



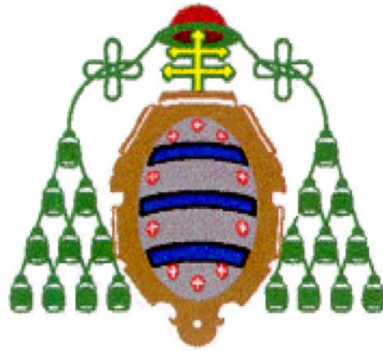
UNIVERSIDAD DE OVIEDO

ACTUALIZACIÓN E INVESTIGACIÓN EN ODONTOLOGIA

**REPERCUSION TENSIONAL DE LA TOPOGRAFIA DE
ATACHES AXIALES EN SOBREDENTADURAS
IMPLANTO-RETENIDAS**

AUTOR

Máximo Antonio Gómez Suarez



UNIVERSIDAD DE OVIEDO

Departamento de Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas

PROGRAMA DOCTORADO

Actualización e Investigación en Odontología

REPERCUSION TENSIONAL DE LA TOPOGRAFIA DE ATACHES AXIALES EN SOBREDENTADURAS IMPLANTO- RETENIDAS

TESIS DOCTORAL

Abril 2015

AUTOR

Máximo Antonio Gómez Suarez

DIRECTORES

Dr. Ignacio Gonzalez González

Dr. Fernando Sánchez Lasheras



RESUMEN DEL CONTENIDO DE TESIS DOCTORAL

1.- Título de la Tesis	
Repercusion tensional de la topografía de ataches axiales en sobredentaduras implanto-retenidas	Influence of the axial attachments stress topography in implant-retained overdentures
2.- Autor	
Maximo Gomez Suarez	DNI.
Programa de Doctorado: Investigación y Actualización en Odontología	
Órgano responsable: Dpto. Cirugía y Esp. Médico-Quirúrgicas.	

RESUMEN (en español)

INTRODUCCION. Una sobredentadura implanto retenida para la rehabilitación de una arcada mandibular totalmente desdentada es una opción protésica con altas tasas de supervivencia de implantes. Aunque puede ser retenida por uno o más implantes, los consensos de McGill y York recomiendan dos como primera opción de tratamiento. Los ataches de bar y de ball son los principales sistemas de unión de los implantes a la sobredentadura. La elección de uno y otro depende de la menor transferencia y mejor distribución del estrés al hueso periimplantario y complejo implante/atache. Parece ser que los ataches de ball como el Locator que no ferulizan los implantes y tienen mayor resiliencia proporcionan mejor ambiente biomecánico que los ataches de barra. No obstante faltan por aclarar importantes cuestiones que pueden influir en la cantidad de estrés como son la influencia de la situación anterior o posterior de los dos implantes, el efecto de aplicar carga unilateral de diferente localización o en combinación con carga bilateral en una misma investigación. **HIPOTESIS INICIAL.** La sobredentadura mandibular retenida por dos implantes axiales de situación anterior provoca menor tensión en el hueso periimplantario y ataches que los situados en otra posición. **MATERIAL Y METODOLOGIA.** Diseño experimental in vitro de análisis de elementos finitos 3D. Se modelizó un arco de hueso mandibular tipo D2 y D3; una base protésica de acrílico de similar forma; dos implantes 4,2 x 10 mm de conexión externa posicionados a nivel de incisivos laterales, caninos, segundos premolares y en aspa; y dos ataches Locator de 4 mm de altura y polimetilmetacrilato de material resiliente. Se aplicó carga unilateral de 100 N en posterior, canino y anterior y bilateral posterior de 75 N en cada lado y combinada con 40 N de carga anterior. Todos los materiales homogéneos e isotrópicos. **RESULTADOS.** Con carga unilateral posterior el mayor estrés óseo periimplantario se localizó en el canino homolateral del modelo en aspa (43,89 MPa), seguido del lateral y canino del mismo lado de carga (37,82 MPa y 35,84 MPa respectivamente). Con carga unilateral en canino, similar tendencia pero de menor intensidad. Con carga unilateral en sector anterior y posterior a la vez, lo mismo pero el estrés óseo periimplantario aumentaba hasta niveles semejantes a carga unilateral posterior. Con carga anterior los valores de estrés son similares para cada modelo en un rango entre 10 y 18 MPa, muy semejante a carga bilateral. Con carga bilateral posterior o combinada con anterior, la distribución del estrés es similar en uno y otro lado para cada modelo de sobredentadura, con el menor nivel de estrés en el modelo de premolares (9 y 4,63 MPa). En general el estrés se localiza por distal del área crestal periimplantaria y apice. En los ataches y para todos los modelos, el macho soporta mucho mayor estrés que la matrix y los valores de ambos son mayores que los registrados en hueso periimplantario. Se localiza principalmente en el cuerpo del atache y uniformemente por la hembra. **DISCUSION.** Con carga unilateral de cualquier situación, nuestros datos han mostrado que



independientemente de la situación de los implantes, el mayor estrés se registraba en el hueso periimplantario del implante del lado de carga. Este hallazgo es una constante relatada por la mayoría de autores, independientemente del tipo de atache y del método de evaluación utilizado. Asimismo, con carga posterior, los implantes de situación más distal soportan menos estrés óseo, aunque no comparables, también se ha citado en otros estudios. El hallazgo de que el estrés en el modelo en premolares, en general, es menor tanto para el lado de carga como de no carga comparada a implantes en caninos o en laterales, tanto para carga unilateral o bilateral, no se cita en la literatura. El modelo en aspa tiene en general el peor ambiente biomecánico principalmente con carga en el lado del implante en canino, quizás por momentos de rotación diferentes. La carga bilateral posterior combinada o no con carga anterior muestra una distribución uniforme del estrés óseo periimplantario para todos los modelos, mejora el ambiente biomecánico y puede ser recomendada. El mayor estrés en los ataches comparado al hueso periimplantario puede actuar como un freno para la transmisión del estrés, impidiendo su transferencia al hueso periimplantario. **CONCLUSIONES.** El estrés en el hueso periimplantario y en los ataches siempre fue mayor en el lado ipsilateral. El modelo con implantes en segundos premolares mostraba los menores valores de estrés. No se puede admitir la hipótesis planteada.

RESUMEN (en Inglés)

INTRODUCTION. An implant retained overdenture for the rehabilitation of fully edentulous mandibular arch is a prosthetic option with high survival rates of implants. Although it may be retained by one or more implants, McGill and York consensus recommends two as a first choice of treatment. The attachments of bar and ball are the main systems of attachment of the implant overdenture. The choice of any of these two systems depends on the stress transference and distribution to the peri-implant bone and the assembly implant / attachment. It seems that the attachments of the ball as not splinted Locator implants have greater resilience and better biomechanical conditions than those provided by the bar attachments. However there are still some important issues that can influence the amount of stress such as the influence of the anterior or posterior position of the two implants, the effect of applying unilateral load different location or in combination with bilateral load in the same research about which there is no consensus. **INITIAL HYPOTHESIS.** A mandibular overdenture retained by two axial implants in rear situation causes less strain on the peri-implant bone and attachments than those in another position. **MATERIALS AND METHODS.** Experimental design by means of 3D finite element analysis. A mandibular arch of bone D2 and D3 was modeled; acrylic based prosthesis was also modeled; two implants 4.2 x 10 mm external connection positioned at canines, second premolars incisors and in X shape; and two attachments Locator 4 mm high and resilient material polymethylmethacrylate. 100 N load unilateral posterior, and anterior and posterior canine bilateral N 75 on each side and combined with 40 N load was applied from above. All materials were considered as homogeneous and isotropic. **RESULTS.** When the unilateral posterior load was applied, the greater peri-implant bone stress was located in the ipsilateral canine model (43.89 MPa), followed by the lateral and canine on the same side load (37.82 MPa and 35.84 MPa respectively). With the unilateral load applied in the canine canine, similar trend but less intense. With unilateral load on front and back sectors simultaneously the same but the peri-implant bone stress increased to levels similar to unilateral posterior load. With previous load stress values are similar for each model in a range between 10 and 18 MPa, very similar to bilateral load. With bilateral posterior or combined with anterior load, the stress distribution is similar in both sides for each model overdenture with



less stress on the model of premolars (9 and 4.63 MPa) .In a general overview it can be stated that the stress is located distal to the peri-implant crestal area and apex. In the attachments and all models, male May take a lot of stress that the matrix and the values of both are higher than those in peri-implant bone. Is located mainly in the attachment body and in the female part of the assembly. **DISCUSION.** With unilateral load in any situation, our results have shown that regardless of the status of the implants, the greatest stress was recorded in the peri-implant bone implant. This finding is consistent most authors, regardless of the type of attachment and the assessment method used. Also, reloading, more distal implants situation less support, though not comparable bone stress has also been cited in other studies. The finding that the stress pattern in premolars, in general, is lower for both the load side as compared to the not loaded or with implants located canines side, both load unilateral or bilateral, is not mentioned in the literature. The pattern on the x is generally a worse model from any load from a biomechanical point of view. The combined or not subsequent bilateral previous cargo load shows a uniform peri-implant bone stress distribution for all models, improves the biomechanical environment and can be recommended The largest stress in the attachments compared to peri-implant bone can act as a brake on the transmission of stress, preventing their transfer to peri-implant bone. **CONCLUSIONES.** Stress on the peri-implant bone and on the attachments was always greater in the ipsilateral side. The model with implants in second premolars showed the lowest stress values. The hypothesis of these research cannot be accepted.

**SR. DIRECTOR DE DEPARTAMENTO DE Cirugia y Especialidades Medico-Quirurgicas/
SR. PRESIDENTE DE LA COMISIÓN ACADÉMICA DEL PROGRAMA DE DOCTORADO EN _____**

AGRADECIMIENTOS

Especialmente a los directores, profesores Dr. D. Ignacio Gonzalez Gonzalez y Dr. D. Fernando Sanchez Lasheras, por su incondicional, exhaustiva y constante aportación en todos los ámbitos que conciernen a la realización de este trabajo de investigación.

Asimismo hacer extensivo el agradecimiento a todos los Profesores y Coordinador del Servicio de Prótesis y Oclusión de la Clinica Universitaria de Odontología de la Universidad de Oviedo por su desinteresado apoyo, y a todos aquellos que de alguna u otra manera han contribuido al desarrollo y buen fin de ésta tesis doctoral.

Oviedo Abril 2015

ÍNDICE

	PAGINA
1. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN	5
2. ESTADO ACTUAL DEL TEMA	10
2.1. Sobredentaduras implanto-retenidas y sistemas de retención	
2.2. Número y distribución de los implantes/pilares para la sobredentadura	
2.3. Biomecánica de las sobredentaduras implanto-retenidas. Carga y transmisión al terreno de soporte.	
2.4. Elementos finitos aplicados a sobredentaduras y otras restauraciones implantosoportadas.	
3. HIPOTESIS Y OBJETIVOS	67
4. MATERIAL Y METODOLOGÍA	70
5. RESULTADOS	82
6. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	125
7. CONCLUSIONES	170
8. BIBLIOGRAFÍA	173

Conforme a lo que indica nuestro título, el proyecto de Tesis Doctoral que presentamos está diseñado para determinar la influencia que supone la diferente distribución/combinación de dos-cuatro implantes sobre la tensión/deforcación transmitida al terreno de soporte en una sobredentadura mandibular.

Para ello lo estructuraremos, de acuerdo con las etapas de cualquier Investigación Científica, en los apartados que a continuación citamos

1ª ETAPA. NIVEL CONCEPTUAL/TEÓRICO. Se inicia con la observación de la realidad y se formulan hipótesis teóricas para intentar una explicación de lo observado. Es el apartado denominado **ESTADO ACTUAL DEL TEMA**, que nos permitirá formular la hipótesis y los objetivos a conseguir.

2ª ETAPA. . NIVEL METODOLÓGICO O DE DISEÑO. En este nivel se diseña un plan y una estrategia de investigación que permita contrastar la hipótesis planteada y alcanzar los objetivos propuestos. Se corresponde con el capítulo de **MATERIAL Y METODOLOGÍA**.

3ª ETAPA. NIVEL ANALÍTICO/ESTADÍSTICO. En esta etapa se analizan los datos obtenidos con el fin de admitir o rechazar la hipótesis planteada y la consecución de objetivos. Si el análisis revela que es preciso descartar la hipótesis inicial, ésta se descarta y se formula una nueva. Si por el contrario el análisis de los datos no indica que la hipótesis pueda ser descartada, ésta es aceptada y se incorpora al conocimiento general. Son los capítulos titulados: **RESULTADOS, DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES**.

En resumen, comenzaremos por el nivel teórico o conceptual, plasmado en el Estado Actual del Tema, que nos permitirá la formulación de la Hipótesis de Trabajo y los Objetivos; continuaremos con el nivel del Diseño, en el capítulo dedicado a Material y Metodología, para finalizar con el análisis de los datos en Resultados, Discusión y Conclusiones. Pero antes haremos una breve introducción y justificación como aproximación al problema planteado.

1. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN

El edentulismo parcial o total es una agresión a la integridad de todos los componentes del aparato estomatognático que tiene consecuencias adversas tanto estéticas como funcionales y psicológicas para quien lo padece, si bien el impacto que la pérdida de dientes produce en la población abarca desde una total pasividad o ligeros sentimientos de inconveniencia hasta intensos sentimientos de inferioridad o invalidez, que de manera real afectan muy negativamente a la vida personal y profesional de quien la padece, (Zarb et al, 1994).

En este contexto y ya desde tiempos remotos, el hombre y con él la Odontología en general y la Prótesis Estomatológica en particular se ha ocupado reiterada e insistentemente de la prevención de la etiología multifactorial del edentulismo y del tratamiento restaurador del paciente desdentado parcial o total en un entorno global de función, estética, comodidad y salud sin iatrogenia, reemplazando uno, varios o todos los dientes de una arcada, lo que se ha traducido en una disminución de la cantidad de personas edéntulas y además satisfechas con sus restauraciones protésicas.

En la actualidad, las posibilidades de tratamiento para una arcada mandibular desdentada total son varias y diferentes, desde una prótesis completa convencional hasta una prótesis implanto soportada/retenida fija o removible bien por el propio paciente (sobredentadura) o por el profesional (prótesis híbrida). En esta línea, el tratamiento restaurador mediante prótesis sobre implantes dentales ha demostrado ser una opción muy predecible y segura que ha revolucionado la odontología moderna al aportar, en la gran mayoría de los casos, una larga lista de ventajas sobre los tratamientos protésicos clásicos a lo que se añade su enorme capacidad para obtener los objetivos protésicos independientemente de la atrofia del reborde alveolar u

otras alteraciones del aparato estomatognático, siendo una de las mayores preocupaciones el fracaso prematuro o no de los implantes, por pérdida ósea periimplantaria.

No obstante ante pacientes que presentan edentulismo total, el dentista se halla ante un gran dilema en cuanto a qué modalidad o tipo de tratamiento de los citados es el más adecuado. Aunque siempre es preferible una prótesis fija sea esta implanto-retenida o convencional, en ocasiones la estética de los pacientes desdentados con una pérdida ósea de moderada a avanzada, mejora con una sobredentadura puesto que el soporte labial y facial es a menudo el factor decisorio para decidir entre una prótesis fija o una sobredentadura, puesto que la prótesis fija tiene una capacidad limitada para compensar la pérdida de hueso vertical y horizontal, mientras que la sobredentadura sustituye con facilidad los defectos alveolares tanto verticales como horizontales siendo capaz de restaurar los volúmenes tisulares perdidos en el transcurso de los años, restableciendo las relaciones correctas entre labio, surco nasogeniano y base de la nariz; base de la estética del rejuvenecimiento que la mayor parte de los pacientes busca (Misch, 2006; Eckert and Carr, 2004). Por otro lado también se han relatado motivos financieros como razón principal para la selección de un tratamiento limitado como es el uso de dos o tres implantes para soportar una sobredentadura mandibular (Carlsson et al, 2004; Takanashi et al, 2004) y no otro tipo de restauración fija o removible híbrida sobre más implantes.

Por otro lado la opción de una prótesis completa convencional se muestra poco útil al compararlo con una sobredentadura sobre implantes, habiendo suficiente evidencia científica que muestra que las prótesis soportadas y/o retenidas por implantes, son mejor aceptadas por los pacientes. Así algunos tratados (Misch CE, 2006; Bouazza et al, 2005) refieren una clara ventaja para esta opción sustentada en una mayor estabilidad y retención, mayor seguridad funcional, mayor confianza psicológica, mejor calidad de vida con mayor confort, comodidad y satisfacción y además cuando el diagnóstico y la técnica es correcta, se

disminuye el tiempo, los inconvenientes y se retrasa la reabsorción de la cresta ósea residual con menor abrasión de los tejidos blandos remanentes, (Kordatzis et al 2003).

Por todos estos motivos y quizás alguno más, el tratamiento con sobredentaduras implanto-soportadas no debe ser considerado un tratamiento de segunda elección, puesto que múltiples artículos (Gofredsen and Holm, 2000; Visser et al, 2002; Eckert and Carr, 2004) han mostrado que las sobredentaduras son una modalidad de tratamiento de éxito predecible sobre todo en pacientes edéntulos con problemas de adaptación para una prótesis completa convencional. Tanto es así, que desde los inicios de la era implantológica se indicaron sobredentaduras y los primeros artículos sobre su éxito se publicaron con implantes subperiósticos mandibulares o con implantes en forma radicular estabilizados y cargados de forma inmediata en la parte anterior de la mandíbula, (Misch, 2009). Desde entonces, muchas personas se benefician de las ventajas de retención y estabilidad adicionales de las sobredentaduras sobre implantes, de tal forma que progresivamente este tipo de restauración es cada vez más indicada y solicitada.

No obstante aunque las sobredentaduras implanto-retenidas solucionan la mayor parte de los problemas que podría no solucionar una prótesis completa mandibular, no están exentas de inconvenientes y gran cantidad de artículos lo ponen de manifiesto, (Kiener et al, 2001; Chaffee et al, 2002; Naert et al, 2004a; Bouazza et al, 2005; Visser et al, 2006; Marinis et al, 2014). Además plantean nuevos interrogantes respecto al número de implantes a utilizar, a su posición y distribución en la arcada, a resultados de supervivencia y éxito a medio/largo plazo y sobre todo en lo relativo a la transmisión, distribución y localización del estrés al terreno de soporte (implantes y hueso periimplantario) y elementos protésicos, provocado por cargas funcionales o no funcionales en función del número y distribución de los implantes, con independencia o no de las características morfológicas y de calidad ósea de la arcada inferior: Interrogantes que requieren respuestas y hasta la fecha no se han aclarado con suficiente evidencia científica.

Aunque en lo referido al número y disposición de los implantes, esta cuestión ha sido objeto de un amplio análisis para buscar la mejor relación entre coste-efectividad, habiéndose utilizado dos, tres, cuatro y hasta un solo implante para retener una sobredentadura mandibular. En la actualidad hay un cierto consenso en admitir que dos implantes colocados en posición adecuada, son suficientes para que los pacientes con sobredentadura tenga una buena función masticatoria con retención y estabilidad suficientes. Para el resto de interrogantes, la evidencia no es tan manifiesta y apenas hay artículos en la literatura odontológica al uso, que nos informe del grado de tensión/deformación, ni cómo ni dónde se distribuye en tejido periimplantario, implante, aditamentos protésicos y resto del terreno de soporte, ni de cómo varía en función de la intensidad, dirección y aplicación de la cargas oclusales o de la morfología y densidad ósea del reborde o del número y distribución de los implantes. Item más no se conoce con exactitud la repercusión biomecánica de lo citado, así como cuál es el mejor diseño de una sobredentadura mandibular e implanto-soportada en cuanto al nº, posición y distribución de los implantes para evitar altas concentraciones de estrés en el hueso periimplantario que superen su capacidad de adaptación y respuesta, con un posible inicio de fenómenos de reabsorción que conduzca a pérdida ósea periimplantaria progresiva y fracaso de los implantes.

En suma, esta es la motivación principal que nos ha llevado a realizar este proyecto de Tesis Doctoral, tratando de aportar información, mediante la técnica de Análisis de Elementos Finitos, acerca del comportamiento biomecánico del conjunto hueso-implante-elementos protésicos en sobredentaduras mandibulares implanto-retenidas y mucosoportadas con diferente situación y número de implantes, cuando reciben carga de masticación de ubicación variable.

Nivel Conceptual o Teórico

2.- ESTADO ACTUAL DEL TEMA

3.- HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2. ESTADO ACTUAL DEL TEMA.

