayor bajo cargas no uniformes, debido a que se ejerce más carga sobre el pilar/implante distal/brazo de potencia (175 N) a una mayor distancia (15,75 mm) sobre un soporte inclinado 45°, gestándose así un momento de rotación más lesivo que bajo cargas uniformes pese a ser más intensas las cargas distales al pilar mesial (300 N vs 275 N).

Nuevamente, la peor calidad del hueso periimplantario está en relación con un aumento de la tensión producida en la supraestructura aunque en esta ocasión de manera somera. Este hecho se debe a que el hueso de menor calidad/cantidad permite una mayor resiliencia de los elementos de sostén de la restauración, tendiendo a separarlos por la

flexión o cimbreo de la supraestructura, favoreciendo así mayor tensión y deformación de los componentes de los diferentes modelos. En el caso del modelo con cantiléver quizá por tener los implantes más cerca o bien porque no actúe ninguna fuerza entre ellos “separando” los componentes, actuaría como una ferulización más rígida no permitiendo tanta flexión en el tramo de la supraestructura entre los pilares, disminuyendo la importancia del tipo de hueso en estos ocho supuestos.

6.2.2.2 Cantidad de tensión sobre los pilares

Por lo que respecta a la tensión recibida por los pilares, el comportamiento del modelo con implantes rectos y pónico intermedio difiere de los otros dos, puesto que el pilar mesial (PM) de este modelo recibe sistemáticamente mayor cantidad de estrés para cualquier condición de carga, mientras que en los otros dos modelos es el pilar distal (PD) quien recibe mayor tensión. Este hecho es debido a que por la configuración del modelo con implantes rectos presenta una mayor rigidez minimizando movimientos de intrusión y/o rotación distal que acontece en los otros dos modelos.

Al analizar individualmente cada configuración de puente, comenzando por el de implantes rectos con pónico intermedio, se observa la influencia de la carga, en cuanto axialidad y localización del punto de aplicación de la misma, en la distribución de la tensión sobre los pilares. Por un lado, juega un papel importante la distancia desde el punto de aplicación de la fuerza en el pónico a los dos pilares, siendo menor al pilar mesial (7 mm) que al distal (8,75 mm), generando mayor tensión en aquel más cercano (PM= 56,1 MPa; PD= 53,5 MPa) cuasi equiparándose al disminuir la carga sobre el pónico (PM= 50 MPa; PD= 49,3 MPa) (Baggi et al., 2008a; Sannino et al., 2012). Este hecho conjuntamente con la dirección disto-mesial de la fuerza no axial hacia el pilar mesial aumenta la diferencia de la tensión recibida por el pilar mesial respecto al pilar distal sobre todo bajo carga uniforme (PM= 70,7 MPa; PD= 34,1 MPa) con respecto a la no uniforme (PM= 67,1 MPa; PD= 37,4 MPa) (Yokoyama et al., 2004; Simsek et al., 2006; Djebbar et al., 2010).

De otro modo, el pilar distal recibe mayor tensión que el pilar mesial en los modelos con implante inclinado y con cantiléver. En el primero de ellos, la tensión recibida

por el pilar distal es aproximadamente cuatro veces superior a la recibida por el pilar mesial en hueso D3 (PD= entre 427 y 518 MPa; PM= entre 106 y 132 MPa) y algo mayor en hueso D4, sin variaciones en el pilar mesial mientras que en el pilar distal se incrementa cerca de 80 MPa. La justificación de estos resultados se encuentran relacionados directamente con el diseño angulado 45° del pilar distal, el cual recibe las fuerzas en su porción vertical y las transmite a su eje oblicuo (45°) generando tensión de cizalladura. Como relata la literatura, al aumentar la angulación del pilar aumenta la tensión producida en el mismo, así pues, para una inclinación de 0°, 15° y 35° la tensión generada en el pilar es de 127, 132 y 160 MPa respectivamente bajo una carga axial al implante de 100 N (Cardelli et al., 2009). Asimismo, se incrementa la tensión recibida debido a la mayor deformación en todo el modelo en hueso de peor densidad (D4), oponiendo menor resistencia a la intrusión y rotación mesial del mismo.

En la misma línea pero por otros motivos, el pilar distal del modelo con cantiléver recibe mayor tensión que el pilar mesial, fácilmente entendible por ser el más cercano al pónico (Baggi et al., 2008a) que además no tiene soporte (Barbier et al., 1998; Stegaroiu et al., 1998; Eraslan et al., 2005). Además, cabe destacar la magnitud del estrés en los pilares del modelo en cantiléver (hueso D3 entre 660 y 2760 MPa), siendo mucho mayor que para los modelos con implante inclinado (entre 132 y 518 MPa) y con implantes rectos (entre 34,1 y 70,7 MPa). En este modelo, debido a la menor distancia interimplantaria, limita la intrusión de los mismos en el hueso periimplantario, observable por no tener mucha deformación el hueso periimplantario, hace que la tensión/deformación se concentre en los implantes y en la prótesis, sobre todo en los pilares y los tornillos de los pilares. Los valores de tensión/deformación de los pilares de este modelo son dependientes de la intensidad y dirección de la carga que recibe el voladizo, a mayor carga favorable al voladizo mayor tensión/deformación sobre los pilares puesto que genera un mayor momento flector, así pues, las cargas que generan mayor tensión en los pilares son la axial uniforme (hueso D3= entre 2530 y 2760 MPa y 0,16 y 0,24 mm), seguida por la carga axial no uniforme y la no axial uniforme (hueso D3= entre 1540 y 1790 MPa y 0,10 y 0,18 mm), y por último la no axial no uniforme (hueso D3= entre 666 y 807 MPa y 0,08 y 0,12 mm), debido al “efecto balanza” producido bajo las cargas no axiales y la disminución de la carga sobre el cantiléver bajo carga de distribución no uniforme.

6.2.2.3 Cantidad de tensión sobre los tornillos del pilar

En lo que concierne a los tornillos del pilar, al igual que ocurre en los otros componentes de los modelos a excepción de los pilares, los mayores valores de estrés ocurren en el modelo de implantes inclinados con valores comprendidos entre 1.390 y 2.450 MPa para hueso D3 que a su vez aumenta para hueso D4. En coronas implanto soportadas, la tensión en el tornillo del pilar aumenta a medida que incrementa la angulación del pilar y la intensidad de carga que sobre él se aplica, siendo la tensión casi el doble en pilares angulados 35° con respecto a aquellos con angulaciones de 15 y 25° (Cardelli et al., 2009). En el modelo con implantes inclinados, también recibe el doble de tensión el pilar angulado en relación al recto pese a tener una angulación de 45°. No obstante, entre los pilares rectos de estos modelos existe gran variación sobre la tensión recibida por los tornillos, debido a que actúan de pilar de una prótesis parcial fija posterior de tres unidades, con valores que distan entre 500 y 2690 MPa respecto al tornillo del pilar angulado (entre 2370 y 2890 MPa) dependiendo del modelo y las condiciones de carga.