2.1. SOBREDENTADURAS IMPLANTO-RETENIDAS Y SISTEMAS DE RETENCIÓN.

Conseguida la oseointegración de los implantes dentales gracias a los pioneros trabajos de Bränemark, los primeros informes sobre la colocación y uso de implantes interforaminales en la arcada mandibular como retención y soporte de una sobredentadura se remontan a la década de los 80 y principios de los 90, (Mericske-Stern R, 1990; Naert et al, 1991), y desde entonces la rehabilitación de una arcada edentula total por medio de implantes óseointegrados como elementos de retención/soporte de una sobredentadura es una realidad predecible e indiscutible; si bien en su tiempo de desarrollo se discutió amplia y controvertidamente el tipo de mecanismo de retención y el nº de implantes a colocar.

Tanta es la predictibilidad, que en estudios prospectivos y o retrospectivos de 8, 10 o más años de uso de sobredentaduras implantosoportadas hasta 2006, el porcentaje de éxito (implantes no perdidos) en sobredentaduras maxilares se sitúa en un promedio del 90 % (rango 76-99,1%) (Bergendal and Engquist, 1998; Goodacre et al, 2003; Kourtis et al, 2004; Attard and Zarb, 2004; Nedir et at, 2006), mientras que en sobredentaduras mandibulares es algo mayor del 95,5 % (rango 78,4-100%) (Bergendal and Engquist, 1998; Heydenrijk et al, 1998; Freeman et al, 2001; Goodacre et al, 2003; Kourtis et al,2004; Attard and Zarb, 2004; Bouazza et al, 2005; Nedir et at, 2006; Schwartz-Arad et al, 2005; Visser et al, 2005) y si nos fijamos solo en la longitud de los implantes, el porcentaje de fracaso es mayor en implantes menores o iguales de 10 mm y en hueso calidad D4 (Bergendal and Engquist, 1998; Kourtis et al, 2004; Kiener et al, 2001), de la clasificación de Lekholm y Zarb (Lekholm and Zarb, 1985). Estudios posteriores recogen resultados semejantes a los anteriormente

expuestos (Ma et al, 2010a; Kim et al, 2012; Dantas et al, 2014; Kern et al, 2015).

De acuerdo con estos datos, los factores más importantes que intervienen en el fracaso de los implantes ordenados de mayor a menor importancia son: calidad ósea (41,7 %), higiene oral (29,7 %), complicaciones quirúrgicas (17,1 %), enfermedades sistémicas (8,7 %) y fumar (2,7 %). Por otro lado, algunas características que podrían mostrarse relevantes no lo son tanto, como que el sistema de atache empleado no influye en el porcentaje de éxito de los implantes (Trakas et al, 2006; Kim et al, 2012) o que al comparar implantes ferulizados y no ferulizados en sobredentaduras mandibulares, no se han hallado diferencias en el porcentaje de éxito (Naert et al, 1997; Bergendal and Engquist, 1998; Naert et al, 1999; Dantas et al, 2014).

En general se entiende por sobredentadura, a una prótesis total removible que se sustenta en uno o más dientes con o sin un sistema adicional de retención o bien en implantes oseointegrados provistos de un determinado sistema de anclaje.

En el caso de sobredentaduras convencionales, al disponer de dientes y/o raíces, se conserva el hueso alveolar y ligamento periodontal con todos sus receptores; se consigue una mayor estabilidad de la prótesis, mejor respuesta sensorial y se disminuye el trauma psicológico inherente a la pérdida de los dientes, lo cual permite una mejor eficacia masticatoria comparado a pacientes que usan prótesis completas convencionales (Frederick et al, 1996), con un gran inconveniente como es la necesidad de disponer de dientes o raíces aprovechables con buen soporte oseo. Cuando no es así, la indicación de implantes oseointegrados viene a soslayar tal inconveniente, de tal forma que con su empleo no se precisa la presencia de dientes y/o raíces, consiguiendo además mejores niveles de estabilidad, función, fonética y estética. Es bien conocido y con evidencia científica suficiente, que el uso de implantes dentales es un tratamiento predecible para retener/soportar una sobredentadura porque mejora el confort y la interacción social de los pacientes, dándoles más confianza, además de

aumentar su capacidad masticatoria, (Van Kampen et al, 2004; Pan et al, 2007; Mericske-Stern et al, 2009; Emami et al, 2009); aunque pueden no existir diferencias significativas para determinados alimentos,(Ellis et al, 2008). Además el grado de satisfacción se puede ver modificado por el género, la edad, el tiempo de desdentación, y el uso previo de otras prótesis (Siadat et al, 2008). No obstante, sí parece evidente una relación entre una adecuada retención y la mejora de los niveles de satisfacción (Cune et al, 2005; Assunçao et al, 2010; Pan et al, 2014) o por lo menos una mayor retención proporciona mejor calidad de vida de acuerdo al ensayo de Geckili et al, (2015).

En su apoyo citaremos que en un reciente metaanálisis de solo ensayos clínicos aleatorizados para evaluar el grado de satisfacción, salud oral y calidad de vida de los pacientes portadores de sobredentaduras se concluye que estos parámetros son mejores que con prótesis convencionales aunque con cierta heterogeneidad en los resultados y en la magnitud del efecto (Thomason JM,. 2010). Ítem más, en estudios previos aleatorizados que comparan el grado de satisfacción de sobredentaduras implantosoportdas comparadas a prótesis completas convencionales, los cambios de mejoría medidos con el OHIP (Oral Health Impact Profile), fueron significativamente mayores en el tratamiento con implantes (Allen et al, 2006; Thomason et al, 2007); similares conclusiones recogen otros autores (Hobkirk et al, 2008; Heydecke et al, 2003; Hobkirk et al, 2009; Carlsson GE, 2014).

Aunque es evidente que el grado de satisfacción de los pacientes con prótesis completas mejora con las sobredentaduras, este efecto no parece depender del sistema de retención utilizado (Ellis et al, 2009; Kuoppala et al, 2014), ni del número de los implantes usados (Klemetti et al, 2008; Meijer et al 2009) e incluso no parece haber diferencias significativas cuando se comparan con las prótesis fijas en cuanto a satisfacción, estética, función, psicología y aspectos sociales, (Zani et al, 2009). Quizás su única contraindicación sea el coste económico excesivo para un grupo de población, que tradicionalmente tiene recursos limitados, (Sfandiari et al, 2009)

No obstante los implantes dentales a utilizar en una sobredentadura necesitan de una cantidad de hueso mínima para que se puedan utilizar con fines protésicos, lo que no siempre es posible conseguir, bien porque el hueso disponible sea escaso en la zona a implantar o porque el paciente no pueda someterse a técnicas de regeneración o de injertos óseos, o simplemente no lo desee. Por otro lado, no debemos olvidar que muchos de estos pacientes llevan muchos años con prótesis convencional y han perdido un gran volumen de hueso tanto más cuantos más años haya llevado su prótesis, además, el 80% de estos pacientes llevan sus prótesis día y noche, lo que acelera la pérdida ósea (Misch, 2009), unido a que también la pérdida ósea está íntimamente relacionada con el grado de inestabilidad de la prótesis completa por una u otra causa, lo que se debería minimizar para frenarla o enlentecerla.

Qué duda cabe que una sobredentadura da respuesta al problema al conseguir una mayor estabilidad protésica y mantener la altura del reborde con pérdidas óseas marginales alrededor de los implantes como mínimo semejantes a lo que acontece en prótesis parcial fija unitaria o no. Sin embargo, algunos estudios, por el contrario, cifran las pérdidas óseas en un 20% de los casos estudiados (Marinis et al, 2014), aunque en otros las pérdidas óseas parecen menos importantes (Attard and Zarb, 2004; Wang et al, 2015) y no parece haber diferencias con el tipo de implantes, el diseño de los attaches (Cehreli et al, 2010a; Ma et al, 2010b) o el protocolo de carga (Ma et al, 2010a; Ma et al, 2010b); y en general según relata Carlsson (Carlsson GE, 2014) en su revisión, las mandíbulas con sobredentaduras muestran menor pérdida ósea que aquellas con prótesis convencionales.

Por otro lado, una sobredentadura retenida sobre dos implantes en la zona anterior de la mandíbula es un tratamiento que los pacientes suelen aceptar cuando se les propone, o bien lo demandan como solución alternativa de bajo coste frente a una prótesis fija implantosoportada; así los implantes dentales se convierten en una herramienta útil que aumenta las posibilidades de tratamiento de una forma predecible, mejorando los conceptos de biomecánica, función oclusal y comodidad. Además el

consensus de McGill (Feine et al, 2002) y York (Thomason et al, 2007), especifica que dos implantes son suficientes y la opción mínima para retener una sobredentadura mandibular. Tanto es así que los pacientes que han llevado una prótesis total convencional durante mucho tiempo, se sienten satisfechos cuando ven mejorar la capacidad de la función masticatoria por medio de una sobredentadura implanto-retenida (Naert et al, 1999).

Una sobredentadura consta básicamente de dientes artificiales, una base de acrílico con o sin refuerzo metálico y un sistema de retención que la une a los implantes. Además en su relación con el terreno de soporte (implante y osteofibromucosa), las sobredentaduras pueden ser:

1. Implanto-retenidas y mucosoportadas
2. Implanto-retenidas e implanto-soportadas.

En las sobredentaduras implanto-soportadas y retenidas, la prótesis es soportada y retenida exclusivamente por los implantes mientras que la mucosa no ejerce función de soporte. En este caso son necesarios más implantes y la construcción de una meso o supraestructura; en cualquier caso no son objeto de este proyecto.

En las sobredentaduras implanto-retenidas y mucosoportadas la prótesis es retenida fundamentalmente por los implantes y básicamente soportada por el reborde alveolar desdentado y en menor medida por los implantes. Con este diseño se consigue que la prótesis tenga retención y cierta resiliencia permitiendo algunos movimientos como el de intrusión de la prótesis y algún otro dependiendo del sistema de anclaje, lo que en teoría debería disminuir la sobrecarga sobre los implantes (Weimberg LA, 1993). Aunque en general la resiliencia vertical se obtiene confeccionando una prótesis que deja un espacio entre los dos elementos del sistema de retención, con lo que se compensa el movimiento de intrusión que se produce durante la masticación minimizando el efecto de sobrecarga sobre los implantes; no es menos cierto que otros tipos de movimientos pueden compensarse con el atache adecuado.

En esta línea, con el objetivo de anular o minimizar la sobrecarga sobre el terreno de soporte (implantes y osteofibromucosa) provocado por movimientos protésicos no controlados, se han diseñado y proyectado multitud de ataches, que con un criterio reduccionista podemos clasificar en ataches axiales y ataches tipo barra, recordando que de acuerdo con Laney et al (2007) en el Glossary of Oral and Maxillofacial Implants, con el nombre de atache se designa a un “tipo particular de mecanismo retentivo formado por dos componentes correspondientes y compatibles llamados patrix y matrix. Matrix (hembra) se refiere al receptáculo componente del atache y patrix (macho) a la porción que tiene fricción y se ajusta y encaja en la matrix”.

Los ataches tipo barra como su nombre indica, es una barra (elemento macho o patrix) de longitud variable y sección diversa (redondeada, ovoidea o en arco románico) que se extiende entre 2 o más implantes mientras que el elemento hembra o matrix, coloquialmente llamado caballito, va incluido en la base de la sobredentadura. Este tipo de anclaje en barra, es un sistema eficaz para la retención de una sobredentadura pero de elaboración más compleja tanto para el laboratorio como para el profesional, con la particularidad de que su uso lleva implícito la ferulización de los implantes sobre los que se posiciona, con las ventajas/desventajas que ello supone.

Ha sido una indicación muy frecuente y mas para arcada maxilar y ahora no tanto, como lo muestra Rentsch-Kollar et al (2010) en su trabajo de seguimiento a 10 años de sobredentaduras mandibulares en donde solo a muy pocos de los 147 pacientes se les colocó una barra a pesar de que los ataches de bolas en este estudio y en otros (Stoker et al, 2007) necesitaban más mantenimiento que las barras, aunque otros relatan lo contrario (Naert et al, 2004a; Klemetti, 2008), e incluso en alguno después de 10 años la profundidad de bolsas alrededor de los implantes era ligeramente menor que para las barras (Cune et al, 2010); por otro lado parece ser que las barras las rígidas en U mejoran la estabilidad de la prótesis y necesitan menor mantenimiento,(Rentsch-Kollar et al, 2010).

A la hora de colocar una barra, lo ideal es que se coloque paralela sobre la cresta, para que no sea como la cuerda de una curva, con lo que disminuye el riesgo de generar fuerzas torsionales sobre los implantes y además, evitará que la sobredentadura presente un volumen exagerado para dar cabida a la barra (Mallat-Desplats et al, 2003).

Son características deseables de este tipo de atache que sean resilientes para evitar fuerza de torsión sobre los implantes, de sección redondeada u ovoidea para que las prótesis roten libremente alrededor de la barra y con una longitud ideal de 18 a 23 mm, ya que si es mayor o menor aumentan las tensiones sobre los implantes (Cicero et al, 2003), y si los implantes están muy separados, más de 23 mm, la longitud de la barra sería excesiva y aumentaría las tensiones transmitidas al hueso, en este caso es preferible utilizar anclajes axiales. Además para colocar los caballitos (elementos de retención sobre las barras), se necesita un mínimo de 8 a 10 mm entre pilares cuando aquellos miden 5mm y la distancia de la barra a la encía debe tener un mínimo de 2 mm para facilitar la higiene y disminuir la posibilidad de que se forme hiperplasia gingival, (Mallat-Desplats et al, 2003).

Una aproximación a la capacidad retentiva de una barra, son los datos que indican que la fuerza retentiva de la barra se estima en 2,104 kg-2,200 Kg, por lo menos para las barras Dolder; fuerza que es muy semejante a la “camisa” transparente de los ataches Locator, y muy superior a la de los sistemas retentivos ERA que es de 570-730 gr, o a los de retención magnética con tan sólo 0,127 kg por cada imán; y similar por comparación con la mínima fuerza retentiva necesaria para oponerse a las fuerzas extrusivas durante una función masticatoria adecuada que se estima en 10-20N. (Mallat-Desplats et al, 2003). No obstante se sugiere que 4N debería ser la mínima fuerza retentiva de un atache axial individual para sobredentaduras convencionales (Stewart and Edwards, 1983). Sin embargo se ha de señalar de acuerdo con Alsabeeha et al (2009), en su revisión de estudios “in vitro” de diferentes sistemas de ataches para sobredentaduras mandibulares sobre dos implantes, que los datos de fuerza de retención de los mismos son dispares y a menudo contradictorios, incluso para ataches

similares debido a la variabilidad de las condiciones de experimentación referentes a la axialidad de implantes y fuerzas, separación entre implantes, características del aparato, etc.; y así se cita un amplio rango de fuerzas retentivas para muchos de los ataches actualmente disponibles.

Los ataches axiales, se entienden como tales a aquellos que se posicionan unitariamente sobre el implante, por tanto no realizan ferulización de los implantes y para una taxonomía global pueden ser clasificados en: imanes, tipo bola, tipo Locator o similar como los ERA, más los denominados telescópicos. Por su simplicidad y sencillez se ha extendido y popularizado su uso, en particular para sobredentaduras mandibulares, además con algunos ensayos comparativos mostrando su idoneidad (Sading W, 2009; Büttel et al, 2008; Büttel et al, 2009);

En cuanto a los ataches de imanes, los primeros imanes utilizados para la retención de sobredentaduras se usaron en 1977, hoy en día son aceptados como una alternativa a los sistemas de retención convencionales, aunque con poco éxito porque la corrosión que ocurre en la cavidad bucal hace disminuir su capacidad retentiva (Tokuhisa et al, 2003; Walmsley AD, 2002). Entre sus ventajas están una técnica simple y estrés lateral mínimo en los aditamentos. En la actualidad se desarrollan nuevos metales encaminadas a resolver el problema de la corrosión de los imanes en la boca, de modo que encuentran indicación en casos concretos.

En cualquier caso es el tipo de atache que menor retención inicial ofrece, variando desde 1,23 N hasta 6,87N en el mejor de los casos, dependiendo del estudio, marca del atache y otros factores (Chung et al, 2004; Svetlize and Bodereau, 2004; Michelinakis et al, 2006; Rutkunas et al, 2007). Sin embargo, eran los que menos porcentaje de retención perdían, 1,7%-5,3% al cabo de 6 meses de función de masticación simulada frente al 32%-50% de pérdida de los de bola (Doukas et al, 2008). Asimismo, en un estudio multicéntrico llevado a cabo durante cinco años se demostró, que los pacientes con sobredentaduras con dos implantes en la mandíbula, la sobredentadura retenida mediante imanes, presentaba una retención adecuada a las 77 semanas (seis años) (Naert et al, 2004a), aunque debido

a la corrosión de los imanes a partir de ese tiempo comenzaban a perder retención considerablemente. Todo ello muestra la tendencia de los attaches magnéticos al mantenimiento relativo de la fuerza de retención bajo simulación de uso, lo que se atribuye a su particular modo de lograr retención al no ser friccional o mecánica, además tienen tendencia a ejercer su máximo de retención ante desplazamientos de dirección anterior (Rutkunas et al, 2007). Por otro lado se desconoce el efecto que los imanes pudieran provocar al titanio de los implantes, al no haber estudios concluyentes al respecto.

Los attaches de bola llamados así porque el macho del sistema es una esfera maciza y la hembra un anillo o cilindro metálico con algún elemento o no intermedio resiliente, consiguen retención adecuada y para algunos es el sistema que mejor tolera la distribución de las fuerzas oclusales puesto que estos attaches transmiten las cargas oclusales, principalmente a la mucosa a través de la bola, quedando los implantes liberados de gran parte de ella, mientras que las barras parece ser que aumentan la tensión sobre los pilares (Porter et al, 2002; Visser et al, 2005); en contra de lo citado, en el estudio in vitro con attaches de bola O'ring de Assunção et al (2008, 2009) se halla mayor transmisión de estrés tanto a los implantes como a la sobredentadura, con lo que dice que su uso puede no ser ventajoso frente a otros sistemas. Asimismo, al atache de bola se le considera el de aplicación clínica más simple/sencilla para sobredentaduras dento o implantoportadas, además de favorecer una mejor higiene evitando estomatitis/mucositis; patología que ocurre en el 30% de los portadores de sobredentadura sobre implantes, (Trakas et al, 2006; Naert et al, 1997). A pesar de sus ventajas la indicación de attaches de bola en el maxilar y no tanto en la mandíbula, a veces no es posible por el habitual disparalelismo de los implantes o porque estén vestibulizados debido a la anatomía del reborde alveolar. Por eso para sobredentaduras superiores casi siempre son de primera elección las barras, aunque los attaches de bola u otros se prefieren cuando se dispone de poco espacio protésico en una u otra arcada.

A excepción del antiguo ensayo de Petropoulos et al (1997), que concede una fuerza de retención inicial de 2,75 N en dirección oblicua para

una bola de 3,5 de diámetro con patix de oro y matrix de goma, el resto de investigaciones de los últimos años relatan para estos ataches de bola independientemente de su diámetro, material del patix/matrix, dirección de la fuerza, marca y otros parámetros, fuerzas de retención inicial comprendidas en un intervalo de 9-40,44 N con valores más repetidos entre 20-30 N, (Petropoulos and Smith, 2002; Besimo and Guarnieri, 2003; Svetlize and Bodereau, 2004; Botega et al, 2004; Gulizio et al, 2005; Michelinakis et al, 2006; Doukas et al, 2008); lo que se puede considerar buena retención y muy superior a la de los imanes. Se ha de destacar que cuando la matrix es de oro se consigue mayor retención que cuando es de titanio para cualquier disparalelismo entre implantes entre 0 y treinta grados y que para ambos materiales disminuye la retención a medida que aumenta el disparalelismo implantario de 0 a treinta grados, hasta un 25% menos, siendo más significativo con el oro a los 30 grados (Gulizio et al, 2005). A comentar, que a juicio de los autores esta reducción carece de importancia clínica y más cuando Wiemeyer et al (2001), ya habían mostrado que para implantes con 60 grados de divergencia estos ataches proporcionaban retención adecuada. Por otro lado, algún autor recomienda diferente composición del material de los elementos del atache para minimizar la pérdida de retención, (Bayer et al 2009); En cualquier caso la matrix de titanio exhibe más inconsistencia y fluctuación en la fuerza de retención comparada con el oro, tal como también se encontró en ataches similares de otras marcas (Besimo and Guarnieri, 2003). Por otro lado los ataches de bola con machos más gruesos o voluminosos logran más retención comparados con los menos voluminosos quizás porque se aumenta la superficie de contacto friccional entre macho y hembra (Petropoulos and Smith, 2002; Botega et al, 2004).

Por otro lado, se cita que aunque la mayor retención se consigue para 29 mm de distancia interimplantaria, una menor distancia de 23 y 19 mm no influye significativamente en la fuerza de estos ataches (Michelinakis et al, 2006; Doukas et al, 2008).

A pesar de la buena retención inicial de los ataches de bola, cuando se someten a condiciones similares a un año de uso clínico, se produce una

reducción significativa de su fuerza de retención estimada entre el 14% y 80% en función de la naturaleza de sus componentes, dirección fuerza o distancia interimplantes, (Setz et al, 1998; Fromentin et al, 1999; Besimo and Guarnieri, 2003; Doukas et al, 2008). Para menor tiempo de simulación (seis meses) la pérdida es menor pero todavía entre el 32% y el 50% de su fuerza inicial (Doukas et al, 2008), e incluso hay algún estudio que encuentra un incremento en la fuerza de retención tras 5 años de función simulada en el rango de 5,7% al 12,8% (Botega et al, 2004), que explican como el resultado de la abrasión y degradación del material retentivo de los ataches de la marca utilizada.

Los ataches telescópicos constan de una cofia primaria (patrx) unida al implante y una cofia secundaria (matrix) unida y situada en el interior de la base de la sobredentadura; similar a la mayoría de los ataches de bola, la retención se obtiene por la fricción de contacto entre sus componentes y pueden ser de diseño rígido o resiliente dependiendo del grado de ajuste entre las dos cofias. Este tipo de ataches, poco extendidos en nuestro medio y en general de escasa penetración en comparación con los de bola o barra como se indica en alguna revisión sistemática (Cehreli et al, 2010b), exhiben en el ensayo de Besimo et al (1996) los menores valores de retención inicial, por debajo incluso de los imanes, con un promedio de 0,50 N para fuerza axial e independiente del material con un incremento entre el 17,5% y 97,4% tras función simulada equivalente a 9 años; debido según los autores a un aumento de la adaptación mecánica entre las cofias por la carga cíclica; en cualquier caso no llegaban al 1N de retención final.

Los ataches tipo Locator, son un sistema de anclaje como todos los axiales formados por un macho y una hembra. El macho, atornillado al implante, es cilíndrico de altura variable y en la cara oclusal está fresado un receptáculo sobre el que se posiciona la hembra, formada a su vez por un pequeño cilindro hueco en cuyo interior va un elemento plástico intercambiable (coloquialmente llamado camisa) que se introduce en el receptáculo del macho y es el que proporciona la retención. El sistema de ataches ERA aunque diferente es similar al Locator.

Este tipo de atache resuelve en parte los inconvenientes de los de tipo bola; por un lado, soluciona discrepancias de hasta 40° de disparalelismo entre implantes con tan solo colocar la camisa de color verde en la hembra, aunque para mayor discrepancia es preferible usar barras; y por otro lado es posible elegir mayor o menor capacidad de retención entre un rango de 1.5 a 5 libras (según la casa comercial), con sólo cambiar el color de la camisa de transparente a rosa, azul, verde o rojo. Hasta una divergencia de 20° se utilizan los colores azul (1,5 libras); rosa (3 libras) y blanca (5 libras), y para divergencias de 40°, la roja de 1 libra, naranja de 2 libras y verde de 4 libras, con la equivalencia de 1 libra=4,4 N). Actualmente es el sistema más frecuentemente empleado en la práctica profesional y además es el sistema elegido en este proyecto de investigación, por lo que es necesario conocer algo más de su rendimiento clínico.

El atache Locator ofrece retención resiliente por medio de conexión elástica y movimiento rotacional y tiene poca altura vertical del orden 3.7 mm con conexión hexagonal externa y 2.5 mm en implantes con conexión no hexagonal. Es de uso sencillo, tal que el paciente puede colocar y retirar la prótesis con facilidad, sin necesidad de una correcta y a veces compleja alineación de la prótesis. Además puede colocarse en sobredentaduras con 2, 3 o 4 implantes.

Aunque los trabajos “in vitro” referidos al uso del Locator no son comparables entre si al utilizar tipos diferentes dependiendo de la época de publicación y diferentes camisas, los informes disponibles relatan fuerzas de retención inicial para fuerzas de dirección axial e independiente de otros factores desde un mínimo de 10,4 N hasta 37,2 N (Fromentin et al, 1999; Petropoulos and Smith, 2002; Chung et al, 2004; Svetlize and Bodereau, 2004; Rutkunas et al, 2007) con un promedio que podríamos estimar en 18-20 N, un poco menor que para los ataches descritos de bola. Y al igual que estos, ante fuerzas no axiales la fuerza de retención disminuye sensiblemente desde un 25% ante fuerzas oblicuas hasta más del 50% para fuerzas de dirección anteroposterior (Petropoulos and Smith, 2002), aunque en un trabajo más reciente de Rutkunas et al (2007) la reducción solo se producía ante una fuerza de dirección lateral, incrementándose la retención

hasta casi un 50% cuando la dirección era anterior o posterior. Por otro lado, cuando los Locator se someten a simulación de carga funcional se relatan efectos contradictorios, por un lado en el antiguo ensayo de Fromentin et al (1999), se constata como en la mayoría del resto de ataches, una disminución de la retención muy importante desde los 18 N hasta los 3,55 N para 1080 ciclos de carga y en el más reciente de Rutkunas et al (2007) un ligero descenso para carga axial de 10,6 N a 8 N y 800 ciclos de carga pero con incrementos de aproximadamente 1 N cuando la dirección de la carga no es axial. Evtimovska et al, (2009), constatan una disminución ligeramente mayor en la fuerza retentiva después de la función, en comparación con los ataches de plástico amarillo de una barra tipo Hader.

En comparación con los ERA, las fuerzas de retención para carga axial son muy semejantes para uno y otro sistema; considerando los mejores datos, la retención para los ERA fluctúa entre 10,9 N y 35,24 N (Gamborena et al, 1997; Petropoulos and Smith, 2002; Chung et al, 2004; Rutkunas et al, 2007) y al igual que ocurría con los Locator; ante fuerzas de dirección anterior y posterior los ERA aumentan su retención en casi un 50% y disminuye ante las laterales (Rutkunas et al, 2007). Similar comportamiento entre ambos se mantiene después de la carga funcional, así ante 5.500 ciclos de carga funcional y axial los ERA reducen dramáticamente hasta 8-10 veces su fuerza de retención inicial para los cuatro tipos del estudio (Gamborena et al, 1995) y en cambio para 800 ciclos de carga sea de dirección axial o no axial, la disminución es mucho menor entre el 30% y el 50% (Rutkunas et al, 2007), por lo que se cuestiona la capacidad de estos ataches para mantener la retención ante carga funcional, aunque los datos de Rutkunas aún estarían por encima de los 4 N considerados como retención mínima. En general se puede decir que no se observan diferencias significativas en la retención inicial de ataches ERA y Locator bajo fuerzas de dirección axial y oblicuas debido a la similitud en el diseño de ambos ataches.

1.2. NÚMERO Y DISTRIBUCIÓN DE LOS IMPLANTES/PILARES PARA UNA SOBREDENTADURA.

En el diagnóstico y planificación del tratamiento de una arcada totalmente desdentada mediante una restauración implanto soportada sea esta cual fuere, una de las decisiones más importantes es determinar el número y situación de los implantes necesarios para soportar la restauración planificada (Taylor et al, 2000); y aunque no hay suficientes estudios clínicos prospectivos o retrospectivos controlados en la literatura que lo indiquen, (Roccuzzo et al, 2012), sí se encuentran al menos recomendaciones, generalmente sin suficiente evidencia científica, acerca del número de implantes a utilizar. Recomendaciones que, para una solución con prótesis fija, van desde la opción de que 4 implantes son suficientes (Brånemark et al, 1999), hasta el extremo opuesto en que se admita la posibilidad de que cada diente perdido e incluso raíz se sustituya por un implante (Lekholm U, 2008; Engelman MJ, 1998). Esta variabilidad numérica tiene a veces una base económica, ya que un menor número de implantes supone un ahorro en costes para el paciente y otras causa anatómica o biológica en función de la disponibilidad ósea, lo cual es especialmente crítico en los sectores posteriores maxilares y mandibulares, en los que, debido a los patrones de reabsorción ósea postextracción y posterior paso del tiempo con restauraciones convencionales o no, se pueden poner en riesgo estructuras tan importantes como el nervio alveolar inferior o los senos maxilares.

No obstante para para una solución con una sobredentadura sobre dos o cuatro implantes máximo, la disponibilidad ósea no es tan crítica y casi siempre es posible encontrar en sus lugares de ubicación los necesarios 7-9 mm de altura ósea y el mínimo de 1 mm alrededor del implante en anchura (Engelman; 1998; Lekholm U, 2008; Misch, 2009). Aunque sea prótesis fija o sobredentadura, en la actualmente la mejora en las técnicas de injerto y regeneración ósea minimiza este problema ya que permite la colocación de implantes en arcadas con reabsorciones extremas que en décadas pasadas no era posible. Por otro lado, sea para una u otra opción e independientemente de lo dicho, por regla general siempre es preferible un mayor número de implantes aunque solo sea para distribuir mejor el estrés/tensión periimplantario, evitando zonas localizadas que sobrepasen el umbral de adaptación osea. Está demostrado y es un principio biomecánico que el estrés global sobre todo el sistema del implante/hueso periimplantario

se reduce al aumentar el área sobre el que está aplicada la fuerza y el método más efectivo para lograrlo es aumentar el número de implantes de soporte de la prótesis. En esta línea, Bidez and Misch (1990) señalaban que la fuerza distribuida sobre tres pilares da como resultado un menor estrés localizado en la cresta del hueso que con dos pilares, siempre y cuando éstos estuviesen ferulizados; y similar conclusión también se deduce del ensayo extensométrico de Duyck et al (2000) al encontrar mayores momentos de flexión a medida que la prótesis era soportada por menos implantes, con un valor máximo cuando lo era por solo tres implantes. En cualquier caso estudios clínicos aleatorizados de largo seguimiento, encuentran excelentes resultados ya sean con o sin ferulización (Ma et al, 2015).

En general, aunque el número de implantes puede variar en función del tipo de restauración protésica, otros parámetros como pueden ser factores de fuerza del paciente, cantidad y calidad ósea, espacio protésico, naturaleza de la arcada antagonista y otros, influyen en su elección, lo que también es extensible al número necesario para una sobredentadura. En esta línea e independientemente de la elección de uno u otro sistema de anclaje, para las sobredentaduras implanto-retenidas, la selección más adecuada del número de implantes (2, 3 ó 4) y su distribución en la arcada (sector anterior, sector posterior o combinaciones) es motivo de controversia y aún está sin dilucidar. Así dos implantes con ataches de bola solían considerarse con frecuencia como una solución de riesgo y por ello se sigue recomendando la colocación de cuatro implantes, sobre todo para arcada superior, ferulizados con una barra (Chiapasco and Gatti, 2003; Schwartz-Arad et al, 2005) a pesar de que no se observaron mejores resultados comparado a dos implantes, (Visser et al, 2005; Stoker et al, 2007).

No obstante la indicación de una sobredentadura sobre dos implantes ha aumentado notablemente y en la actualidad está perfectamente consolidada y documentada además de considerarse tratamiento de referencia para determinados clínicos, (Feine and Carlsson, 2003). En un artículo de seguimiento a 10 años de sobredentaduras mandibulares en 147 pacientes en la mayoría se colocaron dos implantes interforaminales y en tan

solo en 20 tres implantes por déficit óseo o arcada curva muy estrecha (Rentsch-Kollar et al, 2010). En revisiones finalizadas en 2008 realizadas para determinar in vitro la retención de ataches en sobredentaduras mandibulares sobre dos implantes se localizan 163 artículos (Alsabeeha et al, 2009) y 151 clínicos, solo de habla inglesa, con el propósito de evaluar la pérdida ósea periimplantaria (Ma and Payne, 2010), lo que apoya la difusión de este tipo de opción. En la misma línea Cehreli et al (2010b), en la revisión sistemática en que efectúan del periodo 1997-2008 para determinar las necesidades/demandas de mantenimiento protésico de sobredentaduras mandibulares y después del tamizado de sus exigentes criterios de inclusión seleccionan 49 artículos, de los cuales tan solo cuatro eran con cuatro implantes y barra y el resto dos implantes.

Opción de dos implantes, que sigue siendo la tendencia en la cuasi totalidad de los artículos y revisiones aparecidos en la literatura odontológica en los últimos años, realizados con muestras dispares de 18 hasta 95 pacientes, periodos de seguimiento variable de un año hasta diez y motivos diversos desde perdida ósea y estado periimplantario hasta satisfacción del paciente, funcionalidad, demandas de mantenimiento protésico y complicaciones y tasas de supervivencia (Akoglu et al, 2011; Cune et al, 2010; Akça et al, 2010; Walton et al, 2009; Meijer et al, 2009; Kleis et al, 2009). Luego en general y globalmente se consolidan los argumentos presentados en los consensos de McGill (Feine et al, 2002) y York (Thomason et al, 2007) al proponer que dos implantes para soportar una sobredentadura mandibular debería ser el mínimo a ofrecer como primera opción de tratamiento a los pacientes totalmente edéntulos.

Así la opción de cuatro implantes como soporte de una sobredentadura mandibular ha perdido importancia, siendo muy escasos los artículos que en los últimos años recogen esta forma de tratamiento en comparación con solo dos implantes; 4 de 49 en la revisión de Cehreli et al (2010b) de necesidades de mantenimiento y 5 de 52 en la de perdida ósea periimplantaria (Cehreli et al, 2010c) o el estudio clínico de Jong et al, (2010), donde refiere una significativa pérdida del reborde óseo posterior en las sobredentaduras que portan solamente 2 implantes en contraposición a

las de cuatro; más algún ensayo aislado como el de Karabuda et al (2008) que emplea 4 implantes en los pacientes con arco anterior en V; después se recogen más aunque no clínicos y con diferentes métodos de evaluación como los de Celik et al, (2014), Petrie et al, (2014), Liu et al, (2013; Barao et al, (2013), Bilhan et al, (2013), Elsyad et al, (2013b), o los de Scherer et al, (2013 y 2014) que compara la retención y estabilidad de diferentes posicionamientos topográficos de implantes-ataches con cuatro tipos diferentes de sistemas de retención, donde concluye que el número, la posición y el sistema retentivo influye significativamente en el resultado final.

No obstante en estudios prospectivos comparativos realizados por, Wismeijer et al (1997), Wismeijer et al (1999), Mau et al (2003), Visser et al (2005), Stoker et al (2007), Sading W, (2009); Scherer et al (2013), las tasas de supervivencia, la satisfacción de los pacientes y los aspectos clínicos eran más o menos iguales para dos que para cuatro implantes y semejante a lo relatado en el ensayo de Meijer et al (2004) relativo al seguimiento durante diez años de sobredentaduras mandibulares implanto-retenidas con dos o cuatro implantes en situación 3-3 y 3-5 respectivamente, en donde evalúan los resultados referidos a la condición de los tejidos periimplantarios duros y blandos, satisfacción de los pacientes y cuidado posterior de la prótesis y no encuentran diferencias significativas en los parámetros de pérdida ósea y comportamiento de los tejidos periimplantarios, así como en la satisfacción de los pacientes entre ambos grupos, concluyendo que al no encontrar diferencias ni clínica ni radiográficamente en el estado de ambos grupos de pacientes, se recomienda el uso de dos implantes por razón de coste-efectividad en los casos de sobredentaduras en pacientes con reabsorción clase IV-VI de Cawood y Howell en la mandíbula. Todo ello está de acuerdo con Fitzpatrick B. (2006) quien en su revisión sistemática del estándar de cuidados para una mandíbula edentula, establece que no hay evidencia que soporte que una particular modalidad de tratamiento sea superior a otras.

La opción de tres implantes para una sobredentadura mandibular es aún menos frecuente. En las revisiones de Cehreli et al (2010b, 2010c) de 1997 a 2008 aparecen 8 referencias (2 y 6) para esta situación, aunque las más actuales datan de 2004. En ellas principalmente soportaban barras de

uno u otro tipo y alguno attaches de bola o diseños de no ferulización e imanes.

La opción de un solo implante en la línea media sinfisaria encuentra su justificación en aquellos pacientes con escasos recursos económicos y que por una u otra razón tienen dificultades con sus prótesis convencionales inferiores. Así se ha propuesto esta solución desde hace tiempo, con resultados satisfactorios en 21 pacientes a los cinco años de uso (Cordioli et al, 1997) o sin datos de seguimiento en nueve pacientes (Krennmair and Ulm, 2001). Incluso en un reciente estudio in vitro se muestra que tanto en las prótesis retenidas por uno o por dos implantes, las fuerzas laterales en los pilares eran semejantes (Walton and McEntee, 2008).

En esta línea y tras tres años de seguimiento a 35 pacientes con un implante sinfisario cargado inmediatamente, Liddelow and Henry. (2010) relatan buenos resultados de satisfacción, confort, funcionalidad y ajuste lo que les lleva a sugerir que esta opción es la más conservadora y soportable económicamente. Sugerencia que también hace suya Walton et al (2009) cuando dice que un solo implante en la línea media puede ser una alternativa a los dos implantes para pacientes con prótesis convencionales problemáticas, puesto que en su estudio clínico aleatorizado de 85 pacientes con un implante y 95 con dos, encuentra datos similares en cuanto a satisfacción y mantenimiento al cabo de un año de seguimiento, lo que les lleva a decir que el uso de un implante para retener y estabilizar la prótesis mandibular es tan satisfactorio como el uso de dos. Si esto es así para el paciente, bajo otros aspectos también lo es, puesto que aunque se sabe que en general las sobredentaduras implantosoportadas disfrutan de una menor carga y tensión comparado con la prótesis fija, y se ha postulando que tanto las fuerzas axiales como laterales generadas por una sobredentadura de un solo implante son potencialmente mayores que las provocadas por otra con múltiples implantes; el ensayo de Maeda et al (2008) no lo confirma, ya que al examinar en un modelo "in vitro" su fundamento biomecánico encontró fuerzas laterales más pequeñas estadísticamente significativas para los pilares de bola de la sobredentadura con un implante comparadas con dos, bajo carga molar y tampoco se observaron diferencias en el movimiento

tridimensional de la base en la línea media y región molar. Los autores concluyen diciendo que globalmente un solo implante tiene efectos biomecánicos similares respecto a dos implantes en lo referente a fuerzas laterales al pilar y movimientos de la base protésica bajo carga molar funcional.

En cuanto a la distribución y situación de los implantes para una sobredentadura mandibular, globalmente para que reúna las condiciones de estabilidad y oclusión adecuada, es de criterio general colocar los implantes en la región interforaminal (en el espacio comprendido entre los dos agujeros mentonianos), en la zona correspondiente a los dientes incisivos-laterales, a los caninos e incluso a los primeros premolares. Así los dos implantes se sitúan en la parte anterior de la mandíbula, a ambos lados de la línea media, preferentemente a nivel de los caninos y a una distancia de aproximadamente 20 mm, con lo que se consigue mejores condiciones biomecánicas de estabilidad protésica y retención, (Federick and Caputo, 1996). Aunque la mayor o menor distancia en función del arco, no es un parámetro fijo y otros autores los sitúan separados entre 15 y 25 mm (Akoglu et al; 2011) y en estudios in vitro hasta 29 mm (Doukas et al, 2008).

De acuerdo con Misch (2009), con una sobredentadura retenida mediante dos implantes a nivel de los caninos y un sistema de ataches axiales en bola o no, se logra una buena retención y estabilidad para la mayoría de las funciones masticatorias, aunque con estabilidad dudosa y soporte mucoso principalmente en la parte posterior, lo que puede acelerar la pérdida ósea en esa zona. No obstante esta es una praxis tan obvia y habitual, que en la literatura odontológica que recoge esta opción, apenas se menciona en los artículos clínicos la situación de los implantes, a lo sumo se resuelve con la expresión en la región o zona interforaminal o zona interforaminal área canina (Akoglu et al; 2011; Rentsch-Kollar et al, 2010; Cune et al; 2010; Akça et al, 2010; Walton et al, 2009; Meijer et al, 2009; Kleis et al, 2010; Rismanchian et al, 2009). Otra distribución distinta, por ejemplo en aspa (uno anterior y otro posterior contralateral) o dos de situación posterior, no se contempla en la literatura implantológica al uso o por lo menos no lo hemos encontrado.