Dejando al margen el tornillo del pilar angulado, de los tornillos de los pilares rectos el que mayor tensión recibe es el mesial del modelo con implante inclinado para cualquier condición de carga, excepto bajo carga axial y uniforme para hueso D3 y D4 que son ambos tornillos del pilar del modelo con voladizo. Como se comenta en otros apartados, el modelo con implante inclinado es el modelo que más deformación produce a nivel de hueso periimplantario tanto mesial como distal en todas las condiciones de carga, desplazándose más los diferentes componentes del puente, por lo que los tornillos se encuentran más activos para mantener unidos los pilares a los implantes. Por su parte, en el modelo con cantiléver (entre 484 y 1.250 MPa), al igual que ocurre en los pilares, la carga axial y uniforme es la más desfavorable para esta disposición de puente, debido a que es la que más actúa sobre el voladizo y menos sobre los pilares, con una tendencia mayor a desinsertar horizontalmente los pilares de los implantes, disminuyendo el efecto “beneficioso” de las cargas oclusales aplicadas sobre los pilares que tienden a mantener la unión implante-pilar, la cual en los otros modelos hacen que el estrés sufrido por los tornillos sea inferior a los homónimos de la configuración de puente con implante inclinado. Por otro lado, el menor estrés para los tornillos se localiza en los tornillos del puente con implantes rectos con valores entre 131 y 228 MPa debido a que por la

orientación de la carga y su distribución más uniforme del estrés contribuye con la unión pilar-implante, colaborando con la función retentiva de los tornillos del pilar.

En relación a la influencia de la dirección de la carga sobre la tensión recibida por los tornillos del pilar, la carga no axial incrementa la tensión en ambos tornillos en los modelos con pónico intermedio al igual que en otros trabajos (Sannino et al., 2012) y la mejora en el modelo con cantiléver, similar a lo acaecido en los pilares con la excepción del tornillo distal del modelo con implantes rectos que empeora debido la mayor tendencia a desunir el pilar e implante distal que bajo cargas axiales. Esta mejoría en la tensión sobre los tornillos de los pilares del modelo con cantiléver, es debida principalmente a lo explicado con anterioridad acerca de la disminución de la carga sobre el voladizo, conjuntamente con una menor distancia interimplantaria que disminuye los desplazamientos laterales desfragmentando la unión implante-pilar, entrando menos en función los tornillos de los pilares.

Por lo que atañe a la influencia de la distribución homogénea o no de la carga sobre la tensión recibida por los tornillos de los pilares, cuando la intensidad de la misma no es equivalente entre los pilares (175 N) y el pónico (100N), las cargas no uniformes no modifican o atenúan ligeramente la tensión recibida por los tornillos del pilar en el modelo implantes rectos, disminuyen entre un tercio y la mitad en el modelo con cantiléver como consecuencia lógica de aliviar la carga sobre el tramo sin soporte. De manera similar, en el modelo con implante inclinado la tensión recibida por el tornillo del pilar mesial no se modifica bajo carga axial mientras que bajo carga no axial su incremento es mínimo (10 MPa). Por su parte, en el tornillo del pilar distal de este modelo se produce un incremento de la tensión recibida casi despreciable (30 MPa) teniendo en cuenta la tensión recibida por el mismo (entre 2370 y 2890 MPa); esta circunstancia es debida a lo explicado con anterioridad relativo a la aplicación de una carga de mayor intensidad (175 N respecto a 150N) a una mayor distancia del fulcro (distancia entre el pilar distal y el pilar mesial), que por la disposición de este modelo favorece la intrusión y rotación mesial del mismo, pese a tener una intensidad de carga sobre pónico y pilar distal de menor potencia (275 N con respecto a 300 N).

6.2.2.4 Localización y distribución de la tensión en aditamentos protésicos y supraestructura

Estructura protésica/supraestructura

Referente a la localización de la tensión en la supraestructura, independientemente de la configuración de puente y el tipo de carga aplicada, la distribución de la máxima tensión equivalente sigue un patrón similar en todos ellos. Las zonas que soportan mayor estrés son los conectores (Ozen et al., 2007; Eraslan et al., 2010; Koka et al., 2012; Sannino et al., 2012), los puntos de aplicación de la carga en relación a los pilares (Eskitascioglu et al., 2004; Sevimay et al., 2005) y parte de las áreas de asiento de la supraestructura sobre los pilares e implantes (Ozen et al., 2007; Eraslan et al., 2010; Koka et al., 2012; Sannino et al., 2012).

Comenzando la disertación por los conectores, comentar que son las zonas de menor sección/superficie del tramo horizontal de la supraestructura padeciendo mayor tensión/deformación. En las configuraciones de puente con pónico intermedio y pilares en los extremos (modelo con implante inclinado y en el modelo de implantes rectos), bajo carga axial, la tensión se localiza principalmente en el conector distal y en menor grado en el conector mesial debido a una mayor longitud entre el pónico y el pilar distal respecto al pónico y el pilar mesial, y por tanto acarrea mayor tensión/deformación (Misch, 2009). Por su parte, bajo carga oblicua en sentido disto-mesial, la distribución del estrés se equipara en ambos conectores disipándose incluso por la porción disto-coronal del primer premolar debido a que la resultante de la fuerza compensa las diferentes distancias del pónico a los pilares (Ozen et al., 2007; Eraslan et al., 2010; Sannino et al., 2012). Por su parte, el modelo con pónico en extensión, el conector que mayor tensión recibe es el que está en relación al voladizo debido a que es el único nexo de unión entre este y la supraestructura, con diferencia más evidente bajo carga axial y uniformemente distribuida (Eraslan et al., 2005; Koka et al., 2012).