Aún así, las sobredentaduras retenidas mediante la colocación de dos implantes en la mandíbula ha sido ampliamente documentada, con una tasa de éxito que puede llegar a un 98,6%, según autores. (Naert et al, 1999; Cehreli et al 2010) o al 100% sin perder ningún implante al cabo de 10 años de uso, (Naert et al, 2004b).

Con distribución de tres implantes en la arcada mandibular, las referencias no son muy numerosas y prácticamente ninguna en los últimos ocho años (Attard and Zarb, 2004; Bryant and Zarb, 2003; Deporter et al, 2002; Berge and Gronningsaeter, 2000; Deporter et al, 1999), en ellas se explicita que la situación es a nivel de zona interforaminal, pero en algunos ni se relata como en el ensayo prospectivo a 10 años de Rentsch-Kollar et al, (2010) en el que tan solo se dice que se pusieron tres implantes en veinte pacientes por intensa reducción de la altura ósea (6 mm) o una arcada curva estrecha.

Cuando la sobredentadura mandibular se resuelve con un solo implante, la situación siempre es en la línea media mandibular a nivel de la sínfisis mentoniana sea a propósito de un caso clínico (Krennmair and Ulm, 2001) o de estudios de seguimiento (Cordioli et al, 1997; Walton et al, 2009; Liddelow and Henry, 2010).

Cuando la opción elegida es con cuatro implantes, la mayoría de las referencias los sitúan sin más explicaciones en la zona interforaminal sin especificar ninguna zona concreta (Batenburg et al, 1998; Meijer et al, 2001; Gatti and Chiaspasco, 2002; Raghoobar et al, 2003; Attard et al, 2005; Visser et al, 2005; Assad et al, 2007; Krennmair et al, 2007; Krennmair et al, 2008), a lo más en área sinfisaria (Stoker et al, 2007) o simplemente ni lo mencionan (Karabuda et al, 2008). La mayor reabsorción y menor altura ósea en las zonas posteriores mandibulares unido a una cirugía más sencilla sin necesidad de técnicas de regeneración ósea y de disminución de riesgos justifican esta situación entre los agujeros mentonianos de los cuatro implantes, prescindiendo de los beneficios biomecánicos y de mayor estabilidad que supondría una situación de dos implantes en sector anterior

y otros dos en sector posterior a nivel de segundo premolar o primer molar. Esta disposición es avalada, por lo menos para sobredentaduras convencionales, por Geering y Kundert (1988) en su libro de Atlas de Prótesis Total y Sobredentaduras cuando refiere que la mejor situación y número de dientes son cuatro, dos de situación anterior y dos posteriores.

No obstante a lo citado se pueden considerar otras opciones con cinco implantes o más interforaminales con diseño características y biomecánica distintas, que aunque denominadas en los ensayos genéricamente sobredentaduras por ir provistos de ataches de bola u otros y poder ser retirada la prótesis a voluntad por el paciente, no lo son “sensu estricto” ya que llevan una mesoestructura con una extensión distal sin soporte mucoso que las asemejan más a las denominadas prótesis híbridas (Lowe and Shcherbukhin, 2009).

2.3. BIOMECÁNICA DE LAS SOBREDENTADURAS IMPLANTO-RETENIDAS. CARGA Y TRANSMISIÓN AL TERRENO DE SOPORTE. (ESTRÉS/TENSIÓN)

Expuesto el número y distribución de los implantes posibles para una sobredentadura mandibular, interesa mencionar su comportamiento biomecánico, entendida la biomecánica como la define Hay (Hay JG, 1985), cuando escribe“*es la ciencia que estudia las fuerzas internas y externas que inciden sobre el cuerpo humano*“, que modificamos añadiendo *cuales son con sus características, como se transmiten y que respuesta biológica provocan*”; en suma como actúan las fuerzas que se aplican y la forma en que pueden responder los tejidos alrededor de los implantes, el terreno de soporte (implantes y osteofibromucosa) y los aditamentos protésicos.

Las sobredentaduras implantosoportadas como unidades protésicas y con ellas los implantes dentales están sometidos a cargas oclusales cuando se ejecutan las funciones propias del aparato estomatognático y también en ocasiones sin objetivo funcional, como en la actividad parafuncional. Por otro lado, se entiende como cargas a la fuerzas que

actúan sobre una determinada estructura y que además tienen magnitud, dirección, frecuencia y duración y que en el caso que nos ocupa dependen de muchas variables, entre las que destacan la edad, sexo, biotipo, tipo de alimentación, actividad parafuncional, tipo de restauración protésica y naturaleza de la arcada antagonista entre otros.

En cualquier caso la emisión de la máxima fuerza/carga oclusal, fuera de los hábitos parafuncionales, tiene lugar durante la masticación o en esfuerzos conscientes de mordida, como consecuencia del esfuerzo contráctil de la musculatura masticatoria al elevar la mandíbula y realizarse el contacto entre los dientes de ambas arcadas con o sin interposición de alimento. Así, la fuerza masticatoria puede definirse como el total de la fuerza transferida a las arcadas dentales cuando el bolo alimenticio es masticado, (Morneburg and Pröschel, 2003).

Aún cuando en la cuantificación de la magnitud intervienen muchos factores, alguno de ellos dependiente del método e instrumento de medida, en general tanto en dentición natural como en prótesis sobre implantes, se emplean transductores piezoeléctricos capaces de medir y analizar tanto fuerzas axiales como transversales. Es un proceso sencillo consistente en solicitar al individuo en cuestión que aplique la máxima fuerza de la que sea capaz sobre sus dientes o prótesis, durante un determinado intervalo de tiempo, tal como hace Mericske-Stern et al, (2000b) en su ensayo, aunque sus resultados mostraban unos patrones de transmisión de fuerza similares para una prótesis fija y una sobredentadura. A señalar que lo así registrado es una carga estática correspondiente a la fuerza máxima de oclusión o mordida, que aunque frecuentemente empleada en los estudios oclusales, es sensiblemente superior a la fuerza rutinaria de masticación normal que suele ser una carga dinámica de impacto y la habitualmente registrada en los ensayos de masticación de diferentes dietas o tipos de alimentos. No obstante discriminar si estamos ante valores de masticación normal o de fuerza máxima o submaxima de mordida, es de interés por cuanto en uno u otro supuesto, las restauraciones protésicas y el terreno de soporte sufrirán mayor o menor estrés.

En general, numerosos estudios revelan que para una dentición humana normal, las fuerzas de masticación fluctúan en un amplio rango por lo menos para el componente axial que se sitúa entre los 200 N y 2440 N, y no tanto para el lateral que se estima sobre los 30 N (Brunski, 1988; Watanabe et al, 2005), no obstante la máxima fuerza de mordida relatada fue de 4.430 N (Gibbs et al, 1986) y el antiguo estudio de Helkimo et al, (1977), relata un promedio de fuerza de mordida en adultos jóvenes de 100-150 N . Además Watanabe et al,(2005) especifica para cada diente la fuerza que le corresponde, otorgando 249,9 N al 2º molar, 161,8 N al primer molar, 41,0 N al segundo premolar, 31,7 N al primero, 15,4 N al canino, 5,1 N la incisivo lateral y 7,1 N al incisivo central.

Por otro lado, hay que señalar que la fuerza de masticación en pacientes tratados con prótesis sobre implantes sea sobredentadura u otra restauración mejora notablemente, llegando a ser comparables e incluso mayores que las de la dentición normal (Haraldson and Carlsson, 1977; Adell et al, 1981; Cleland et al, 1991; Curtis et al, 2000), si bien es cierto que en estas restauraciones al no disponer de la mecano y propiocepción de los dientes naturales, los pacientes tienden a morder con más fuerza y por tanto también con mayor componente lateral, que aunque de menor intensidad que el axial producen momentos de rotación mucho más perjudiciales para el terreno de soporte. Así de acuerdo con el estudio de Jemt (1991), para evitar la fractura por fatiga de los tornillo de oro de la prótesis; la carga de un único implante no debiera exceder del 65% del límite de momento de flexión (135 N/cm) a partir del cual se fracturan (esto es 90 Ncm).

Sea la magnitud de la carga oclusal que sea, no es menos cierto que dependiendo del sector de la arcada la intensidad es mayor o menor; así está confirmado que las fuerzas oclusales son mayores en los dientes posteriores que en los anteriores (Mericske-Stern et al, 2000b; Watanabe et al, 2005; Van Eijden, 1991), disminuyendo progresivamente desde la región molar hasta la región incisal donde son 4-5 veces menores (Scott and Ash,

1966); en el 2º molar son un 10% más intensas que en el 1º molar, y una cifra de fácil recuerdo son 100 N en dientes anteriores por 500 N en dientes posteriores. Todo ello debido a que durante la masticación la mandíbula actúa como una palanca de tipo III, en la que el fulcro (punto de apoyo) estaría situado en el cóndilo, la fuerza de potencia la desarrollan los músculos masticatorios y la fuerza de resistencia los dientes con o sin interposición de alimentos, por lo que los dientes posteriores al estar más cerca del fulcro soportan más fuerza aunque de una dirección cuasi axial al ser la dirección de la carga cuasi perpendicular al plano oclusal. Así, algunos estudios "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). No obstante e independientemente de la naturaleza de la arcada antagonista, ha de tenerse en cuenta, como ya se ha citado, que cuando se coloca una restauración implantoportada, aumenta notablemente la fuerza de masticación del paciente equiparándose a la de la dentición natural e incluso más y hasta 3-4 más de fuerza cuando se pasa de prótesis completa convencional a una prótesis híbrida o sobredentadura, o ambas arcadas se restauran con prótesis fija sobre implantes,(Carr and Laney, 1987).

No obstante, el estudio de la variabilidad de distribución de la carga en la arcada se complica para las prótesis implantoportadas, no tanto en el caso de coronas unitarias como en prótesis que ferulizan varios implantes, aunque no es el caso de nuestras sobredentaduras, ya que de acuerdo con las leyes de la mecánica, la magnitud de la fuerza transferida durante la masticación a una prótesis fija soportada por varios implantes es 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 púnticos se doblan, con lo que lo importante será determinar si la fuerza es compartida de manera uniforme o no por los diferentes pilares, (Morneburg and Pröschel, 2002).

Aparte de la situación en la arcada, otros factores pueden incrementar la magnitud de las cargas oclusales como pueden ser hábitos

parafuncionales, algunas características individuales o personales, naturaleza de la arcada antagonista y espacio protésico o proporción corona/implante.

El hábito parafuncional del bruxismo tanto el rechinar como el apretamiento dental es uno de los más importantes, ocupando en una escala incremental del 1 al 10, los puestos 10 y 9 respectivamente de factores de riesgo generadores de estrés (Misch CE, 2002). El tenerlo en cuenta supone diagnosticarlo, es fácil cuando el paciente es consciente de éste hábito, hay desgaste dental, y con la anamnesis y la simple inspección de los dientes suele ser suficiente y más difícil cuando el paciente lo desconoce y el desgaste no es tan evidente como sucede en algunos casos de apretamiento. En cualquier caso, conviene recordar que en el bruxismo en general, las fuerzas oclusales son más intensas (hasta 4-7 veces más de lo normal), duran más tiempo (más de los 20-30 minutos de la masticación y deglución normal, hasta incluso horas), son más oblicuas que axiales, predominan las de cizallamiento y tracción sobre las compresivas y tienen un alto componente de impacto y dinamicidad (Gibbs et al 1986; Mericske-Stern et al 1996; Choy and Kydd 1988). A pesar de lo dicho el bruxismo no representa una contraindicación absoluta para los implantes y la prótesis y la evidencia científica así lo confirma en el sentido de que la disponible hasta la fecha de nivel 1 y 2, muestra que el bruxismo no tiene influencia, dentro de unos límites en la pérdida de implantes y si en la aparición de complicaciones mecánicas y técnicas (Brägger et al, 2001; Lindquist et al 1996; Lobbezoo et al 2006; Nedir et al 2006 De Boever et al 2006). En la revisión de Salvi y Brägger (Salvi and Brägger, 2009), extendida de 1966 a 2008, de los 5 estudios que cumplían los requisitos de evidencia y comparan bruxistas con no bruxistas, tan solo en uno (Ekfeldt et al, 2001) se encontró mayor porcentaje de pérdida de implantes en los bruxistas y en el resto no, aunque significativamente con mayores complicaciones técnicas y mecánicas (Brägger et al, 2001; Nedir et al 2006; De Boever et al 2006, Tawil et al, 2006).

Los malos hábitos orales, del tipo chupeteo, mordisqueo de objetos, interposición y empuje lingual, deglución atípica y mascar chicle entre otros, aumentan la fuerza oclusal, a menudo con un importante componente lateral por lo que es preciso identificarlos e informar al paciente para prevenir sus efectos, como también lo es la necesidad de masticación bilateral y no solo unilateral por el lado de la restauración implanto-soportada. Características individuales (edad, sexo, talla, constitución e incluso forma y tamaño de la cabeza) también deben considerarse. Las mujeres generan unos 10 kg menos de fuerza que los hombres y en los pacientes de mayor edad, la fuerza oclusal disminuye a medida que progresa la atrofia muscular por el edentulismo. Los pacientes robustos de constitución atlética generan más fuerza que los que no y aquellos braquicéfalos con cabeza grande hasta tres veces más de fuerza que aquellos con cabeza pequeña.

El espacio protésico para las sobredentaduras y la altura coronal para prótesis fija unitaria o no, es un concepto importante por cuanto magnifica las fuerzas oclusales, crea importantes tensiones en la cresta ósea alveolar y condiciona el tipo de restauración, así como la forma/aspecto de la restauración fija sea unitaria o no. Así cuando el espacio de altura coronal es mayor de 12 mm no está indicada una prótesis fija. No obstante y a semejanza de lo que ocurre en el prótesis fija convencional con la proporción corona/raíz insertada, el espacio de altura coronal debe relacionarse con la longitud del implante, aunque la consecución de una relación 1:1 o mejor 2:3 o 1:2 no es tan importante, pero sigue siendo válida y así la citan en artículos y revisiones sobre oclusión en implantes (Salvi and Brägger, 2009; Carlsson GE, 2009; Gross MD, 2008). Aun así, hemos de señalar que al contrario que en prótesis fija convencional, una excesiva altura coronal no se soluciona aumentando la longitud del implante o que implantes de mayor longitud evitarán el fracaso, pues se ha demostrado por ensayos de análisis de elementos finitos que la concentración y disipación del estrés acontece en los 6-9 mm hacia apical del implante (Borchers and Reidhart 1994) con lo que mayores longitudes no contribuirán a tal fin. Ítem más, a pesar de que algunos estudios concluyen diciendo que un aumento de la proporción corona/implante va a provocar una mayor pérdida ósea

periimplantaria y más complicaciones protésicas (Brose et al, 1989; Rangert et al, 1995, 1997), lo cierto es que ensayos más recientes desde la aparición de implantes con superficie rugosa han mostrado que los cortos (<10mm) ofrecen resultados similares, en cuanto a éxito y supervivencia, a los implantes largos (Ten Bruggenkate et al, 1998; Friberg et al., 2000; Renouard and Nisand, 2005). Por otro lado, aunque el espacio protésico y la relación 1:1 corona/implante parece ser importante para el riesgo biomecánico, la evidencia científica disponible de nivel suficiente no encuentra influencia significativa de estos parámetros en la pérdida de hueso e implantes en periodos de observación de 4-5 años, evaluados radiográficamente (Tawil et al, 2006; Rokni et al, 2005; Blanes et al, 2007); a similar conclusión llega también Blanes (2009), cuando en la revisión que efectúa, afirma que no hay evidencia concluyente de que dicha proporción tenga una influencia negativa en la pérdida ósea periimplantaria y que no hay datos suficientemente fiables para incriminar la relación de la proporción corona/implante con la supervivencia del implante y la aparición de complicaciones.

En cuanto a la dirección de las cargas oclusales que inciden sobre una restauración implantosoportada rara vez son axiales o paralelas al eje mayor de los implantes, al contrario cualquier contacto oclusal deviene en una fuerza tridimensional descrita en componentes o fracciones de la fuerza total que se distribuyen y dirigen en los tres ejes del espacio (Misch, 2009). Sin embargo, la mayoría de los autores señalan que la masticación induce principalmente fuerzas verticales en los dientes, sobretodo en sectores posteriores, sin olvidar que también se crean fuerzas transversales debido al movimiento horizontal de la mandíbula y la propia inclinación de las cúspides de los dientes (Rangert et al, 1989). En cualquier caso si para grupos posteriores las fuerzas oclusales pueden ser casi axiales a los implantes, en restauraciones de dientes anteriores sean unitarias o de arcada completa como una sobredentadura, las cargas nunca van a ser axiales aunque el implante/s se coloquen en posición ideal, pues incluso así colocados, tal como ocurre con los dientes maxilares anteriores, van a estar inclinados unos 12°-15° respecto al eje axial de carga con lo que siempre tendrán un

mayor ángulo en relación a la fuerza oclusal que en cualquier otra zona, (Misch and, Bidez, 1994). Además esta no axialidad de las cargas oclusales en el sector anterior se acentúa a medida que avanza el proceso de reabsorción ósea postdesdentación, con lo que evitar pilares angulados es tarea improbable de conseguir, por cuanto el factor limitante es la estética, por soporte labial, línea de sonrisa, forma y tamaño de los dientes, etc. y contacto con arcada antagonista.

Por otro lado, hay autores que sostienen 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 de ambas arcadas, lo que generará componentes de fuerza perpendiculares a ambas pendientes vestibulares y/o linguales que se sumaran a un vector cuya dirección puede cambiar con cada movimiento de masticación. Por este motivo, la dirección de los momentos de flexión o rotación durante los ciclos de masticación no pueden predecirse fácilmente y además dependen de otros factores adicionales como la angulación de los implantes y la posición de los dientes antagonistas (Morneburg and Pröschel, 2003), a lo que se une la diversidad de orientación de las fibras de los músculos masticadores con diferente dirección de fuerza de contracción lo que permite al aparato estomatognático originar fuerzas oclusales en diferentes direcciones (Van Eijden, 1991), sumado a que en modificaciones en la dinámica masticatoria de portadores sobre implantes fijas parciales y de arcada completa en relación a dentición natural, consistentes en una reproducción de mayores elipses de masticación, descritas por Freine (Feine and Lund, 2006), podrían tener influencia en la dirección de las cargas oclusales transmitidas a los implantes.

Además, experimentos en modelos animales, sugieren que las fuerzas no axiales que se producen durante la carga oclusal, provocan mayores deformaciones en la región crestal ósea periimplantaria, con la consecuencia de un posible aumento de la pérdida ósea fracaso de la óseointegración; o la aparición de un remodelado óseo adaptativo alrededor de los implantes, más dinámico en el hueso cortical circundante y más grave

en el hueso trabecular; al contrario que las cargas axiales que inducen una respuesta de remodelado uniforme y leve que disminuye desde la parte coronal al ápice del implante, (Barbier and Schepers, 1997).

Por otro lado las cargas no axiales magnifican la fuerza y tensión aplicada a implante e interfase hueso/implante, habiéndose relatado que una fuerza de 100 N aplicada con un ángulo de 12° en una corona de 15 mm de altura se transforma en 315 N (Bidez and Misch, 1992) y que cuando el ángulo supera los 30°, las carga no axiales son más lesivas que una altura coronal de 20 mm con carga axial,(Cehreli et al, 2002; Duyck and Naert, 1998); además con este tipo de cargas y por su gran componente oblicuo/lateral el tipo de fuerza transmitida es fundamentalmente de cizallamiento (las más perjudiciales) aumentando mucho por cada grado de angulación; se ha escrito que las fuerzas laterales aumentan del 50-200% la tensión de compresión respecto a la carga vertical y diez veces más las tensiones por tracción. A pesar de lo dicho, y aunque las cargas no axiales parecen ser un factor de riesgo biomecánica a tener en cuenta, la evidencia científica fuerte no avala tal creencia por lo menos hasta los 25°-30° de angulación. En un ensayo a 10 años comparando implantes con pilares angulados mayores de 15° con menores o igual a 15°, la probabilidad de supervivencia de los implantes fue semejante en ambos grupos sin diferencias significativas (Sethi et al, 2002), sin embargo no registraron datos de complicaciones mecánico-técnicas. Estos datos están en la línea del estudio de Koutouzis and Wennström, (2007), en donde en los 5 años de carga de implantes inclinados al plano oclusal de 0-4° y 12-30° se concluyó que tanto los axiales como los no axiales tenían similar remodelación ósea y semejante pérdida ósea periimplantaria evaluada radiográficamente y tampoco se incrementó el riesgo de complicaciones mecánico-técnicas.

Otras características de las fuerzas oclusales como puede ser naturaleza estática o dinámica, frecuencia y duración tienen su importancia por cuanto pueden acontecer en una sobredentadura mandibular. En general, los movimientos y fuerzas de la masticación, considerados de manera unitaria se considerarían como carga dinámica y en su conjunto

como una carga cíclica-dinámica (Vega JM, 1996), por el contrario el complejo hueso-implante-prótesis se ve sujeto tanto a cargas estáticas como dinámicas, por cuanto la carga estática es inherente al sistema atornillado propio del implante y es la resultante de las fuerzas aplicadas sobre dicho complejo antes de aplicar cualquier tipo de carga oclusal; es lo que se denomina como precarga, que se produce como resultado del apretamiento de los tornillos y que tiende a mantener todos los componentes unidos (Rangert, 1989); además una restauración implantosoportada también puede soportar cargas estáticas como resultado de una falta de ajuste pasivo (Miyamoto et al, 2008). Las cargas dinámicas aplicadas al conjunto, serán la resultante de las fuerzas a las que se ve sometido durante la función masticatoria, que en general son sucesivas cargas de impacto, entendidas como el resultado de la colisión de dos cuerpos en un intervalo corto de tiempo y aunque la rigidez relativa del sistema de implantes, controla en gran medida, la respuesta a estos impactos, se cumple que a mayor magnitud de la carga de impacto, mayor es el riesgo de fracaso de la prótesis, del implante y de la fractura del propio hueso (Misch, 2009).

Por otro lado, a causa de una sobrecarga sobre una prótesis sobre implantes sea la que fuere, como resultado de un exceso de carga dinámica, resulta sencilla de identificar tanto por parte del clínico como del paciente y puede ser corregida; sin embargo, las sobrecargas como resultado de excesos de carga estática son más complicadas de identificar y controlar en el sentir de Miyamoto et al, (2008), confirmando en su ensayo, lo que en un estudio anterior en perros había adelantado Gotfredsen et al (2001), de que una sobrecarga estática inducía cambios en el hueso periimplantario con incremento de su actividad de modelado óseo.

En cuanto a duración o al tiempo real en el que actúan las fuerzas oclusales durante las actividades funcionales sobre los dientes o restauraciones protésicas se relatan diferentes valores; para Graf (1969) no suponen más de 9 minutos al día; escasa duración comparada con los entre 20-30 minutos citados por Choy and Kydd, (1988). No obstante, si a la duración del tiempo empleado en la masticación se suma la fuerza que

proviene de la musculatura perioral y de la lengua durante los movimientos de deglución (entre 480-1200 diarios), el total de las fuerzas naturales que inciden sobre los dientes no superarían los 30 minutos para todas las fuerzas masticatorias y deglutorias.

En otro sentido, las fuerzas o cargas oclusales que actúan sobre los implantes y prótesis implantosoportadas se expresan y deben considerarse como unidades vectoriales, es decir, mediante su magnitud, dirección y sentido. En cualquier caso, toda carga oclusal aplicada a un diente o a un implante a través de una restauración protésica sea una sobredentadura o no, se representa por un vector (F) de longitud y dirección determinada que se puede descomponer en sus dos componentes. Un componente vertical u axial F_1 dirigido hacia apical y paralelo al eje mayor del implante que no produce ningún momento de rotación por lo que no se ve afectado por el espacio protésico o la altura coronal y además transmite fundamentalmente fuerzas de COMPRESIÓN (aquellas que intentan empujar un cuerpo sobre otro o hacerlos más solidarios), bien toleradas y asumidos por todo el conjunto prótesis-implante y tejidos biológicos, tendiendo a mantener la integridad implante-hueso periimplantario e interfase. Por otro lado el hueso en general y el hueso cortical periimplantario en particular, es más resistente a las fuerzas de compresión que a las de tracción, corte o cizallamiento; hasta un 30% más débil ante fuerzas de tracción y un 65% para fuerzas de cizallamiento o transversales (Reilly and Burstein, 1975), e independientemente de la densidad ósea, que relacionada directamente con la resistencia del hueso es la causa que huesos D2 ofrezcan resistencia a fuerzas de compresión de 5,30 MPa por 1,70 MPa del hueso D4 (Misch et al, 1999; Rice et al, 1988); luego es fácil comprender que una fuerza es tanto más lesiva cuanto más fuerzas de tracción y sobre todo de cizallamiento transmita. Y un componente oblicuo/horizontal F_2 , el potencialmente lesivo que tiende a mover el conjunto prótesis-implante alrededor de los 3 ejes del espacio induciéndole rotación y/o desplazamiento en dirección vestibulo/lingual y/o mesio-distal alrededor de un centro de rotación localizado en la zona crestal del implante, dando lugar a momentos de rotación e importantes tensiones. Además, debido al efecto de esos

desplazamientos/rotación transmitidos a la interfase-hueso periimplantario, habrá lugares más o menos definidos donde este componente oblicuo transmita fuerzas de COMPRESIÓN, pero también y más importante, fuerzas de TRACCIÓN (aquellas que tienden a separar los cuerpos entre sí) y de CIZALLAMIENTO o CORTE (aquellas que tienden a deslizar un cuerpo sobre otro), ambas peor toleradas por los tejidos biológicos y más destructivas para implantes, hueso e interfase. En este sentido e independientemente de que en la oclusión sobre implantes deban predominar las fuerzas compresivas, y puesto que los implantes transmiten a la interfase y hueso los tres tipos de fuerzas, el diseño de la macro, microgeometría y superficie del implante pueden y deben ayudar a controlar las fuerzas de cizallamiento y tracción.

En cualquier caso, sea cual sea el tipo de fuerza transmitido, el efecto final será una determinada cantidad de estrés/deformación. No debemos olvidar y ya ha sido citado que las restauraciones protésicas del tipo que sean, implantes y hueso periimplantario están sometidas a cargas/fuerzas oclusales funcionales o no, diferentes en cuanto a intensidad, dirección, duración, frecuencia, velocidad y tipo de fuerza, pero también a fuerzas generadas por lengua y musculatura perioral en general de poca intensidad (promedio 3-5 N) pero frecuentes y horizontales, alcanzando mayor intensidad en algún hábito parafuncional con lengua empujando los dientes. Además antes y después de la restauración los implantes y hueso periimplantario de arcada mandibular soportarán cargas/fuerzas pasivas durante la apertura-protrusión y masticación normal por el fenómeno de deflexión mandibular.

Este ambiente biomecánico generado por las diferentes fuerzas que interactúan entre sí, hace que los implantes fracasen y con ellos las restauraciones protésicas porque se pierde hueso crestal y periimplantario hasta niveles no compatibles con una función aceptable. En cualquier caso el estímulo para la reabsorción y pérdida ósea no es la fuerza oclusal en sí, sino la microdeformación por ella provocada. Cuando una fuerza actúa sobre un cuerpo, la forma en que se distribuye por su superficie se conoce como

TENSIÓN, ESTRÉS O PRESION; representada por la fórmula, $\sigma = F/S$, o $P = F/S$, y es tan solo fuerza por unidad de superficie, en la que F es fuerza en newtons, dynas, kilopondios u otras unidades, y S es área o superficie en mm^2 , cm^2 , m^2 u otra unidad. Por otro lado asociado e inseparable del estrés (tensión, presión), está la deformación y 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; al cociente entre esa elongación y la longitud inicial se llama deformación relativa); lo expresamos en microdeformaciones que es una unidad adimensional extensométrica.

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

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

El módulo de elasticidad de los elementos implicados es difícilmente controlable por cuanto el de la interfase y hueso periimplantario depende de la densidad y calidad ósea y aunque diferente según la arcada y zona de la arcada que se considere, poco puede hacer el dentista para modificarlo salvo conocer y determinar ante que tipo de hueso se encuentra, utilizando algún método de medida de la densidad ósea como densitometría, unidades Hounsfield o una de las clasificaciones al uso (Misch, 2009b). En cuanto al del titanio y aleaciones, componente principal de los implantes, el control del dentista se circunscribe a seleccionar del sistema de implante que por superficie, tamaño, diseño y geometría mejor distribuya y disipe el estrés, cuestión nada baladí por cuantos se han descrito hasta 14 factores implicados, (Strong et al, 1998). Por otro lado el mayor módulo de elasticidad del titanio, hasta 5-10 veces mayor que el del hueso cortical periimplantario, hace que esas diferencias creen mayor microdeformación aumentando los micromovimientos en la interfase y se incremente la tensión en la zona ósea crestral ya que según el principio del análisis del haz complejo, cuando dos materiales con módulos de elasticidad diferente se ponen en contacto y uno de ellos es sometido a carga, el mayor contorno de estrés se localiza donde toman contacto en primer lugar que es precisamente la cresta ósea marginal, (Kitamura et al, 2004). 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 D1 o D2 de densidad ósea. En apoyo de que la densidad y calidad ósea es una variable esencial para lograr una óseo-integración predecible y supervivencia de los implantes a largo plazo está el estudio in-vitro de Visser et al (2005) de elementos finitos y hueso tipo D1-D2-D3 y D4 sometido a diferentes grados de carga, en el que se observa que el estrés en el hueso D3 y D4 era mucho mayor y alcanzaba el valor más alto en el cuello de los implantes, mientras que en el tipo de hueso D1 y D2, el estrés disminuía considerablemente; asimismo Sevimay et al, (2005), relatan que el estrés/deformación que se transmite al hueso a través de los implantes, varía en función de la calidad ósea y también de otros factores como pueden ser la ferulización de los implantes, la altura del hueso mandibular o el diseño de la barra de la sobredentadura. Por otro lado, la pérdida ósea marginal alrededor de un implante, está relacionada con la densidad del hueso, de tal forma que si pérdida ósea periimplantaria

desde la colocación hasta la carga es similar en todas las calidades del hueso, después de seis meses de colocada la prótesis, la pérdida ósea adicional observada radiológicamente, varía desde 0,68 mm para hueso tipo I hasta 1,44mm para hueso tipo IV con las mismas condiciones de carga, según la clasificación de Misch, con lo que cuanto más denso sea el hueso menos pérdida ósea periimplantaria se observa postcarga (Misch, 2009).

El estrés, la tensión aplicada y transmitida por las fuerzas oclusales hacia la interfase y hueso periimplantario a través de las restauraciones protésicas implantadas soportadas, puede y debe ser controlado por el odontólogo a través de dos acciones básicas. Una, recordando la relación $\text{estrés} = \text{fuerza} / \text{superficie}$, aumentando la superficie de carga funcional que se consigue aumentando el diámetro, la longitud y el número de implantes. Se sabe que al aumentar 0,25 mm el diámetro, la superficie funcional aumenta entre un 5-10% y por cada 3 mm de incremento de longitud, aumenta un 20-30%; no obstante es preferible aumentar el número de implantes y/o su diámetro y no su longitud, pues el estrés se localiza y distribuye por los 6-9 mm hacia apical del cuerpo del implante y aumentar su longitud, no resuelve el problema (Borchers and Reidhart, 1994). Y otra disminuyendo y teniendo en consideración los factores de fuerza del paciente y características de la fuerza aplicada. En cualquier caso la consecuencia principal del control del estrés, vista la relación, $\text{deformación} = \text{estrés} / \text{módulo elasticidad}$, es no alcanzar niveles de deformación para una respuesta patológica de los tejidos biológicos periimplantarios.

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

lo que 3.000 microdeformaciones equivalen a 60 MPa o 6 Kg/m², (Frost HM, 2004). No obstante si acontece una sobrecarga en un implante que puede inducir la deformación del implante, de elementos protésicos y de los tejidos circundantes, los tejidos biológicos pueden ser capaces de interpretar la deformación y responder iniciando una remodelación, controlando de alguna manera el estrés provocado y al pérdida ósea, (Misch, 2009). Entonces si la deformación ósea es el inicio de la respuesta biológica ante la carga mecánica y dicha deformación se extiende a las estructuras biológicas, resulta que las propiedades mecánicas del hueso trabecular y cortical de la mandíbula van a mostrar un elevado grado de variación en función de la dirección, tasa y velocidad de la carga y como la densidad estructural del hueso tiene una influencia significativa en su rigidez, resulta, como ya se ha citado, que la deformación mecánica que presenta el hueso está en función de la densidad ósea, (Misch, 2009).

Para prevenir o minimizar el estrés/deformación 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 denominan MOMENTO DE ROTACIÓN, TORQUE o CARGA TENSIONAL, que es igual a la fuerza F multiplicado por la distancia h en perpendicular desde la dirección de la fuerza hasta el centro de rotación del implante. Su representación gráfica es el área de un paralelogramo o rectángulo, uno de cuyos lados es el vector F de la fuerza de aplicación y otro h , de tal forma que cuanto mayor es el área mayor es el momento de rotación y mayor es la capacidad tensional o lesiva de la fuerza oclusal de aplicación. De su propia definición, se desprende que el momento de rotación es mayor cuanto mayor sea: - la magnitud de la fuerza, - la distancia al centro de rotación, - el ángulo de aplicación formado entre la dirección de la fuerza y el eje longitudinal del implante, - la distancia en horizontal desde el punto de aplicación de la fuerza hasta el centro del implante y - cuanto el ángulo formado por la fuerza con su superficie de aplicación más se aleje de los 90°.

Y como la oclusión es el determinante primario en el establecimiento de la magnitud y la dirección de la carga, con lo que la posición de los contactos oclusales en la prótesis y otros hechos, influye directamente en el tipo de componente de fuerza que se distribuye en toda la zona del sistema de implantes, luego la oclusión tanto en situaciones funcionales como no funcionales o parafuncionales, es en suma el fenómeno responsable de las fuerzas/cargas oclusales soportadas por las prótesis implanto-soportadas, implantes y hueso y en último extremo de la cantidad o nivel de microdeformación transmitida a la interfase y hueso periimplantario. En base a este argumento el diseño de un esquema o diseño oclusal adecuado que prevenga la pérdida ósea periimplantario y la aparición de complicaciones mecánico/técnicas en las prótesis y en sus componentes y aditamentos se limita a la respuesta de cómo puede la oclusión disminuir la tensión sobre los implantes-hueso periimplantario o por lo menos no aumentarla y de cómo se puede hacer que las fuerzas/cargas oclusales sean más favorables o menos lesivas.

Para las sobredentaduras mandibulares implantosoportadas, que es el tema de nuestro interés e independientemente del control de la magnitud de la fuerza, que poco se puede hacer, y de los factores que pueden incrementarla, el esquema oclusal recomendado para éste tipo de restauraciones mucosoportadas e implanto-retenidas por 2-4 implantes, es la oclusión balanceada bilateral (Gross MD, 2008; Kim et al, 2005; Mericske-Stern et al, 200a; Wismeijer et al, 1995) o bibalanceda con montaje de dientes postero-inferiores en oclusión lingualizada o no para conseguir una menor angulación de las cargas al terreno de soporte, más evidente cuando la arcada antagonista también es restaurada con una prótesis completa convencional o sobredentadura mucosoportada en donde los fenómenos de reabsorción ósea han ocasionado una angulación no favorable de la línea interalveolar o intercrestas alveolares que incluso obliga a veces a un montaje de dientes borde a borde o en mordida cruzada. Aunque éste diseño oclusal es recomendado y aceptado mayoritariamente, con amplio consenso en admitir que la oclusión bibalanceda confiere estabilidad a la sobredentadura y evita el desplazamiento de la base protésica en las fases

finales de la masticación, no es menos cierto que no hay estudios clínicos suficientes de fuerte evidencia que confirman las ventajas de ésta oclusión frente a otros esquemas e incluso los datos de un ensayo clínico aleatorizado comparando oclusión bibalanceda y guía canina en pacientes con prótesis completa convencionales mostraron que no había diferencias con una u otra en cuanto a retención y capacidad de masticación (Peroz et al, 2003).

Además de lo citado, cuando se diseña e indica éste tipo de prótesis que restaura toda una arcada o las dos, hay que tener en cuenta que hay o con que se va a restaurar la arcada antagonista, cual es el grado de reabsorción del reborde alveolar, si ofrece o no capacidad de retención y estabilidad, y cuantos y donde están situados los implantes con alguno en sector posterior o no. Si en la arcada antagonista hay dientes naturales o ya está restaurada con una prótesis fija convencional o no, además de no poder influir en la orientación del plano oclusal tan solo en la determinación de la dimensión vertical (DV) de oclusión a un valor mínimo compatible con estética, función y tamaño de los ataches, el conseguir oclusión balanceada bilateral puede ser técnicamente difícil de lograr por lo que se admite conseguir al menos tres puntos de contacto en protrusión y lateralidad (Gross MD, 2008). Sin embargo para esta naturaleza de la arcada antagonista y también si hay o es restaurada con una prótesis híbrida, si la arcada para la que se indica la sobredentadura mucosoportada dispone de un reborde suficientemente retentivo y/o hay algún implante posterior con ataches, éste aumento de retención y resistencia reducen la necesidad del balanceo para prevenir el desplazamiento distal de la base por lo que el esquema oclusal podría ser la Oclusión Mutuamente Protegida. Al contrario, si la arcada antagonista es desdentada total y se va a restaurar con una prótesis completa convencional o con una prótesis sobre implantes del tipo que sea, el caso es favorable por cuanto se puede lograr con facilidad la oclusión bibalanceda además de poder actuar sobre la DV y modificar la orientación del plano oclusal haciéndolo disparalelo al plano de Camper para tener más espacio para los ataches si fuese necesario y/o favorezca una menor carga tensional en la arcada más desfavorable.

No obstante sea uno u otro el esquema elegido, ambos están dirigidos a prevenir, mejorar y no incrementar la situación de carga tensional transmitida a los implantes y no tanto a la prevención de complicaciones mecánico-técnicas y sobre tejidos blandos tan frecuentes en éste tipo de prótesis, relatados tanto en ensayos aleatorizados (Mericske-Stern et al, 2000; Wismeijer et al,1995; Peroz et al, 2003; Gotfredsen and Holm, 2000; Meijer et al, 2000,2004; Visser et al, 2005), como no aleatorizados (Nedir et al, 2006; Bergendal and Engquist 1998; Dudic and Mericske-Stern, 2002; Tinsley et al, 2001), y dependientes más que de la oclusión aunque también, de factores relacionados con la planificación, diseño de la base, selección del atache, colocación y relación con la mucosa.

Conseguir una oclusión balanceada bilateral o bibalanceada efectiva para un desdentado total tratado con una sobredentadura mucosoportada en una o las dos arcadas supone conocer y aplicar todos los principios válidos para la prótesis completa convencional. A saber, confección de planchas base y rodets articulares, registro de parámetros estéticos y funcionales en el rodillo superior con decisión de la situación en altura del plano oclusal posterior y paralelo o no al plano de Camper, determinación de la DV de oclusión más adecuada, montaje del modelo superior en un articulador semiajustable con ayuda del arco facial, registro de la RC (Relacion Centrica) a la DV de oclusión y transferencia del modelo inferior al articulador. Montaje de dientes superiores sobre una plancha de transferencia, los anteriores de acuerdo con los registros estéticos del rodillo y los posteriores posicionando cúspides vestibular y palatina a ambos lados de una línea trazada desde la cúspide y/o cara distal del canino a la cara interna de la almohadilla retromolar (coincide con la situación de las cúspides funcionales inferiores), así se consigue oclusión lingualizada medial. A continuación montaje de los dientes inferiores, los anteriores borde a borde con los bordes incisales de los antero-superiores previo desplazamiento protrusivo de 2-3 mm en el articulador y los posteriores una vez vuelto el articulador a la posición de RC haciendo coincidir las cúspides vestibulares (funcionales) con las fosas centrales de los dientes postero-

superiores; así se consigue un montaje de dientes sin sobremordida y con resalte de 2-3 mm además de curva de Wilson y von Spee en dientes posteriores, lo que posteriormente favorecerá conseguir el bibalanceo.

Una vez obtenida la sobredentadura y antes de su instalación definitiva, hay que hacer un remontaje y un ajuste oclusal con una determinada sistemática para conseguir la oclusión balanceada bilateral. El remontaje, en esencia, consiste en volver a montar la prótesis en el articulador con arco facial y registro de RC y una vez posicionado en el articulador sobre su modelo, realizar el ajuste oclusal chequeando los contactos con papel articular de 12 o 40 micras, primero los contactos en RC finalizando cuando en todos los dientes posteriores y caninos haya contactos; luego los contactos en protrusiva de 3, 2 y 1 mm, procurando que los haya en grupos posteriores en los 1 y 2 mm y en los 3 mm tanto en posteriores como en dientes anteriores y a continuación lateralidad derecha e izquierda a 3, 2 y 1 mm de desplazamiento condilar consiguiendo contactos en dientes posteriores simultáneamente tanto en lado de T como en NT e incluso en caninos; para finalizar se vuelven a chequear los contactos en RC.