Por lo que se refiere a los puntos de aplicación de la fuerza, son las superficies donde inciden de manera directa todas las cargas, que en la zona en relación a los pilares tienen poco margen para disipar la tensión y deformarse. Esto es así para las coronas sustentadas mediante implantes y pilares “rectos”, es decir, todas aquellas excepto la

corona distal del modelo con implante inclinado, debido a la intrusión del mismo, justificable por ser el hueso periimplantario que más se deforma (0,065mm), 4 y 2 veces más que en el modelo de implantes rectos y el modelo con cantiléver respectivamente. En la literatura disponible, el máximo estrés equivalente acontece en los puntos de aplicación de la carga en coronas unitarias (Eskitascioglu et al., 2004; Sevimay et al., 2005; Kayabasi et al., 2006), prótesis fija de 3 unidades aunque estos no estén en relación a los pilares (Ozen et al., 2007; Eraslan et al., 2010) y en aquellas de arcada completa (Bevilacqua et al., 2010).

En lo que concierne a la zona de contacto de la supraestructura con la plataforma de los implantes-pilares, concentra la tensión por ser el área de apoyo de la supraestructura con sus pilares. La localización y distribución del estrés en esta región de la supraestructura es dependiente del comportamiento de cada modelo, así pues, en el de implantes rectos, la tensión se sitúa en la mitad mesial del retenedor distal y en la mitad distal del retenedor mesial debido a que el cimbreo o momento flector de la viga de la supraestructura tiende a separar los retenedores (Ozen et al., 2007; Eraslan et al., 2010). Por su parte, en el modelo con implante inclinado, a pesar de tener una supraestructura cuasi idéntica al modelo anterior, se acentúa la tensión en la porción distal del retenedor mesial siendo más somera la acontecida sobre el retenedor distal puesto que el implante mesial en este modelo es la estructura más rígida/estable actuando de fulcro/eje de rotación, concentrando las tensiones por mayor desplazamiento del resto del sistema, al igual que ocurre en las coronas unitarias implantosoportadas bajo cargas no axiales (Eskitascioglu et al., 2004). De otro modo, en el modelo con pónico en voladizo la tensión se localiza principalmente en el tercio distal del retenedor distal, que al igual que en el modelo anterior, actúa como fulcro o eje de rotación de la extensión (Eraslan et al., 2005). Por su parte, en la parte de apoyo de la supraestructura con el implante-pilar mesial, la tensión se produce muy sutilmente en el contorno mesial y distal del retenedor, que compensa la tensión de tracción generada con la carga aplicada sobre el voladizo con las fuerzas de compresivas aplicadas sobre los pilares.

Pilares

En relación a la localización de la tensión en los pilares, al analizar su distribución se puede deducir qué tipo de fuerzas está recibiendo cada uno de ellos según las cargas aplicadas así como inferir el comportamiento de cada modelo en las diversas situaciones. Por configuración de puente y comenzando por el modelo con implante inclinado y pilar angulado, se confirma lo comentado en otros apartados acerca de la intrusión del implante distal y la rotación mesial en torno al implante mesial, puesto que la tensión recibida por el pilar mesial se distribuye, independientemente de la dirección de la carga y de su uniformidad, por algo más de la mitad distal de su superficie localizándose preferentemente en el tercio coronal y en la mitad apical, comprendiendo una parte en relación con la conexión interna a excepción del hexágono/octógono interno donde no se observa estrés. Esta localización y distribución de la tensión es similar a lo dispuesto por otros autores que han estudiado la influencia de las cargas no axiales en prótesis unitarias, localizando la máxima tensión equivalente del pilar en relación con el punto de aplicación de la fuerza (tercio coronal distal) y en la zona de unión del pilar en con la plataforma del implante en el lado hacia donde va la fuerza (Eskitascioglu et al., 2004; Nagasawa et al., 2008; Djebbar et al., 2010).

En cuanto al pilar distal o angulado 45° del modelo con implantes inclinados, se constata que la tensión se localiza y distribuye más o menos uniformemente por toda la superficie del pilar de coronal a apical y de mesial a distal, independientemente de la dirección de la carga y de la uniformidad, aunque en carga no axial y no uniforme aparecen algunas zonas de mayor tensión como en la mitad mesial coronal, debido a que la carga no axial en sentido disto mesial localiza el punto de aplicación de la carga en el tercio coronal mesial del pilar (Eskitascioglu et al., 2004; Nagasawa et al., 2008). En el tercio medio del pilar, la tensión principalmente se localiza en la porción distal debido a que por el momento intrusivo y de rotación mesial, la supraestructura presiona en ese punto hacia mesial el pilar, no comparable a ningún otro trabajo por la inexistencia de datos disponibles acerca de la localización y distribución de la tensión en pilares angulados. El tercio gingival del pilar en contacto con la plataforma del implante la tensión, localiza la tensión en su porción vestibular, palatina y mesial, por lo que se deduce que la resultante de las fuerzas en este componente según el comportamiento del modelo lleva una dirección

ápico-mesial justificando en momento de rotación que sufre esta configuración de puente en estos ensayos, con una distribución similar a la de un pilar rectos bajo cargas oblicuas o verticales fuera del eje mayor del implante (Eskitascioglu et al., 2004; Nagasawa et al., 2008; Djebbar et al., 2010).

Por su parte, en el modelo con pónico en cantiléver, el máximo estrés equivalente sufrido tanto por el pilar mesial y como por el distal se localiza en un área escueta situado en el tronco-cono de la conexión interna en la proximidad del hexágono, semejante para las diferentes condiciones de carga. Debido seguramente al componente axial/vertical de las cargas sobre los pilares y al efecto balanza de las no axiales, que concentran la tensión en todo el contorno de los pilares en relación a la plataforma de los implantes. Sorprende que la localización de la máxima tensión equivalente sobre los pilares mesial y distal no se modifique bajo carga axial y carga no axial, puesto que hay una diferencia cuantitativa de la tensión/deformación próxima a los 1000 MPa y 0,04-0,07 mm entre ambas; quizás, cabría esperar al igual que en pilares unitarios bajo cargas no axiales y axiales alejadas del eje mayor del implante, una localización de la tensión en el pilar próximo a la extensión en el tercio coronal distal y en el tercio distal en relación con la plataforma del implante bajo cargas axiales (Eskitascioglu et al., 2004; Nagasawa et al., 2008), y la localización obtenida en este trabajo bajo cargas no axiales en sentido disto-mesial por el “efecto balanza” acontecido.

Con lo que respecta al modelo de implantes rectos, la localización y distribución de la tensión en el pilar mesial y en el pilar distal es similar aunque con matices. En ambos, la tensión se localiza de manera similar a los pilares unitarios bajo carga axial, abarcando todo el contorno del tercio coronal, transmitida por proximidad al punto de aplicación de la fuerza, y en la mitad apical, por el componente compresivo de las cargas (Kayabasi et al., 2006; Nagasawa et al., 2008; Djebbar et al., 2010). La diferencia entre ambos pilares es debida a la carga aplicada sobre el pónico y el consecuente momento flector que se produce sobre la supraestructura, localizando la tensión ligeramente hacia distal en el pilar mesial y hacia mesial en el pilar distal (Sannino et al., 2012).