A pesar de lo relatado y de la importancia que se quiera dar a la oclusión, esta en el campo odontológico ha sido y sigue siendo una cuestión controvertida, sujeta a debate y aún no resuelta definitivamente en prótesis sobre implantes. Aunque es atractivo admitir que los principios y recomendaciones oclusales formuladas para las prótesis convencionales, en general fieles a la oclusión funcional o mutuamente protegida (Türp et al, 2008), puedan aplicarse a la prótesis sobre implantes, lo cierto es que no hay evidencia científica fuerte que lo confirme a pesar de su aceptación mayoritaria. De hecho los factores y características oclusales parecen ser, en general de menor importancia para un mejor resultado de la prótesis sobre implantes tal como se desprende de revisiones sistemáticas recientes, en las que basadas en ensayos controlados aleatoriamente, los factores de riesgo relacionados con la oclusión (Salvi and Brägger, 2009) no tenían influencia en la supervivencia de los implantes o bien en los casos

seleccionados de evidencia de primer nivel no se incluía la influencia del diseño o características oclusales en los resultados del tratamiento (Carlsson GE, 2009). No obstante, se acepta empíricamente que los principios oclusales, instrumental y metodología de uso en prótesis convencional pueden y deben ser aplicados y utilizados en prótesis sobre implantes.

Aún así y con todo lo relatado, las sobredentaduras mandibulares mucosoportadas e implantoretinadas necesitan alguna aclaración más relativa a sus posibles desplazamientos bajo la acción de las fuerzas oclusales y su repercusión sobre el terreno de soporte, especialmente implantes, hueso periimplantario y sistema de anclaje. En el supuesto de un solo anclaje, la transmisión de la carga oclusal va a ser soportada principalmente por la osteofibromucosa en una determinada cantidad de estrés/deformación generalmente de tipo compresivo, por lo menos en la fase final de la masticación cercana a la deglución y en una posición próxima a la relación céntrica, y quizás con mayor componente lateral de naturaleza traccional y/o cizallamiento en el inicio de la trituración del alimento o durante la presencia de interferencias y prematuridades o contactos normales en el esquema de oclusión balanceada bilateral. En menor intensidad la carga oclusal y el estrés subsiguiente va a ser soportado por el sistema de anclaje, aunque solo sea porque fuera de la masticación y ni siquiera en hábitos parafuncionales de apretamiento y rechinar sin excesivo desplazamiento, hay contactos entre los incisivos de ambas arcadas al estar montados estos con un cierto resalte sin sobremordida. Solo durante los periodos de corte de los alimentos (realizado por los incisivos) habrá una transmisión directa del estrés al sistema de anclaje con transmisión de tensión compresiva; fuera de este supuesto lo recibirá indirectamente a través de la base protésica y es de suponer, vista su situación tan anterior, que predominen un componente lateral de cizallamiento. Modelos de análisis de elementos finitos u otro procedimiento similar podrán refutar o no la veracidad de esta suposición.

Para sobredentaduras con dos implantes de situación interforaminal, es de aplicación lo citado para un solo implante, con la salvedad que la

transmisión de la tensión generada por la carga oclusal además de por la osteofibromucosa va a ser soportada y repartida por los dos anclajes estén o no ferulizados. Parece ser que los implantes con pilares solidarios, según un estudio in vitro de Meijer et al, (1993), muestran un estrés más uniforme que los que no los tenían ferulizados, además que el estrés transmitido al hueso periimplantario también varía dependiendo de la ferulización de los implantes, del diseño de la barra de la sobredentadura y también de la altura de la mandíbula, pues cuando esta disminuye aumenta sustancialmente el estrés alrededor de los implantes debido posiblemente a una mayor flexión/deformación de la mandíbula (Meijer et al, 1992). No obstante en este tipo de restauraciones acontecen otros fenómenos que incrementan la tensión/deformación en los sistemas de anclaje. Nos referimos no solo a los momentos de rotación generados por la fuerza que reciben los attaches directa o indirectamente a través de la base protésica sino también al efecto de palanca que se origina ante contactos bien anteriores a nivel incisal o bien posteriores a nivel del grupo premolar o molar durante la masticación, deglución o hábitos parafuncionales o no. Sean una u otra la situación de los contactos, siempre habrá una determinada distancia hasta los implantes y attaches en general de mayor longitud desde un contacto posterior que desde un posible contacto más anterior a nivel de incisivos centrales, salvo excesiva vestibulización en el montaje de los dientes o curvatura muy pronunciada de la arcada en forma de V. En cualquier caso y suponiendo que se origine una palanca de primer género (puede ser y quizás sean más frecuentes las de segundo genero), su capacidad lesiva viene determinada por el concepto de beneficio mecánico, ventaja mecánica (VM) o momento de palanca que es la razón entre el brazo de potencia y el brazo de resistencia, de tal forma que a mayor ventaja mecánica mayor capacidad lesiva de generación y transmisión de estrés de compresión, tracción o cizallamiento al hueso periimplantario e implante que actúan como fulcro o punto de apoyo. En general, una zona de compresión en un lugar determinado del hueso/implante generado por esta palanca se corresponde en el lado opuesto con zonas de tracción, pero los ensayos fotoelásticos o de elementos finitos podrán responder cuales son las zonas de localización, distribución y magnitud de esta tensión.

En el supuesto de tres implantes de situación interforaminal, uno anterior y dos más posteriores a nivel de cada canino o próximo a ellos, como retención de una sobredentadura mandibular también es de aplicación lo relatado para uno y dos implantes, pero aquí la fuente de generación de estrés por el efecto de palanca tiene un diseño algo diferente. Ante un contacto o carga oclusal posterior, en lo que se podría llamar el cantilever de la base protésica, aunque no lo es en sentido estricto ya que se supone una buena adaptación a la osteofibromucosa con la sola posibilidad de pequeños desplazamientos cuasi verticales por su mayor o menor resiliencia, la palanca de primer género que se forma sobretodo en implantes ferulizados por una meso o supraestructura u otro aditamento y no exactamente en el tipo de sobredentaduras que nos ocupa, tiene como componentes el brazo de potencia (BP) que es la distancia desde el punto de aplicación de la fuerza F hasta el pilar (implante) más próximo al voladizo que actúa como fulcro (0) y el brazo de resistencia (BR) que es la distancia entre los centros de los dos últimos implantes si están en línea recta y si están en curva la distancia en vertical, como es en este supuesto de tres implantes. Con ésta descripción es fácil comprender que a medida que aumenta el brazo de potencia, es decir la longitud del voladizo, mayor es la ventaja mecánica para una posible distancia entre centro implantes (BR) con poco rango de variabilidad (entre 7-11 mm para puentes en extensión y algo más de separación 15-25 mm para sobredentaduras de 3 y 4 implantes) y mayor es el riesgo tensional.

Por otro lado es necesario recordar que en estos puentes y/o restauraciones con voladizo o cantiléver, cuando sobre el voladizo se aplica una fuerza de magnitud F , el implante más alejado de él recibe fundamentalmente fuerzas de tracción de magnitud equivalente a la fuerza de aplicación por la VM ($F \times VM$); en cambio el implante más próximo al voladizo es el que más fuerza recibe, mezcla de compresión y tracción y en intensidad la suma de la fuerza de aplicación F más la que recibe el otro implante más alejado del cantilever ($F \times VM$) y por tanto este implante es el de mayor probabilidad de fracaso. En suma el ambiente biomecánico más favorable se consigue con voladizos de igual o menor longitud a la distancia

entre los centros de los dos implantes más próximos, aunque esto en general no es posible cumplirlo para sobredentaduras mucosoportadas con 3 o 4 implantes interforaminales a no ser que se opte por una arcada acortada, pues la resistencia compresiva a la fuerza es proporcionada solo por los 2 implantes adyacentes al cantilever, los implantes más lejanos cuando hay más de dos no participan en la distribución de cargas (Gross MD, 2008).. Sin embargo, argumentado el riesgo biomecánico de los puentes y restauraciones en voladizo, no hay informes alarmantes de efectos biológicos adversos significativos relacionados con ellos en la literatura odontológica (Brägger et al 2001; Romeo et al, 2003; Becker CM, 2004; Wennström et al, 2004), de tal forma que para algún autor la longitud del cantilever y otros factores asociados con carga oclusal son menos importantes que el fumar y la higiene defectuosa para la supervivencia de los implantes (Lindquist et al, 1996; Lindquist et al, 1997). No obstante aunque el antiguo artículo de Shackleton (1994) relataba fracaso en casi la mitad de las restauraciones con voladizos mayores de 15 mm al cabo de 20-80 meses, estudios más recientes con evidencia científica fuerte muestran que comparando prótesis parciales fija con voladizo y sin voladizo en 45 pacientes a los 5 años de evaluación, el cantilever no tuvo influencia en las condiciones periimplantarias (Wennström et al, 2004), ni tampoco en la aparición de complicaciones técnicas. De acuerdo también con el estudio de Romeo et al (2004), con tasas de supervivencia semejantes del 94,5% y 96,5% para prótesis fija parcial con voladizo y sin voladizo respectivamente, al cabo de 7 años, lo que también está en la línea de los resultados de un metaanálisis sobre prótesis fija parcial con voladizos de poca extensión que señala tasas estimadas de supervivencia del 94,4% y del 89,1% a los 5 y 10 años respectivamente (Aglietta et al, 2009). Por otro lado la situación del voladizo en mesial o distal, tampoco tuvo efectos negativos, evaluados radiográfica y clínicamente en prótesis parcial fija a los 4 años de evaluación (Romeo et al, 2003). Por otro lado y al contrario que para la pérdida ósea periimplantaria y supervivencia del implante, la evidencia científica disponible muestra, a excepción del artículo de Wennström et al (Wennström et al, 2004), que las complicaciones mecánico-técnicas son más frecuentes en los puentes en extensión (Brägger et al, 2001; Kreissl et al 2007; Örtop and Jemt, 2008) en relación al tipo de restauración y tiempo transcurrido; en el

ensayo de Nedir et al, (2006) comparando prótesis fija y removible con y sin cantilever al cabo de 8 años aparecen complicaciones técnicas en el 30% de las con voladizo por tan solo un 9% en las sin voladizo. Aparte del efecto voladizo, otro hecho puede influir en el incremento del estrés soportado en el terreno de soporte cual es la altura de los pilares que puede ser mayor o menor tanto en sobredentaduras como en prótesis parcial fija, así, Horbkirk and Havthoulas, (1998) en un ensayo de restauración arcada completa mandibular con superestructura y cantiléver concluye que las diferentes alturas de los pilares influyen en el brazo de palanca, que en los pilares extremos hay una mayor concentración de la carga tensional y que, se observa mayor tensión/deformación cuanto más altos son los pilares, con lo que la deformación de los pilares es directamente proporcional a su altura.

Si la distribución de los tres implantes para estas sobredentaduras fuese uno anterior y dos posteriores a nivel de cada segundo premolar o primer molar, aunque esta disposición no es frecuente en la praxis clínica ni tampoco hay datos suficientes en la literatura al uso, se lograría un posible mejor ambiente biomecánico por disminución de la extensión del cantiléver al implante más posterior y aumento de la distancia interimplantes pero ocasionaría otras fuentes de tensión de difícil catalogación derivadas de los momentos de rotación y tipo de palanca ocasionados por cargas oclusales aplicadas entre dos de los tres implantes más próximos, que estarían suficientemente separados para generarlos e incluso con posibilidad de otro estrés provocado por la tendencia de la carga oclusal a movilizar la restauración a través de los tres ejes del espacio entre los implantes, a lo que añadir además el efecto de la deflexión mandibular sobre implante y hueso periimplantario durante los movimientos mandibulares en la masticación, deglución y otras actividades de abertura y cierre de la boca.

Con cuatro implantes con sus anclajes como elementos de retención y soporte para una sobredentadura mandibular mucosoportada y de situación interforaminal es de aplicación lo señalado anteriormente para la disposición con tres implantes, en especial lo referente a voladizos, con la salvedad que para este supuesto la distancia entre los dos implantes más próximos de una

hemiarcada va a ser algo menor y que ante una carga o contacto oclusal anterior a nivel incisal tendremos un efecto de voladizo mesial con una distancia tanto mayor al implante más próximo cuanto más posterior esté situado en la zona interforaminal y más estrecha y alargada sea la curvatura mandibular anterior, con lo que supone de incremento de la tensión /deformación transmitida; además de todos los efectos que acontecerían por cargas en sectores posteriores con un posible voladizo distal y entre los implantes de cada hemiarcada con sus momentos de rotación y efectos de palanca a pesar de la poca distancia que los puede separar.

No obstante para este número de implantes cabe otra distribución con mejores resultados de estabilidad, cual es la situación interforaminal de dos implantes a nivel o próximos caninos y los otros dos en zona posterior a nivel de segundo premolar o primer molar de cada hemiarcada. En esta disposición, también escasamente contemplada en la práctica clínica habitual y en la bibliografía odontológica, el ambiente biomecánico es semejante a lo descrito en líneas precedentes para cuatro implantes entre agujeros mentonianos y para tres con dos de ellos uno en cada sector posterior de las hemiarcadas aunque con las diferencias que establecen la variable longitud de los voladizos mesiales y distales que se forman así como la mayor distancia entre los dos implantes o pilares de cada hemiarcada o la influencia de la deflexión mandibular. A este respecto, la deflexión mandibular entendida como la deformación que acontece en el cuerpo y sínfisis mandibular como consecuencia de la contracción de los músculos pterigoideos externos e internos más los maseteros durante la abertura/cierre, protrusión y otros movimientos mandibulares es causa de importante sobrecarga y tensión en implantes y hueso periimplantario ,cuando la restauración, como es el caso de las sobredentaduras, se extiende desde el sector posterior de una hemiarcada hasta más allá de los agujeros mentonianos y todo ello por la distinta dirección y cantidad de desplazamiento que podrían tener los implantes por acción de las fuerzas oclusales, diferentes en un u otro lugar de la arcada, tal como ocurre con la movilidad fisiológica de los dientes naturales. Está bien documentado que el cuerpo mandibular distal a los agujeros mentonianos sufre cambios

dimensionada de flexión y convergencia medial durante la apertura y protrusión mandibular y de flexión-torsión durante la masticación, apretamiento y parafunciones, por la acción de los músculos masticatorios pterigoideos externos e internos (esto por su inserción en la cara interna del gonió) y maseteros respectivamente (Hylander WL, 1979; Hylander WL, 1984; Fisschman B, 1990; Burch JG, 1972; Horbkirk and Havthoulas, 1998; Abdel-Latif et al, 2000).

Aunque los fenómenos de deflexión mandibular pueden explicar “per se” la aparición de momentos de torsión y carga tensional en el cuerpo mandibular, esta respuesta se ve favorecida en la interfase y hueso periimplantario por la reducida movilidad de los implantes (5 micras apicalmente y 10-50 micras lateralmente) (Kim et al, 2005; Sekine et al, 1986) y la escasez de mecanoreceptores, en relación a la mayor movilidad fisiológica de los dientes naturales (28 micras apicalmente y de 56 a 108 micras lateralmente) (Parfitt GS, 1960) y riqueza de mecano y presoreceptores del ligamento periodontal. Así cuando se feruliza toda una arcada con una prótesis implantosoportada y ocurre la deflexión mandibular, la convergencia medial que se origina (aparte de otras tensiones) del orden de 800 micras en la región de 1er molar a 1er molar, no puede ser compensada por la escasa movilidad fisiológica vestibulo-lingual de los implantes (menor aún cuando están ferulizados) originando aumento de tensiones en la interfase y poniendo en riesgo no solo al hueso sino también al implante, tornillos y aditamentos protésicos. No obstante que la diferencia de movilidad entre deflexión mandibular y la relativa rigidez de los implantes en la ferulización aumente los momentos de rotación y tensión en los implantes es tema controvertido como también lo es que la prótesis contralateral en la ferulización de arcada contrarreste la deflexión mandibular proporcionando resistencia adicional frente a vectores laterales de carga; pues algún estudio de análisis de tensiones no muestra diferencias significativas entre ferulización o no tanto para prótesis fija como removibles (Gross MD, 2008).

No obstante, admitida la deflexión mandibular, debemos comentar que no hay evidencia científica de primer nivel disponible, suficiente para decidir por ferulización de arcada completa mandibular o fraccionada en 2 o tres sectores en soluciones de prótesis fija; muchos estudios con altas tasas de éxito no contemplan en su diseño y resultados, la deflexión mandibular en la pérdida ósea y aunque algunos autores se decantan por la separación en la línea media, el criterio que mantenemos con fundamento empírico es no ferulización y división en 3 sectores, 2 posteriores y uno anterior, bien independientes o unidos por un interlock o rompefuerzas a semejanza de lo que se hace en prótesis fija convencional. En cualquier caso, una sobredentadura es una prótesis de arcada completa que realiza una cierta ferulización de los implantes disponibles y más cuando están unidos por una barra, por lo que siempre es de interés considerar la deflexión mandibular.

La cantidad de tensión/deformación transmitida y soportada, su naturaleza de compresión, tracción o cizallamiento así como la localización, distribución y magnitud en hueso periimplantario, implantes y aditamentos protésicos para sobredentaduras sobre tres y cuatro implantes, como venimos comentando, tendrá una respuesta objetiva en los ensayos de análisis de elementos finitos u otros.

2.4. DEL ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS Y OTROS MÉTODOS DE EVALUACIÓN DEL ESTRÉS EN SOBREDENTADURAS Y OTRAS RESTAURACIONES PROTÉSICAS.

La distribución y cuantificación de la biomecánica y del estrés que se transmite al terreno de soporte de las sobredentaduras implanto-retenidas, y en general de los implantes suele realizarse actualmente mediante métodos diferentes (Pesqueira et al, 2014), bien sea fotoelasticidad (Fanuscu et al, 2003; Eisenmann et al, 2004; Sadowsky and Caputo, 2004), extensometría mediante galgas extensométricas (Jemt et al, 1991b; Mericske-Stern et al, 2000b; Eser et al, 2009a; Elsyad et al, 2013; Kono et al, 2014; Goto et al, 2014), análisis por modelos matemáticos 2D y 3D (Weinberg and Kruger,

1995; Sato et al, 2000; Eser et al, 2009b) y con el método de análisis de elementos finitos 2D o 3D (Petrie et al, 2014; Spazzin et al, 2011; de Almeida et al, 2011).

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 al realizar un análisis con elementos finitos, ya que se pueden observar elementos y colores. 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 peri-implantada cambia de color en función al estrés transmitido y se va fotografiando, luego, se analizan los resultados.

Por medio de un modelo con fotoelasticidad para evaluar el estrés que produce al terreno de soporte una sobredentadura mandibular, autores como Kenney and Richards (1998,) compararon el estrés que generan diferentes sistemas de retención. Usaron dos implantes, y como sistema de retención attaches axiales y no axiales para obtener una distribución óptima del estrés, que minimice la fuerza de la oclusión a los implantes, de modo, que la pérdida ósea que pueda ocasionarle por sobrecarga sea mínima. Finalmente determinaron, que al aplicar fuerzas en sentido vertical, sobre un modelo con sobredentadura con retención axial, el estrés que se transmitía a ambos implantes era mínimo, mientras que con las barras-clip la magnitud de la fuerza era mayor en ambos implantes. Cuando aplicaban cargas oblicuas en ambos modelos, la diferencia en el comportamiento entre ambos sistemas de retención no era significativa, aunque se observaba un ligero mejor comportamiento en los sistemas axiales. Asimismo, Sadowsky and Caputo (2004), utilizan la fotoelasticidad para determinar el comportamiento de una sobredentadura implanto-retenida mediante dos implantes en la zona canina con una barra en cantilever de 7 mm. En otro modelo colocan dos implantes a nivel de los caninos y uno en la zona media de la sínfisis mandibular. Concluyen en la idea de que la barra transmite un estrés menor y más uniforme usando dos que tres implantes. Además, dos implantes

proporcionan una retención más uniforme dado la configuración de los implantes, el diseño de la prótesis y la forma de la arcada. Por su lado Pigozzo et al (2014), mostraron que sobredentaduras mandibulares retenidas por barra sobre dos implantes paralelos tenían una mejor transferencia del estrés comparado a con implantes inclinados, con concentración del mismo en el ápice del implante por las caras mesial y distal con implantes inclinados. En esta línea, Celik et al, (2014) mostraron en su modelo fotoelastico con dos y cuatro implantes, ataches axiales (ERA) y barra, que mayor estrés ocurría en el lado ipsilateral, que el número de implantes no tiene un efecto significativo en el estrés y que el menor estrés se observada con el atache axial.