Tornillos del pilar

Con respecto a la distribución de la tensión en el tornillo del pilar, se discute nuevamente por configuración de puente. En el modelo con implante inclinado, la localización de la tensión en ambos tornillos del pilar prácticamente apenas sufre variación bajo cualquier condición de carga, independientemente de su dirección y distribución, debido a un comportamiento similar del modelo bajo todas ellas, generando la intrusión y rotación mesial del implante distal. En el tornillo del pilar mesial, la localización del estrés se produce en la parte más externa de la periferia de la zona inferior de la cabeza y en pequeñas áreas aisladas de las espiras del tercio medio del tornillo; la disposición del estrés en la parte inferior de la cabeza del tornillo atañe a la fijación del pilar mientras que la tensión en las espiras concierne a la fijación del tornillo al implante, consecuencia del momento de rotación el cual tiende a desinsertar el pilar del implante, similar a lo que sucede en un pilar recto unitario sobre el que actúan fuerzas no axiales (Kayabasi et al., 2006; Djebbar et al., 2010). Por su parte, en el tornillo distal (pilar angulado 45°) el estrés se localiza en la cabeza del mismo distribuyéndose por la periferia de su cara superior y sobre todo en la zona distal de su base y de la segunda y tercera rosca inicial, es decir, en su porción convexa, debido a que la fuerza tiende a incrementar la discrepancia de ejes entre el pilar y el implante concentrando las tensiones en la zona del tornillo en relación a la unión de ambos componentes, es decir, la cabeza y la segunda y tercera rosca disto-coronal del mismo, al igual que relatan Cardelli et al., (2009).

En referencia a la localización de la tensión en los tornillos del modelo con cantiléver, la distribución de la misma en el tornillo del pilar mesial es semejante a la acaecida en el homónimo del modelo con implante inclinado aunque con mayor área de dispersión en la cabeza y en las espiras del tercio medio y apical, concentrándose más por el borde distal de las mismas (Kayabasi et al., 2006; Djebbar et al., 2010), debido al componente lateral/oblicuo que soporta este pilar debido al cantiléver distal de la supraestructura. Por su parte, la localización del estrés en el tornillo del pilar distal se sitúa principalmente en distal de los dos tercios de las espiras apicales y en la base de la cabeza del tornillo, producto de la tensión de cizalladura producida al no tener soporte el voladizo, como acontece en pilares rectos unitarios bajo cargas no axiales de gran intensidad (Nagasawa et al., 2008).

Por su parte, la localización de la tensión en los tornillos del pilar del modelo con implantes rectos, se sitúa en el contorno de la penúltima y la antepenúltima espira bajo carga axial, debido a que la dirección de la carga tiende a unir implante y pilar, sin generar tensión en la cabeza del tornillo del pilar y transmitiendo toda la carga sobre la región apical de los tornillos (Nagasawa et al., 2008; Djebbar et al., 2010). Sin embargo, con una carga oblicua la tensión se localiza en la porción mesial de prácticamente todas las espiras de ambos tornillos con una mayor concentración en el tercio apical menos la última, sin afectar casi a la cabeza del mismo debido a la dirección mesial de la fuerza y al gran componente compresivo que sufre el mismo, el cual no permite apenas desplazamiento del pilar en relación al implante (Nagasawa et al., 2008).

7

CONCLUSIONES

De acuerdo con los resultados obtenidos y teniendo en cuenta las limitaciones de este tipo de estudios, se pueden deducir las conclusiones siguientes en concordancia con la hipótesis inicial y los objetivos a conseguir:

1. La transmisión del estrés al terreno de soporte, aditamentos protésicos y supraestructura en prótesis parcial fija posterior de tres unidades soportada por dos implantes depende de la configuración de puente, la calidad del terreno de soporte y las diferentes cargas que sobre ellos se aplican.
2. La tensión/deformación, de mayor a menor, se localiza y distribuye en los modelos con pónico intermedio por los implantes, los tornillos del pilar, la supraestructura, los pilares y el hueso periimplantario. Por su parte, en el modelo con cantiléver los componentes que reciben mayor tensión son los pilares, seguido por los tornillos, la supraestructura, los implantes y el hueso periimplantario.
3. La calidad/cantidad del hueso de soporte influye en el estrés generado en los diferentes componentes de los distintos modelos, siendo mayor en el hueso D4 con respecto al hueso D3.
4. La distribución no uniforme (aumentada en los pilares y disminuida en el pónico) de la carga induce menor tensión/deformación en todos los componentes del sistema en los

modelos con implantes rectos y con cantiléver, mientras que en el modelo con implante inclinado es biomecánicamente más favorable la distribución uniforme de la carga.

5. La configuración de puente más propicia desde el punto de vista biomecánico es aquella con implantes rectos, seguida por aquella con pónico en extensión y finalmente la soportada por un implante inclinado.
6. La carga axial produce menor tensión que la carga no axial 30° en sentido disto-mesial para las configuraciones de puente con pónico intermedio, lo contrario sucede en el modelo con cantiléver distal.
7. La mayor tensión se localiza para todos los modelos, con ligeras alteraciones en función de la dirección y distribución uniforme o no de las cargas, en el hueso periimplantario cortical en relación al cuello del implante, y en algunos casos en contacto con el ápice del mismo. Por su parte, en el implante se emplaza en el cuello en contacto con el hueso cortical, la zona de la conexión del mismo en relación al pilar, la zona de apoyo de la supraestructura con respecto a este y en la zona de acción del tornillo cuando la resultante de las cargas tiende a desinsertar el pilar del implante.
8. En el tornillo del pilar la tensión se halla en la porción inferior de la cabeza del tornillo y en alguna espira, variando esta localización según sea su posición mesial o distal, el tipo de carga aplicada y el modelo de puente. En los pilares el estrés se concentra en la región coronal, en la base del pilar en relación a la conexión del implante y en las porciones laterales del pilar en relación a la plataforma del implante. La tensión en la supraestructura se ubica en los conectores, en las zonas de aplicación de la carga de los pilares y en las zonas de apoyo de los retenedores con la plataforma de los implantes.
9. La configuración de puente implanto soportada de tres unidades con pónico intermedio e implantes rectos y paralelos en los extremos es la más favorable desde el punto de vista biomecánico, independientemente de la dirección y distribución de la carga y el terreno de soporte.
10. La carga axial y no uniforme es la que menor tensión/deformación genera en el modelo con implantes rectos, por su parte en el modelo con cantiléver es la carga no uniforme y no axial mientras que en el modelo con implantes inclinados es la carga axial y uniforme.
11. Según los resultados obtenidos, se puede aceptar parcialmente la hipótesis de trabajo inicial o de partida: “una configuración de puente maxilar de tres unidades soportadas

por dos implantes con pónico intermedio es la que transfiere menor tensión a los implantes y hueso periimplantario”, debido a que es cierto únicamente en el modelo con implantes rectos y no así en el modelo con implante inclinado con respecto al modelo con cantiléver.

8

BIBLIOGRAFÍA

- Adell et al., 1981 Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416
- Adell et al., 1990 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;5:347-59
- Aglietta et al., 2009 Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Brägger U, Pjetursson BE, Lang NP, Salvi GE. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantiléver extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Impl Res* 2009;20:441-51
- Ahlberg et al., 2003 Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ, Kononen MH. Maximal bite force and its Association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of Young adults. *Cranio* 2003;21:248-52
- Akça e Iplikçioğlu, 2001 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;16:722-30
- Albrektsson et al., 1986 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
- Anitua y Orive, 2009 Anitua E, Orive G. Finite element analysis of the influence of the offset placement of the an implant-supported prosthesis on bone stress distribution. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;89:275-81
- Anusavice, 2004 Anusavice KJ. *Phillips: La ciencia de los materiales dentales*. 11ª Edición. Madrid: Elsevier, 2004

- Aparicio et al., 2001 Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periosteal study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3:39-49
- Ashman y Van Buskirk, 1987 Ashman RB, Van Buskirk WC. The elastic properties of a human mandible. *Adv Dent Res* 1987;1:64-7
- Att et al., 2009 Att W, Bernhart J, Strub JR. Fixed rehabilitation of the edentulous maxilla: possibilities and clinical outcome. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:60-73
- Baggi et al., 2008a Baggi L, Cappelloni I, Maceri F, Vairo G. Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory* 2008;16:971-87
- Baggi et al., 2008b Baggi L, Capelloni I, Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008;100:422-31
- Baggi et al., 2013 Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent* 2013;109:9-21
- Bahat, 2000 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;15:646-53
- Baiamonte et al., 1996 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;22:104-10
- Balevi, 2010 Balevi B. Implant-supported cantilevered fixed partial dentures. *Evid Based Dent* 2010;11:48-9
- Balleri et al., 2010 Balleri P, Ferrari M, Veltri M. One-year outcome of implants strategically placed in the retrocanine bone triangle. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:324-30
- Barbier et al., 1998 Barbier L, Vander Stolen 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;25:847-58
- Barbier y Schepers, 1997 Barbier L, Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:215-23
- Baumeister y Avallone, 1978 Baumeister T, Avallone EA. *Mark's standard handbook of mechanical engineers*. Nueva York: McGraw-Hill, 1978
- Becker, 2004 Becker CM. Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: a 10-year retrospective analysis. *Quintessence Int* 2004;35:437-41
- Bernardes et al., 2009 Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, Das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:781-9
- Bevilacqua et al., 2008 Bevilacqua M, Telado T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont* 2008;21:539-42

- Bevilacqua et al., 2010 Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, 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
- Bidez et al., 1990 Bidez M, McLoughlin S, Lemnos JE. FEA investigations in plate-form dental implant design. In: *Proceedings of the First World Congress of Biomechanics*. San Diego: SC, 1990
- Bidez y Misch, 1992 Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent* 1992;1:289-94
- Borchers y Reichart, 1983 Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62:155-9
- Bozkaya et al., 2004 Bozkaya D, Müftü S, Müftü 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;92:523-30
- Brägger et al., 2001 Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures(FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:26-34
- Bränemark et al., 1969 Bränemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconst Surg* 1969;3:81-100
- Bränemark et al., 1977 Bränemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, and other. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconst Surg* 1977;16:1-132
- Bränemark et al., 1986 Bränemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue integrated prostheses*. Chicago: Quintessence, 1986
- Bravo-Pérez et al., 2006 Bravo-Pérez M, Casals-Peidro E, Cortés-Martínicorena FJ, Llodra-Calvo JC, Álvarez-Arenas Pardina I, Hermo-Señariz P et al. Encuesta de Salud Oral en España 2005. *RCOE internet* 2006
- Brunski, 1988 Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:85-97
- Buser et al., 1998 Buser D, Belser UC, Lang N. The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontology* 2000 1998;17:106-18
- Calandriello y Tomatis, 2005 Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:1-12
- Canay et al., 1996 Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int* 1996;27:591-8
- Cardelli et al., 2009 Cardelli P, Montani M, Gallio M, Biancolini M, Brutti C, Barlattani A. Angulated abutments and perimplants stress: FEM analysis. *Oral Implantol* 2009;1:3-10
- Carlsson, 1974 Carlsson GE. Bite force and chewing efficiency. *Front Oral Physiol* 1974;1:265-92

- Carlsson, 2009 Carlsson GE. Dental occlusion: modern concepts and their application in implant prosthodontics. *Odontology* 2009;97:8-17
- Carr et al., 2006 Carr A, McGivney G, Brown D. *McCracken Prótesis parcial removible*. 11º Ed. Madrid. Elsevier. 2006.
- Carr y Laney, 1987 Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prosthesis and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:101-8
- Çehrelı e Iplikçioğlu, 2002 Çehrelı M, Iplikçioğlu H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent* 2002;11:286-92
- Çehrelı et al., 2004 Çehrelı M, Duyck J, Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A Photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Imp Res* 2004;15:249-57
- Choy y Kydd, 1988 Choy E, Kydd WL. Bite force duration a diagnostic procedure for mandibular dysfunction. *J Prosthet Dent* 1988;60:365-8
- Christensen, 2000 Christensen G. Treating bruxism and clenching. *J Am Dent Assoc* 2000;131:233-5
- Clelland et al., 1991 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;6:391-8
- Cochran, 2000 Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: a consensus report. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:33-58
- Cointry et al., 2003 Cointry GR, Capozza RF, Ferreti JL, Frost HM. Hacia un diagnóstico antropométrico de las osteopenias y un diagnóstico biomecánico de las osteoporosis. *Medicina* 2003;63:737-47
- Cruz et al., 2009 Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Da Silva Barra LP, 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 et al., 2000 Curtis DA, Sharma A, Finzen FC, Kao TR. Occlusal considerations for implant restorations in the partially edentulous patient. *J Calif Dent Assoc* 2000;28:771-9
- Danza et al., 2010 Danza M, Quaranta A, Carinci F, Paracchini L, Pompa G, Voza I. Biomechanical evaluation of dental implants in D1 and D4 bone by finite element analysis. *Minerva Stomatol* 2010;59:305-13
- De Cos et al., 2008 De Cos FJ, Lasheras F, García PJ, Álvarez-Arenal A. Nonlinear numerical analysis of a double-threaded titanium alloy dental implant by FEM. *Applied Mathematical and Computation* 2008;206:952-67
- Del Fabbro et al., 2012 Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14:612-21
- Ding et al., 2009 Ding X, 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;11:279-87
- Djebbar et al., 2010 Djebbar N, Serier B, Bachir B, Benbarek S, Draı A. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. *Materials and Design* 2010;31:2097-101