La extensiometria con galgas extensometricas se ha utilizado ampliamente tanto in vivo, ex vivo e in vitro para medir microdeformaciones en el hueso periimplantario, con la importante limitación de solo captar los valores limitados al área donde se coloca la galga; no obstante en un estudio ex vivo de sobredentadura maxilar comparando extensiometria y análisis no lineal de elementos finitos ofrecían resultados similares (Eser et al, 2009a) Para sobredentaduras mandibulares, se ha utilizado el método extensometrico para ver la influencia de apriete de la hembra del atache sobre las fuerzas resultantes y el movimiento de la sobredentadura mandibular (Goto et al, 2014), con mejores resultados para ataches de bola y Locator comparados a magnético, al igual que Manju and Sreelal, (2013) con ataches de bola, barra y magnéticos, concluyendo que el atache de bola promueve la estabilidad de la base y optimiza el estrés en el implante; o para evaluar el efecto de ataches de bola resilientes y no en sobredentaduras de uno y dos implantes sobre la deformación alrededor de los implantes (Kono et al, 2014), o también para evaluar la influencia de la longitud del cantiléver de barras con clip y sin clip (Elsyad et al, 2013a), o con o sin cantiléver comparado a bola con carga vertical y oblicua (Cekik et al, 2007) ; o el efecto de la diferente posición de cuatro implantes con ataches de coronas telescópicas (Elsyad et al, 2013b) o del número de implantes necesarios (Bilhan et al, 2013), o la posición más favorable de dos ataches posteriores en sobredentaduras parciales (Hegazy et al, 2013), e incluso para evaluar el efecto del grosor de la mucosa en la distribución del estrés y la estabilidad

de la base (Haruta et al, 2012), por no citar el clásico trabajo de Porter et al, (2002) de evaluación del estrés con dos implantes de diferente situación, seis attaches diferentes y carga uni y bilateral.

El análisis por modelos matemáticos también se ha intentado implementar fundamentalmente para encontrar un modelo predictivo relacionado con el estrés óseo, remodelación y pérdida de hueso marginal en función del tiempo, en esta línea se encuadra el modelo matemático y la teoría de Beaupre (Beaupre et al, 1990), también llamada de Stanford o el estudio en combinación con elementos finitos de Eser et al, (2009b).

En cuanto al método de análisis por elementos finitos, es en la actualidad el método por excelencia para determinar la distribución del estrés en el terreno de soporte de sobredentaduras implanto-retenidas y mucosoportadas y de otros modelos de restauraciones protésicas. Es un método válido para investigar sobre cargas y estrés/deformación a través de un modelo tridimensional desarrollado por medio de un programa de diseño paramétrico. Con el modelo podemos hacer diferentes configuraciones y simular las cargas y deformación del hueso, colocando uno, dos, tres, cuatro o más implantes. Con estas premisas, el método de análisis mediante elementos finitos se ha convertido en los últimos veinte años en una herramienta útil para predecir los efectos de las cargas en los implantes, hueso de soporte y aditamentos protésicos (Geng et al., 2001). Este método, fue inicialmente desarrollado a principios de 1960 para solventar problemas estructurales en la industria aeroespacial, desde donde se extendió a otros campos y así Weinstein et al. (1976) fueron pioneros al aplicarlo a la implantología y desde entonces su uso se ha extendido rápidamente. No obstante, su aplicación en implantología no está exenta de limitaciones, ya que son muchas las variables a considerar y modelar como es la geometría del hueso, implante y elementos protésicos, las propiedades de los materiales, las condiciones de contorno y la interfase entre hueso e implante, entre otros (Korioth and Versluis, 1997; Van Oosterwyck et al, 1998). Así, con la finalidad de obtener modelos lo más parecidos a la realidad, se aplican técnicas avanzadas de imagen digital para modelar la geometría de los cuerpos con gran detalle, siendo necesario considerar la naturaleza

isotrópica o no de los materiales así como las condiciones de contorno necesarias. Además, cuando se modela la interfase hueso-implante hay que valorar la oseointegración en el hueso cortical y trabecular.

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

En prótesis implantosoportada, el método de elementos finitos prácticamente se ha aplicado en todos los tipos, materiales y bajo circunstancias y características diversas, desde prótesis unitaria sin (Eskitascioglu et al, 2004) y con estrechamiento de plataforma (Rodriguez-Ciurana et al, 2009, Chang et al, 2010) y diferente material y grado de ajuste (Assuncao et al, 2009 y 2010) hasta sobredentaduras y prótesis híbridas (Tabata et al, 2010; de Almeida et al; 2010; Silva et al, 2010) pasando por prótesis parcial fija (Cruz et al, 2009) y de arcada completa con cantiléver (Bevilacqua et al, 2010; Manda et al, 2010) y comparación de prótesis completa convencional con sobredentaduras con diferentes ataches (Barao et al, 2009).

Para el caso de las sobredentaduras mandibulares mucosoportadas e implantoretenidas por dos implantes, aunque también implantosoportadas, el análisis mediante elementos finitos se ha usado ampliamente como una forma válida para evaluar el estrés que se produce en el hueso peri-implantario, en el reborde alveolar, en los sistemas de anclaje y en la propia base protésica, con el objetivo en multitud de ensayos de resolver el dilema entre otros, de mejor indicación de una barra o un atache axial. En el antiguo estudio de Menicucci et al (1998), que evalúan el estrés en el hueso peri-

implantario con ataches de bolas O-ring y barras/clips., se muestra que con carga unilateral posterior de 35 N, el mayor estrés sucedía cuando la sobredentadura se retenía con barras/clips que con el atache de bola. Asimismo, también se relató que los pico de estrés más altos en las barras/clips, se localizaban en el centro de la barra y en la zona de unión con el pilar, como el resultado más probable de una deformación mandibular durante la masticación ya que la deformación del cuerpo horizontal de la mandíbula del lado de trabajo es mayor que la del lado de no trabajo, la cual produce torsión en el centro de la mandíbula, (Prakash et al, 2009). Sin embargo, con ataches axiales tipo bola O-ring u otro, los dos implantes son independientes por lo que el efecto de la distorsión mandibular es menor comparado a ataches de barras/clips en los que la rigidez de la barra contrarresta la deflexión mandibular, pero aumentando el estrés óseo periimplantario principalmente en la zona distal de los implantes, (Kenney and Richards, 1998); lo que parece confirmar los resultados obtenidos por Horbkik and Havthoulas, (1998), en un estudio sobre la deformación mandibular en sujetos con implantes óseo-integrados ferulizados mediante una estructura rígida, e inclina la balanza por el uso de ataches que no ferulizan los implantes. No obstante, la cuestión aún no está resuelta, encontrando en la literatura estudios que justifican el uso de ataches de barra y otros que relatan mejor ambiente biomecánico con ataches axiales tipo bola resilientes, que no viene al caso especificar.

Independientemente de lo relatado, la cantidad y distribución del estrés óseo alrededor de los implantes y menos en los componentes del atache y estructura protésica de sobredentaduras con dos implantes mandibulares, ha sido el objetivo de interesantes ensayos de análisis de elementos finitos en diferentes y variadas condiciones de experimentación (fuerza, aplicación, resiliencia del atache, sección barra, desajuste, grosor mucosa, implantes inclinados, situación implantes, etc.) tanto con ataches de barra como axiales de bola o botón. Referidos solo a aquellos ensayos que utilizan ataches axiales, semejantes al nuestro, tipo bola o botón, a Petrie et al, (2014) le interesó el efecto de la carga posterior bilateral comparando dos ataches anteriores con cuatro (dos anteriores y dos posteriores); Barao et al (2013) complicaba el ensayo ferulizando los cuatro implantes con barras con

y sin cantiléver o con una estructura de arco completo comparados entre si y a sin ferulizar con O`ring con carga oblicua unilateral, mientras que a Gonda et al (2013) solo le interesaba el efecto del reforzamiento de la base y a Dashti et al, (2013), si el estrés en el reborde alveolar residual era mayor con atache de bola o la barra, con ventaja para la bola; sin embargo Tabata et al, (2010) relatan que el menor estrés periimplantario lo ofrecía la barra comparada a la bola con carga axial unilateral y anterior de 100 N, incluso con un atache de bola por distal comparado a barra sola y atache de bola (Barao et al, 2009; Assunção et al, 2008) con carga anterior; lo contrario del antiguo trabajo de Menicucci et al, 1998) que hallaba mayor estrés óseo periimplantario con atache de barra comparado a bola con 35 N de carga unilateral posterior. La diferente posición de los dos implantes en la arcada, combinado con inclinación de los implantes en varias direcciones y altura de 4 mm del atache de bola fue el planteamiento de Hong et al, (2012) que relata menor estrés y más alta eficacia en la distribución del estrés óseo periimplantario con los implantes a nivel de incisivos laterales, atache mas corto y dirección axial.

A otros autores les preocupa el efecto del material resiliente de la hembra y encuentran que con cargas elevadas de 220 N el estrés óseo en hueso esponjoso e implantes disminuye comparado a no utilizarlo (Jayaraman et al, 2012), semejante al resultado del estudio extensométrico de Kono et al, (2014) con 50 N de fuerza y a lo relatado por Daas et al (2008) al comparar atache de bola rígido y resiliente con menor estrés periimplantario y mayor área de contacto entre mucosa y base para la configuración resiliente. O bien de la resiliencia y grosor de la mucosa, señalando que el estrés en el terreno de soporte disminuye al aumentar el grosor de la mucosa (Assunção et al, (2009), similar a lo relatado por Tanino et al, (2007) con material resiliente rompedor de estrés de 1 a 3 mm alrededor de cada pilar conectando base e implante. No obstante, pero para arcada maxilar y comparando 4 diferentes ataches de bola 3 resilientes y uno rígido, se dice que el rígido era el que menor estrés efectivo generaba para las mismas condiciones de carga (Chun et al, 2005)

Por otro lado, la descripción del ambiente biomecánico en sobredentaduras mandibulares con dos ataches Locator, no es frecuente en la literatura odontológica hasta 2014. El ensayo de Ozan et al, (2014), con implantes en laterales y carga posterior unilateral y anterior en la línea media de 100 N, evalúa la influencia de la longitud del implante insertado en el estrés óseo periimplantario y en los ataches con ataches de bola y Locator, concluyendo que la configuración más favorable para el estrés óseo alrededor de los implantes era con diferencias de 3 mm de longitud del implante en el nivel del hueso y el atache de bola transfería más estrés a los ataches. A Liu et al (2013), le preocupa el comportamiento del atache Locator sobre el estrés óseo periimplantario en función del número de implantes interforaminales (1 a 4), con carga unilateral de 100 N posterior vertical e inclinada y vertical solo en incisivos, relatando para cada implante la cantidad y localización del estrés en el hueso periimplantario y en los pilares para cada carga, mostrando que la carga posterior inclinada transmitía el mayor estrés al hueso periimplantario para todos los modelos o que el mayor estrés en la interfase entre el pilar y el nylon se localizaba en el lado vestibular y era tres veces mayor en el modelo con dos implantes y carga vertical anterior comparado al resto. Por último Goto et al, (2014), en un ensayo extensométrico con implantes en caninos, carga posterior unilateral vertical de 50 N y ataches de bola, Locator y magnético evalúa la fuerza de instalación de la matrix del atache sobre las fuerzas en los implantes, reborde residual y movimientos de la base concluyendo recomendando carga de instalación mayor de 0 N, sugiriendo que la fuerza resultante sobre el implante disminuye aumentando la fuerza de instalación y que esta no sea mayor de 100 N para no aumentar el movimiento de la base.

En general, revisada la literatura al uso, se observan importantes lagunas de información no solo referidas a los ataches Locator sino también al resto de ataches axiales que necesitan ser aclaradas. En especial las relacionadas con carga unilateral de diferente localización comparada a carga bilateral en un mismo estudio y su repercusión en el estrés periimplantario y ataches que apenas se ha contemplado. Destacan los estudios de Dashti et al, (2013) con carga bilateral posterior en el primer molar o en más dientes posteriores a partir del primer premolar (Petrie et al,

(2014); el de Hong et al, (2012), combinando carga bilateral y unilateral aplicada en el primer molar, como el de Ebadian et al (2012) pero este con barra o aquellos extensométricos con attaches de barra, diferentes tipos de bola y coronas telescópicas (Bilhan et al, 2013; Porter et al, 2002; Elsyad et al, 2013b). La mayoría aplican carga unilateral posterior principalmente, alguno también con carga anterior en la línea media (Ozan et al, 2014; Liu et al, 2013; Daas et al, 2008); otros a nivel de donde está el implante (Jayaraman et al, 2012), o en canino y también con carga más anterior en centrales (Tabata et al, 2010) o solo en incisivos centrales (Barao et al, 2009; Assunção et al, 2009).

Determinar que sucede con la combinación de posiciones diferentes de los attaches y diferentes lugares lugar de aplicación de la carga, también necesita más información, puesto que fuera de la situación habitual de los implantes/attachés a nivel de laterales y caninos o simplemente zona anterior o interforaminales, apenas hay ensayos que evalúen otras posiciones y menos en un mismo estudio. Petrie et al, (2014) cuando utiliza cuatro implantes en su estudio con attaches de bola, sitúa dos en los caninos y dos en los primeros molares, con barra Eser et al, (2009) en laterales y primeros molares y Prakash et al, (2009) en caninos y segundos premolares y Liu et al, (2013) de uno a cuatro, todos interforaminales y Bilhan et al, (2013) alguno en primeros premolares y otros en laterales de los 2,3 y 4 que posiciona Hegazy et al (2013) en el primer premolar o segundo molar, estos dos últimos con extensometría como el de Elsyad et al, (2013b) que combina cuatro implantes situando dos en caninos o laterales y los otro dos en premolares o primer molar. Como consecuencia, falta información para cualquier lugar de aplicación de carga sobre la transferencia de estrés con dos implantes posicionados más allá de la zona interforaminal o simplemente de una combinación de un implante anterior y otro posterior contralateral, que es la versión reducida de la recomendación académica de Geering and Kundert (1988) de dos implantes anteriores y dos posteriores como mejor opción para una sobredentadura mandíbula convencional.

Por otro lado, la cantidad y distribución del estrés periimplantario y menos en el reborde residual, tanto con carga unilateral como bilateral en

variadas condiciones de experimentación y métodos de evaluación, es el objetivo principal de todos ellos, con un acuerdo general de admitir, con carga unilateral de cualquier lugar de aplicación, mayor nivel de estrés en el lado ipsilateral comparado al contralateral (Manju and Sreelal; 2013; Porter et al, 2002; Çekiç et al, 2007; Celik and Uludag, 2007; Haruta et al, 2011; Elsyad et al, 2013a; Hegazy et al, 2013; Bilhan et al, 2013; Goto et al, 2014; Fernandes dos Santos et al, 2014; Ozan and Ramoglu, 2014; Liu et al, 2013; Barao et al, 2013; Daas et al (2008); Hong et al, 2012; Ebadian et al, 2012), aunque con algún desacuerdo encontrado con ataches de barra de mayor estrés en el contralateral (Hussein OM, 2013 ; Ebadian et al, 2014). Y con carga bilateral una distribución más uniforme (Petri et al, 2014; Hong et al, 2012; Dashti et al, 2013; Ebadian et al, 2012). Pero falta más información, que en un mismo ensayo clarifique y compare la influencia de la carga unilateral aplicada en lugares diferentes de la arcada, con carga bilateral y combinada con anterior, para posiciones diferentes de los implantes/ataches anteriores y posteriores y más aún de lo que sucede con estos supuestos en los ataches (macho y hembra) que apenas se trata en la literatura, con la excepción de los trabajos de Barao et al, (2009) con estrés en la camisa; estrés en la interfase pilar-Implante (Tabata et al, 2010; Assunção et al, 2008), en la interfase entre el macho y la hembra de nylon (Liu et al, 2013) o en la cara superior de la hembra también de nylon, (Ozan and Ramoglu, 2014).

3. HIPOTESIS Y OBJETIVOS

Del análisis y valoración crítica del Estado Actual del Tema, surge la hipótesis de trabajo inicial o de partida:

- La sobredentadura mandibular retenida por dos implantes axiales de situación anterior provoca menor tensión/deformación en el hueso periimplantario y ataches que los situados en otra posición.

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

OBJETIVO GENERAL

Mostrar que la rehabilitación de una arcada inferior edéntula mediante una sobredentadura retenida por dos implantes anteriores provoca menos tensión en el terreno de soporte, implante, hueso periimplantario y elementos protésicos que situados en cualquier otra posición.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Los objetivos específicos, considerados como las bases iniciales en la búsqueda de un objetivo más general, que pretendemos conseguir son:

1. Cuantificar la cantidad de tensión/deformación transferida al hueso periimplantario, implantes y elementos protésicos, al aplicar fuerzas de masticación sobre una sobredentadura mandibular retenida por dos implantes de situación anterior (laterales y caninos), de situación más posterior (premolares) y en aspa (canino y segundo premolar contralateral).

2. Comparar y señalar que diferencias existen entre las diferentes opciones de localización y deducir cual es la más favorable en función del estrés transmitido.

3. Determinar para cada uno de los supuestos de localización cual es el implante o implantes y elementos protésicos, así como hueso periimplantario que se ven sometidos a mayor tensión deformación.

4. Señalar y cuantificar la variabilidad en la cantidad, situación y distribución de la tensión/deformación, soportado por hueso periimplantario, implantes y elementos protésicos, en función de la fuerza, dirección y situación de la carga oclusal para cada opción de situación de los implantes

5. Identificar que diferencias existen entre las situaciones citadas, compararlas entre si y señalar cual es la más favorable o la que provoca menor tensión deformación.

Para dar respuesta a la hipótesis y los objetivos planteados, diseñamos un plan de investigación, tipo **estudio experimental “in vitro”**, mediante la técnica de Modelización y **Análisis de Elementos Finitos**.

Nivel Metodológico o de Diseño

4.- MATERIAL Y METODOLOGIA

4. MATERIAL Y METODOLOGÍA

4.1. ESPECÍMENES Y MODELO DE TRABAJO

En general, el modelo de trabajo tomado como fundamento para la modelización, está basado en una mandíbula desdentada sobre la que se posicionan los siguientes elementos:

- Una sobredentadura mandibular de base acrílica con 2 elementos matrix o hembra de ataches axiales marca Locator (Escondido, CA, USA) incorporados en ella.

- Dos implantes estándar de 4,2X10 mm, Stark D Active de conexión interna de la casa Sweden&Martina (Due Carrere, Italia)

- Dos elementos matrix o macho de ataches axiales marca Locator de 4 mm de altura gingival atornillados en los implantes.

-LA SOBREDENTADURA DE BASE ACRÍLICA sin refuerzo, está formada por una estructura acrílica que ocupa todo el reborde alveolar de la mandíbula en base a polimetilmetacrilato de metilo, con un grosor uniforme de 2.5 mm y dientes acrílico de 8 mm y que cuenta incorporados en ella dos elementos hembra de un atache Locator, posicionados en situación anterior a nivel de incisivos laterales, en situación anterior a nivel de caninos, en situación posterior a nivel de segundos premolares/primeros molares y en aspa (combinación contralateral de los anteriores), FIGURA 1. Conforme a la situación citada de los dos ataches e implantes, se considerarán y modelizarán cuatro modelos de sobredentadura, una por cada diferente posición, denominados modelo implantes en caninos, modelo implantes en laterales, modelo implantes en segundos premolares o primeros molares y modelo implantes en aspa.



FIGURA 1. Base de acrílico con dientes (anverso) y con la hembra de los
ataches (reverso) en posición de caninos

- IMPLANTES. Se utilizaron dos implantes estándar de 4,2x10mm., denominados Stark D Active de la marca/casa Sweden&Martina (Due Carrere, Italia), macizos, roscados, de conexión interna, construidos en titanio grado I y colocados en mandíbula según la situación indicada para los ataches y criterios siguientes: FIGURA 2 y 3.



FIGURA 2. Aspecto del implante estándar Stark D Active, 4,2x10.

Uno a nivel de cada incisivo lateral a 7 mm de la línea media (con 15 mm de separación intercentros), uno a nivel de cada canino con 27 mm de separación intercentros, considerando que la distancia media intercanina, medida entre sus ejes longitudinales en pacientes braquicéfalos, es de 27 mm. (Christie TE, 1977); esto implica que este implante quedará situado a 13.5 mm de distancia entre su centro y la línea media mandibular. Otro a nivel de cada segundo premolar, situando a 13 mm de distancia de centro a centro del implante colocado en el canino (Engelman MJ, 1998). Esta es la disposición general en cada espécimen, sea este de dos implantes anteriores, dos posteriores, o dos en aspa o contralaterales.