- Duyck et al., 2001 Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:207-18
- Eliasson et al., 2006 Eliasson A, Eriksson T, Johansson A, Wennerberg A. Fixed partial prostheses supported by 2 or 3 implants: A retrospective study up to 18 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:567-74
- Enciclopedia
Salvat de Ciencia
y Técnica, 1984 Enciclopedia Salvat de Ciencia y Técnica. Tomo 13. Titanio. Barcelona. Salvat Editores. 1984
- Eraslan et al., 2005 Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures: a finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005;32:273-8
- Eraslan et al., 2010 Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The effect of framework design on stress distribution in implant-supported FPDs: A 3-D FEM study. *Eur J Dent* 2010;4:374-82
- Eser et al., 2009 Eser A, Akça K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implant bars. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:439-46
- Eskitascioglu et al., 2004 Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Hocican E, Unsal 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;91:144-50
- Falk et al., 1990 Falk J, Laurell L, Lundgren D. Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant supported prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:70-7
- Fortín et al., 2002 Fortín Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: A 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4:69-77
- Fortin et al., 2009 Fortin T, Isidori M, Bouchet H. Placement of posterior maxillary implants in partially edentulous patients with severe bone deficiency using CAD/CAM guidance to avoid sinus grafting: a clinical report of procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:96-102
- Frost, 1987 Frost HM. Bone mass and the mechanostat: a proposal. *Anat Rec* 1987;219:1-9
- Frost, 2003 Frost HM. Bone's Mechanostat: a 2003 Update. *Anat Rec* 2003;275:1081-101
- Geng et al., 2001 Geng J, Tan KB, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98
- Gere, 2006 Gere JM. *Mecánica de materiales*. México DF: Thomson, 2006
- Gibbs et al., 1986 Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent*. 1986;56:226-9
- Glantz et al., 1993 Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randon K et al. On clinical loading of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 1993;4:99-105

- Glauser et al., 2007 Glauser R, Zembic A, Ruhstaller P, Windisch S. Five-years results of implants with an oxidized surface placed predominantly in soft quality bone and subjected to immediate occlusal loading. *J Prosthet Dent* 2007;97:59-68
- Goiato et al., 2009 Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro P, Ferração R, Pellizzer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensiometry. *J Craniofac Surg* 2009;20:561-4
- Gotfredsen et al., 2001 a Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load. A study in the dog (I). *Clin Oral Implants Res* 2001;12:1-8
- Gotfredsen et al., 2001 b Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). *Clin Oral Implants Res* 2001;12:196-201
- Gotfredsen et al., 2001 c Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration. A study of the dog (III). *Clin Oral Implants Res* 2001;12:552-8
- Gross, 2008 Gross MD. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Australian dental Journal* 2008;53:60-8
- Hälg et al., 2008 Hälg GA, Schmid J, Hämmerle CHF. Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilever. *Clin Oral Impl Res* 2008;19:983-90
- Haraldson et al., 1979 Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontológica Scandinavia* 1979;37:195-206
- Haraldson et al., 1979 Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 1979;6:41-8
- Haraldson y Carlsson, 1977 Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scandinavian J Dental Research* 1977;85:200-8
- Haraldson y Zarb, 1988 Haraldson T, Zarb GA. A 10 year follow up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implants bridges. *Scand J Dent Res* 1988;96:243-52
- Haraldson, 1980 Haraldson T. A Photoelastic study of some biomechanical Factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1980;14:209-14
- Hay, 1985 Hay JG, *The Biomechanics of sport techniques*. New Jersey: Prentice-Hall, 1985
- Hazelwood et al., 2001 Hazelwood SJ, Martin RB, Rashid MM, Rodrigo JJ. A mechanistic model for internal bone remodeling exhibits different dynamic responses in disuse and overload. *J Biomech* 2001;34:299-308
- Heckmann et al., 2006 Heckmann S, Karl M, Wichmann M, Winter W, Graef F, Taylor. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. *Clin Oral Impl Res* 2006;17:345-50
- Heitz-Mayfield et al., 2004 Heitz-Mayfield LJ, Schmid B, Weigel C et al. Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog. *Clin Oral Implant Res* 2004;15:259-68

- Helkimo et al., 1977 Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontológica Scandinavica* 1977;35:297-303
- Hermann et al., 2007 Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant Dent* 2007;16:165-75
- Himmlová et al., 2004 Himmlová L, Dostálová T, Kácovsky A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004;91:20-5
- Holmes et al., 1992 Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:450-8
- Holmes y Loftus, 1997 Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseus implants. *J Oral Implantol* 1997;23:104-11
- Holmgren et al., 1998 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 load direction. *J Oral Implantol* 1998;24:80-8
- Huang et al., 2009 Huang Y, Keling L, Rahimi A, Reimann S, Eliades T, Jäger A, Bourauel C. Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:638-43
- Idhe et al., 2008 Idhe S, Goldmann T, Himmlová L, Aleksic Z. The use of finite element analysis to model bone-implant contact with basal implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:39-48
- Isidor, 1996 Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:143-52
- Jaffin y Berman, 1991 Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Bränemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62:2-4
- Jemt, 1991 Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Bränemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prostheses placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxill Implants* 1991;6:270-6
- Kakudo y Amano, 1972 Kakudo Y, Amano N. Dynamic changes in jaw bones of rabbit and dogs during occlusion, mastication, and swallowing. *J Osaka Univ Dent Sch* 1972;6:126-36
- Karl et al., 2008 Karl M, Wichmann MG, Heckmann SM, Krafft T. Strain development in 3-unit implant-supported CAD/CAM restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:648-52
- Kayabasi et al., 2006 Kayabasi O, Yüzbasioğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software* 2006;37:649-58
- Kerous, 1967 Kerous FJ. Effects of occlusal trauma on the periodontal vasculature: a review. *Chronicle* 1967;30:146-8
- Kim et al., 2005 Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:26-35

- Kinsel y Lin, 2009 Kinsel RP, Lin D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *J Prosthet Dent* 2009;101:388-94
- Kitagawa et al., 2005 Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dent Mater J* 2005;24:219-24
- Kitamura et al., 2004 Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:401-12
- Koca et al., 2005 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
- Koka et al., 2012 Koka P, Mohaptra A, Anandapandian PA, Murugesan K, Vasanthakumar M. The effect of implant design on the stress distribution in a three-unit implant-supported distal cantilever fixed partial denture: A three-dimensional finite-element analysis. *Indian J Dent Res* 2012;23:129-34
- Kong et al., 2009 Kong L, Gu Z, Hu K, Zhou H, Liu Y, Liu B. Optimization of the implant diameter and length in type B/2 bone for improved biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software* 2009;40:935-40
- Koutouzis y Wennström, 2007 Koutouzis T, Wennström JL. Bone level changes at axial- and non-axial-positioned implants supporting fixed partial dentures. A 5-year retrospective longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:585-90
- Kreissl et al., 2007 Kreissl M, Gerds T, Muehe R, Heydecke G, Strub J. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Impl Res* 2007;18:720-6
- Krekmanov et al., 2000 Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:405-14
- Kydd y Toda, 1962 Kydd WL, Toda JM. Tongue pressures exerted on the hard palate during swallowing. *J Am Dent Assoc* 1962;65:319-30
- Lan et al., 2008 Lan TH, Huang HL, Wu JH, Lee HE, Wang CH. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci* 2008;24:138-43
- Lan et al., 2010 Lan TH, Pan CY, Lee HE, Huang HL, Wang CH. Bone stress analysis of various angulations of mesiodistal implants with splinted crowns in the posterior mandible: a three-dimensional finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:763-70
- Lang et al., 2000 Lang NP, Wilson TG, Corbert EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implant Res* 2000;11:146-55
- Lang et al., 2004 Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger 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. II. Combined tooth-implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:643-53
- Lanza et al., 2005 Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater* 2005;21:709-15

- Lee et al., 2005 Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent* 2005;94:377-81
- Lekholm y Zarb, 1985 Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence;1985. p. 199-210
- Li et al., 2009 Li T, Kong L, Wang Y, Hu K, Song L, Liu B, Li D, Shao J, Ding Y. Selection of optimal dental implant diameter and length type IV bone: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;38:1077-83
- Lian et al., 2010 Lian Z, Guan H, Ivanovski S, Loo YC, Johnson NW, Zhang H. Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010;39:690-9
- Lin et al., 2008 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 et al., 2009 Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental Implant induced bone remodeling and associated algorithms. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2009;2:410-32
- Lin et al., 2010 Lin CL, Lin YH, Chang SH. Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: Prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm. *J Biomechanics* 2010;43:644-51
- Lindhe, 2008 Lindhe J. *Periodontología Clínica e Implantología Odontológica*. Buenos Aires: Médica Panamericana, 2008
- Lindquist et al., 1997 Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Association between marginal bone loss around osseointegrated mandibular implants and smoking habits: a 10-year follow-up study. *J Dent Res* 1997;76:1667-74
- Lobbezoo et al., 2006 Lobbezoo F, Van Der Zaag J, Maeije M. Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants: an updated review. *J Oral Rehabil* 2006;33:293-300
- Lundgren et al., 1989 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;4:277-83
- Mahler y Peyton, 1955 Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res* 1955;34:831-8
- Maló et al., 2003 Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-four" immediate-function concept with Brånemark system implants for completely edentulous mandibles; A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5:2-9
- Manz, 1997 Manz MC. Radiographic assessment of periimplant bone loss: DIRG implant report. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:62-71

- Martin y Sevens, 2004 Martin DE, Sevens AE. Determination of mechanical stiffness of bone by pQCT measurements: correlation with nondestructive mechanical four-point Bending test data. *J Biomech* 2004;37:1289-93
- Meijer et al., 1992 Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Borman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants and height of mandible. *J Prosthetic Dent* 1992;68:92-102
- Mericske-Stern et al., 1995 Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Bürgin W. Occlusal force and oral sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:345-54
- Mericske-Stern et al., 2000 Mericske-Stern R, Venetz E, Fahrländer F, Bürgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2000;84:535-47
- Misch et al., 1999 Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible implications of dental implant treatment planning and surgical placement, *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:700-6
- Misch, 1990 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, 1993 Misch CE. Density of bone: effect in treatment planning, surgical approach, and healing. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. St Louis: Mosby; 1993. p. 469-85
- Misch, 2009 Misch CE. *Implantología Contemporánea*. 3º Ed. Barcelona: Elsevier; 2009
- Miyata et al., 2000a Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Motomura Y, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant Tissue: a histologic study in monkeys. Part II. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:425-31
- Miyata et al., 2000b Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Motomura Y, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant Tissue: a histologic study in monkeys. Part III. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:425-31
- Morneburg y Pröschel, 2003 Morneburg TR, Pröschel PA. In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int J Prosthodont* 2004;16:481-6
- Naert et al., 2002a Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, Van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:381-9
- Naert et al., 2002b Naert I, Koutsikakis G, Quirynen M, Duyck J, Van Steenberghe D, Jacobs R. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 2: a longitudinal radiographic study. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:390-5
- Nagasao et al., 2002 Nagasao T, Kobayasi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stress around endosseous implant in various reconstructed mandibular models. *J Craniomaxillofac Surg* 2002;30:170-7
- Nagasawa et al., 2008 Nagasawa S, Hayano K, Niino T, Yamakura K, et al. Nonlinear stress analysis of titanium implants by finite element method. *Dental Materials Journal* 2008;27:633-9

- Naveau et al., 2009 Naveau A, Chesneau J, Barquins M, Pierrisnard L. Biomechanical behavior of tooth-supported fixed partial dentures by 3D FEA. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2009;17:157-63
- Nedir et al., 2006 Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser UC, Samson J. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:919-28
- O'Mahony et al., 2001 O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:648-57
- Ochiai et al., 2003 Ochiai KT, Ozawa S, Caputo A, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and no segmented abutments. *J Prosthet Dent* 2003;89:495-502
- Ozen et al., 2007 Ozen J, Caglar A, Beydemir B, Aydin C, Dalkiz M. Three-dimensional finite element stress analysis of different core materials in maxillary implant-supported fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2007;38:355-63
- Pancko et al., 2010 Pancko F, Dyer J, Weisglass S, Kraut R. Use of tilted implants in treatment of the atrophic posterior mandible: A preliminary report of a novel approach. *J Oral Maxillofac Surg* 2010;68:407-13
- Papavasilou et al., 1997 Papavasilou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent* 1997;25:485-91
- Park et al., 2008 Park HS, Lee YJ, Jeong SH, Kwon TG. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:30-7
- Pesqueira et al., 2012 Pesqueira A, Goiato M, Gennari-Filho H, Monteiro D, Dos Santos D, Haddad M, Pellizer E. The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanic of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol* 2012 mar 1 (Epub ahead of print)
- Pjetursson et al., 2007 Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FPDs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007;18:97-113
- Raadsheer et al., 1999 Raadsheer MC, Van Eijden TMGJ, Van Ginkel FC, Pral.-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite magnitude. *J Dent Res* 1999;78:31-42
- Rangert et al., 1989 Rangert B, Jemt T, Jόμεus L. Forces and moments on Bränemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;3:241-7
- Rangert et al., 1995 Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overloading and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-34
- Reilly y Burstein, 1975 Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 1975;8:393-405
- Romeo et al., 2003 Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. *Clin Oral Impl Res* 2003;14:303-11

- Romeo et al., 2004
Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: A 7-year prospective study with the ITI dental implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:247-59
- Romeo et al., 2009
Romeo E, Tomasi C, Finini C, Finini I, Casentini P, Lops D. Implant-supported fixed cantilever prosthesis in partially edentulous jaws: a cohort prospective study. *Clin Oral Res* 2009;20:1278-85
- Rosenberg et al., 1991
Rosenberg ES, Torosian JP, Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 1991;2:135-44
- Sahin et al., 2002
Sahin S, Çehreli M, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dentistry* 2002;30:271-82
- Salvi y Brägger, 2009
Salvi G, Brägger U. Mechanical and Technical Risks in Implant Therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:69-85
- Sannino et al., 2012
Sannino G, Pozzi A, Schiavetti R, Barlattani A. Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *Oral Implantol* 2012;1:11-20
- Schroeder et al., 1978
Schroeder A, Stich H, Straumann F, Sutter D. The accumulation of osteocementum around a dental implant under a physical loading. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1978;88:1051-58
- Schwartz et al., 1970
Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures, life span and causes of loss of serviceability. *J Am Dent Assoc* 1970;81:1395-401
- Scott y Ash, 1966
Scott I, Ash MM. A six channel intraoral transmitter for measuring occlusal forces. *J Prosthet Dent* 1966;16:56-63
- Seibert, 1983
Seibert JS. Reconstruction of deformed partially edentulous ridges using full thickness onlay grafts. Part I: Technique and wound healing. *Compend Cont Educ Dent* 1983;4:240-50
- Sertgöz, 1997
Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont* 1997;10:19-27
- Sethi et al., 2002
Sethi A, Kaus T, Sochor P, Axmann-Krcmar D, Chanavaz M. Evolution of the concept of angulated abutment in implant dentistry: 14-year clinical data. *Implant Dent* 2002;11:41-51
- Sevimay et al., 2005
Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan A, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element análisis of the effect of different bone quality on stress distribution in a implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005;93:227-34
- Sharma, 2005
Sharma P. Implant supported fixed partial dentures survival rate high, but biological and technical complications common. *Evid Based Dent* 2005;6:72-3
- Simsek et al., 2006
Simsek B, Erkmen E, Yilmaz D, Eser A. Effects of different Inter.-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis. *Medical Engineering & Physics* 2006;28:199-213
- Skalak, 1983
Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-8

- Spiekermann et al., 1995 Spiekermann H, Donath K, Jovanovic S, Richter J. Atlas de implantología. Barcelona: Masson; 1995
- Stafford, 2010 Stafford GL. Survival rates of short-span implant-supported cantilever fixed dental prostheses. *Evid Based Dent* 2010;11:50-1
- Stanford y Brand, 1999 Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modelling and remodelling. *J Prosthet Dent* 1999;81:553-61
- Stegaroiu et al., 1998 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* 1998;13:82-90
- Sütpideler et al., 2004 Sütpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle and force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:819-25
- Tanaka et al., 2000 Tanaka E, Rodrigo DP, Miyawaki Y, Lee K, Yamaguchi K, Tanne K. Stress distribution in temporomandibular joint affected by anterior disc displacement: a three-dimensional analytic approach with the finite-element method. *J Oral Rehabil* 2000;27:754-9
- Tawil et al., 2006 Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:275-82
- Teixera et al., 1998 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
- Testori et al., 2008 Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:227-32
- Tonella et al., 2011 Tonella BP, Pellizzer EP, Falcon-Antonucci RM, Ferraço R, de Faria DA. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. *J Craniofac Surg* 2011;22:2060-3
- Truhlar et al., 1994 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;3:252-5
- Truhlar et al., 1997 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
- Urdaneta et al., 2010 Urdaneta RA, Rodríguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:729-43
- Van Eijden, 1991 Van Eijden TMGJ. Three-dimensional analysis of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol* 1991;36:535-9
- Vasconcellos et al., 2011 Vasconcellos LG, Nishioka RS, Vasconcellos LM, Nishioka LN. Effects of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci* 2011;19:610-5
- Vega, 1996 Vega JM. Materiales en odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos. Madrid: Avances, 1996

- Wakabayashi et al., 2008 Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analysis: Advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008;36:463-71
- Watanabe et al., 2003 Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003;91:31-6
- Watanabe et al., 2005 Watanabe M, Hattori Y, Satoh Ch. Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion. *Int Congress Series* 2005;1284:21-7
- Weber y Sukotjo, 2007 Weber HP, Sukotjo C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:140-172
- Weinberg, 1993 Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31
- Weinstein et al., 1976 Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976;55:772-7
- Wennström et al., 2004 Wennström J, Zurdo J, Karlsson S, Ekestubbe A, Grondahl K, Lindhe J. Bone level changes at implant-supported fixed partial dentures with and without cantilever extension after 5 years in function. *J Clin Periodontol* 2004;31:1077-83
- Winders, 1958 Winders RV. Forces exerted on the dentition by the peri-oral and lingual musculature during swallowing. *Angle Orthod* 1958;28:226-35
- Wiskott et al., 1995 Wiskott A, Nicholls J, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995;8:105-16
- Woelfel y Scheid, 1997 Woelfel J, Scheid R. *Dental Anatomy: Its relevance to Dentistry*. 5° ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1997
- Yokoyama et al., 2004 Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2004;91:234-40
- Zampelis et al., 2007 Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97:35-43