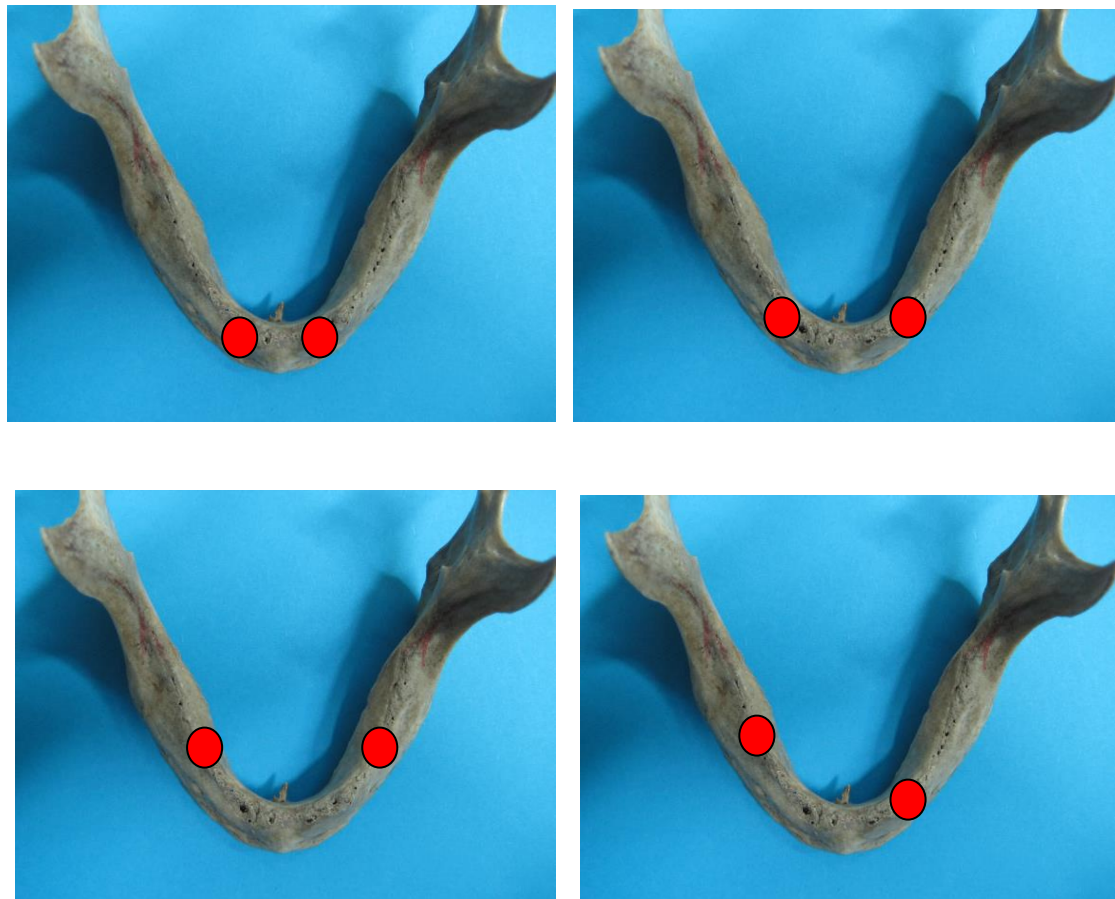


FIGURA 3. Esquema de la posición de los implantes para los cuatro modelos de sobredentadura

- ATACHES LOCATOR Se utilizaron dos attaches axiales marca Locator, con un macho de 4 mm de altura .gingival fabricado en titanio grado I, y una

hembra formada por una capsula metálica también de titanio, recubierta en su interior por una camisa en polimetilmetacrilato (PMMA), FIGURA 4 y 5. Estos ataches están diseñados para ser solidarizados a los implantes, una vez oseointegrados, mediante atornillado. Para nuestro estudio se consideró que esta unión es completa y efectiva, sin tomar en consideración la precarga del tornillo, ni otras tensiones inherentes a un sistema atornillado.



FIGURA 4. Macho y hembra Locator con su capsula metálica y recubierta en su interior con PMMA.

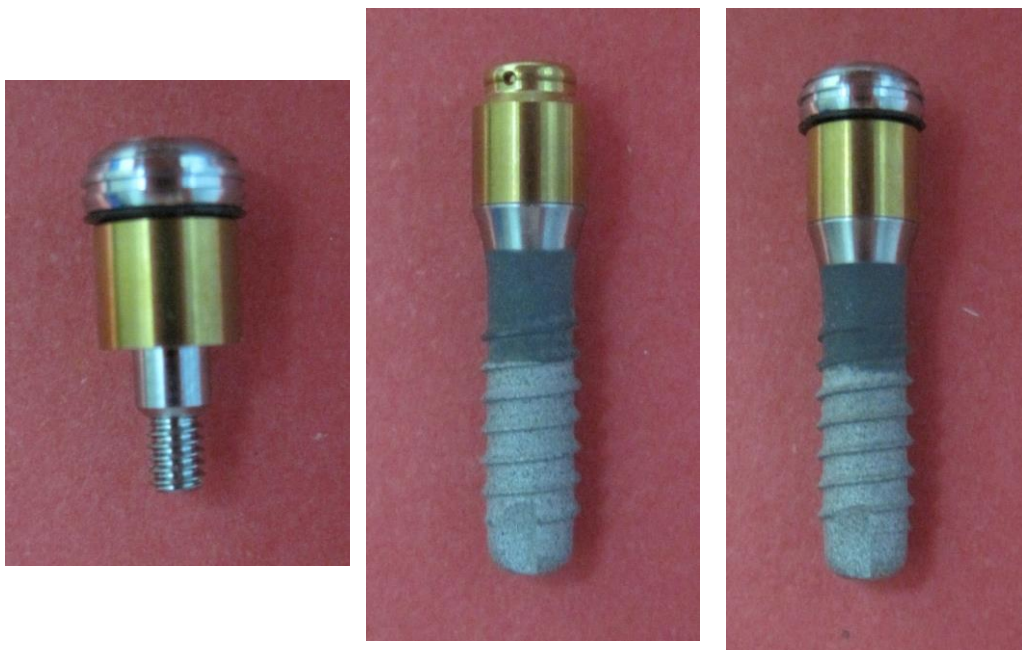


FIGURA 5. Macho y hembra del atache Locator ensamblados y atornillados al implante.

4.2. MODELIZACIÓN DE LOS COMPONENTES DEL MODELO.

A partir de las disposiciones descritas, se hizo la siguiente modelización:

-Modelización de la Mandíbula y hueso mandibular. Al final no se modelizó una mandíbula adulta edéntula completa, sino que se simplificó, modelizando tan solo un arco de hueso para cada modelo que imitaba la región sinfisaria y cuerpo mandibular, con sus dos ramas alargadas a la manera de un arco de medio punto románico, de dimensiones: longitud de la cuerda del arco exterior (63 mm.), longitud de cada rama desde la línea media (60 mm), altura ocluso-gingival (16 mm) y grosor transversal o vestíbulo-lingual (12 mm), con un grosor de hueso cortical uniforme de 2 mm rodeando al hueso trabecular, FIGURA 6, que de alguna manera imita las dimensiones normales, dentro de la variabilidad de una mandíbula desdentada. La justificación de esta decisión, muy aplicada en la literatura, se basa en dos principios fundamentales por una parte, la elevada cantidad de modelos a realizar, en los que el mallado y posterior cálculo de los elementos finitos del hueso mandibular elevaría de forma considerable el coste computacional y por otra en la escasa relevancia de los detalles mandibulares a la hora de realizar la comparación entre modelos en los que lo que se modifica es, fundamentalmente, la posición de los implantes y la carga a aplicar. En relación a esta segundo principio, desde el punto de vista del autor es de aplicación en el presente trabajo de investigación la denominada cláusula *ceteris paribus* por la que se puede considerar que todo lo demás permanece igual, entre otras cosas la composición y forma del hueso mandibular. Es decir, en cada uno de los modelos se consideran todas las condiciones necesarias y suficientes para su definición y diferenciación del resto de modelos, permaneciendo el resto de variables constantes. Nótese también que debido a la complejidad del mallado del hueso mandibular, éste podría producir problemas de convergencia que dificultasen la comparabilidad entre modelos, por lo que su simplificación

también contribuye al mencionado principio de ceteris paribus pues elimina un posible elemento perturbador (ceteris absentibus).

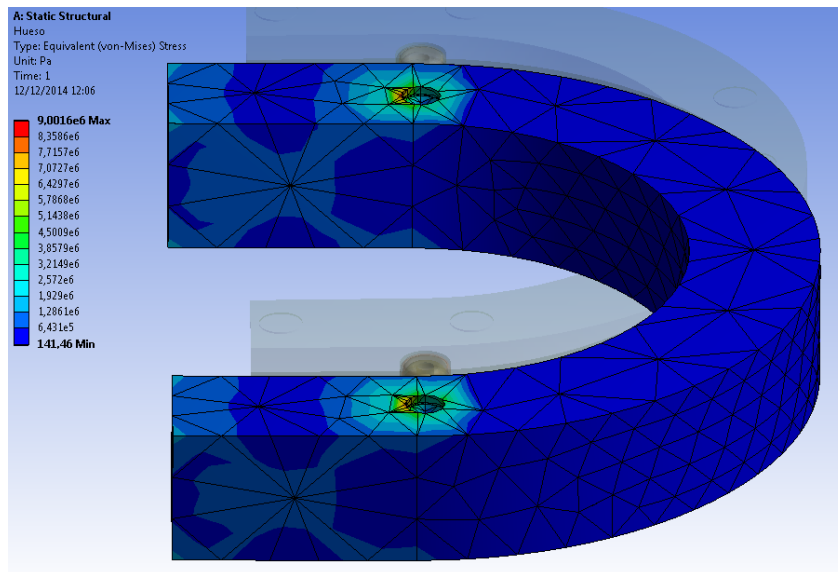


FIGURA 6. Aspecto del hueso mandibular modelizado

En cuanto a la calidad del hueso, se escogió un hueso tipo D2 para el sector anterior desde línea media hasta caninos y uno D3 para el resto desde caninos hasta el último molar, de la clasificación de Lekholm y Zarb (Lekholm and Zarb, 1985), que conforme a la literatura, son los más habituales para estas zonas mandibulares, (Sahin et al, 2002).

A efectos de simplificar el modelo, se asumió que el hueso y no solo el hueso sino también el resto de materiales eran homogéneos, isotrópicos y con elasticidad lineal y además también se asumió que todas las interfaces entre los materiales (hueso/implante, macho atache/implante, macho/hembra) eran continuas. A señalar, que un sistema constituido por varias sustancias o por una sola es homogéneo cuando sus propiedades son idénticas en todas sus partes. Cuando además en un cuerpo las propiedades direccionales, tales como la dilatación térmica, la resistencia mecánica o la velocidad de la luz, son las mismas en todas las direcciones, se considera que es isotrópico. Por otra parte, los modelos estáticos lineales han sido ampliamente empleados en los estudios de elementos finitos, considerándose validos si la estructura exhibe una relación lineal entre la

tensión/deformación, hasta alcanzar un nivel de estrés conocido como el límite proporcional y además todos los volúmenes están unidos en uno solo. (Wakabayashi et al, 2008)

No obstante, el hueso no es isotrópico, ni posee elasticidad lineal (Geng et al, 2001); sin embargo, en nuestro estudio, hemos considerado que si lo es, porque es preciso asumir ciertas simplificaciones que hagan que el proceso de modelado y obtención de resultados sea posible. Primero porque los modelos no lineales en elementos finitos han aparecido en la literatura científica muy recientemente y su validez y fiabilidad no han sido suficientemente establecidos (Wakabayashi et al, 2008), y segundo, porque los modelos anisótropos tampoco parecen suficientemente comprobados y en la actualidad siguen existiendo enormes dificultades para llevar a cabo test triaxiales (Natali and Pavan, 2002), además de tener mayor influencia en la distribución del estrés que en la magnitud del estrés comparados a isotrópicos.

Finalmente, teniendo todas estas consideraciones en cuenta, se aplicaron para el hueso los módulos de Young y Poisson descritos en la literatura y que aparecen recogidos en la TABLA I.

Para el hueso cortical, prácticamente todos los autores eligen 13,7 GPa como valor del módulo de elasticidad y 0,30 de coeficiente de Poisson, con alguna excepción con 20 y 0,3 (Hussein et al, 2013) o 15 y 0,25 (Zarone et al, 2003). Para el hueso trabecular, los valores más repetidos en los diferentes artículos son 1,37 GPa y 0,30 Poisson, con alguna discrepancia como lo recogido por Zarone et al (2003), 1,5 y 0,29 o el citado Hussein et al (2013), este con valores de 2 y 0,4.

Estructura/Material	Módulo Young (GPa)	Módulo Poisson (μ)	Referencia
Hueso cortical	13,7	0,3	Ozan et al, 2014
Hueso trabecular	1,85	0,31	Ozan et al, 2014
Titanio grado I (implante y atache)	117	0,33	Ozan et al, 2014
Acrílico base sobredentadura	2,94	0,3	Geng et al, 2001
Acrílico dientes	1,91	0,3	Geng et al, 2001.
Polimetil metacrilato (hembra atache)	3	0,35	Ozan et al, 2014

TABLA I. Módulos de Young y Poisson de los diferentes elementos y materiales del estudio.

- **Modelización de los Implantes y atache Locator.** Los implantes se modelizaron adjudicando al Titanio grado I, los módulos de Young y Poisson descritos en la literatura (TABLA I, FIGURA 7), aunque una gran variabilidad se relata para el titanio del implante con un recorrido de 103,4 a 135 GPa y Poisson de 0,3 a 0,35 y con cierta frecuencia 110 GPa y 0,33. Asimismo, basándonos en consideraciones de estudios precedentes, se asumió que los implantes estaban perfectamente osteointegrados al 100% en el hueso periimplantario (Ekici, 2002; Ihde et al, 2008; Nagasao et al, 2003; Kayabasi et al, 2006), considerando la osteointegración como la conexión íntima y directa entre el hueso y el implante sin defectos posibles.

En cuanto a los ataches Locator se modelizaron sobre sus respectivos implantes y base de la sobredentadura, adjudicando para el macho y para la capsula metálica de la hembra, el mismo módulo de Young y Poisson que para el titanio de los implantes, se consideró formados por el mismo material: El recubrimiento interno de la capsula metálica de la

hembra, se modelizo con los módulos de Young y Poisson del polimetilmetacrilato, señalado en la literatura, TABLA I y FIGURA 7. Para el material resiliente de la hembra del atache, solo dos artículos de los revisados proporcionan valores, 3,00 GPa y 0,35 si es PMMA (Ozan et al, 2014) o 2,83 GPa y 0,4 si es nylon (Liu et al, 2013). Asimismo se consideró una unión perfecta del macho con el implante y de la hembra con el macho, sin valorar la precarga ni la fuerza de aplicación de la hembra sobre el macho.

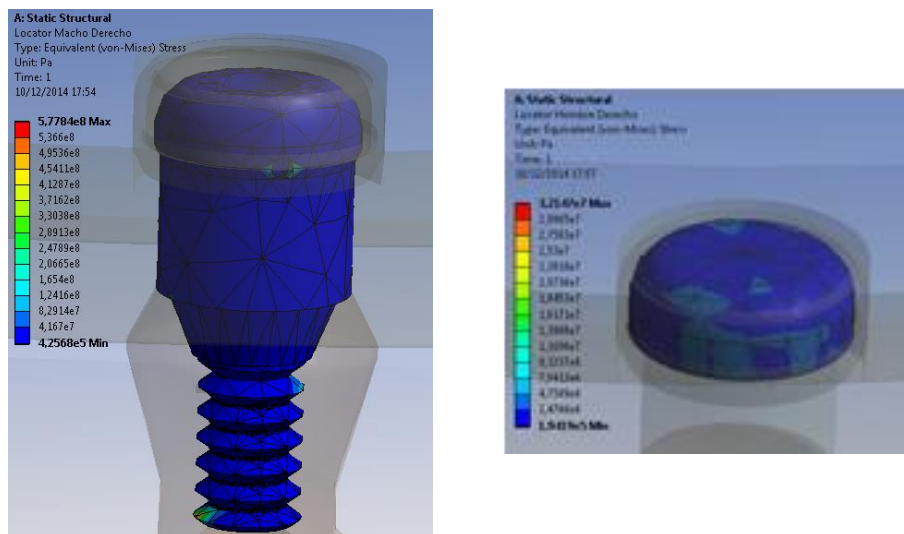


FIGURA 7. Macho y hembra del atache Locator modelizados

- **Modelización de la sobredentadura.** Para la modelización, la base de la sobredentadura y los dientes de acrílico en ella incrustados se simplificó, modelizándose tan solo una estructura de similar aspecto al hueso mandibular de soporte y de dimensiones: longitud de la cuerda del arco (63 mm.), longitud de cada rama en vertical desde la línea media (52 mm), altura ocluso-gingival (10,7 mm) y grosor transversal (vestíbulo-lingual (12 mm). Asimismo y a efectos de simplificar el modelo, se consideró un íntimo ajuste pasivo exacto entre la base y el hueso mandibular, sin fricción y sin la interposición de ningún grosor de mucosa. La justificación es que esta es la forma de proceder más habitual en la literatura biomecánica y hasta la fecha no se ha establecido consenso alguno que permita de manera genérica

hacerlo de alguna otra manera. El módulo de Young y Poisson asignado es menor que el usado por otros autores como Hong et al, (2012) que lo estima en 4,5 GPa y 0,35 y semejante a los 3 GPa y 0,35 de Tanino et al, (2007). Sin embargo, la literatura odontologica muestra mucha variabilidad para el acrílico de base y dientes, donde prácticamente cada autor elige uno, en un rango que va desde 2 a 8,3 GPa y Poisson de 0,28 a 0,35, con cierta mayor frecuencia de valores próximos a 3.

4.3. ENSAYO DE CARGA, REGISTRO Y MEDIDA

En cada uno de los modelos, la fuerza aplicada en nuestro estudio fue una carga vertical al plano oclusal de la sobredentadura de 150 N, considerada como intensidad promedio de masticación normal, con la siguiente distribución unilateral o bilateralmente. Se aplicaron 150 N unilateralmente en el sector anterior a nivel de la línea media mandibular, o bien unilateralmente en el sector anterior a nivel de los caninos, o bien unilateralmente en el sector posterior a nivel de los 2º molares; o bien unilateralmente y a la vez en sector posterior (150 N) y anterior (40 N). Asimismo, se aplicó carga bilateral de 150 N (repartida 75 N a cada lado) a nivel de segundos molares y a una distancia de 10 mm de los implantes en segundos premolares y también carga bilateral como la descrita en combinación con carga anterior de 40 N en el sector anterior (línea media).

Los resultados del máximo estrés de von Mises se expresan numéricamente en megapascales (MPa) y la distribución y concentración del estrés para cada modelo se registra con un código/barra de colores en función de la mayor a la menor cantidad de tensión, en donde los colores cálidos (rojo, naranja, amarillo) se sitúan en la zona superior y los fríos (gradientes de azul) en la zona inferior.

4.4. DATOS COMPUTADOS

Para la modelización tanto del implante, ataches, base de la sobredentadura y hueso circundante se empleó un software de diseño asistido por computador (Pro/Engineer Wildfire; Parametric Technology

Corp, Needham, Mass). Dicho modelo fue simulado por la técnica de elementos finitos mediante el software ANSYS de la casa ANSYS Inc.

Para computar los datos se empleó una estación de trabajo HP xw8400, microprocesador Intel®Xeon® Dual Core 5100 Sequence a 2,6 GHz, memoria RAM 16 GB, disco duro 2 unidades de 250 GB SATA, 2,5 TB (7200 rpm). Respecto a la densidad de mallado, cada uno de los modelos se completó con el total de elementos que se recogen en la, TABLA II

Tipo de Elemento	Implantes en caninos	implantes en laterales	Implantes en molares	Implantes en aspa
10 Node Tetrahedral Structural Solid. Nombre en ANSYS: Solid 187	92.994	82.466	94.450	90.844
20 Node Structural Solid. Nombre en ANSYS: Solid 186	573	511	536	597
3D 8 Node Surface to Surface Contact. Nombre en ANSYS: Conta 174	1.271	1.145	1.114	1.092
3D Target Segment. Nombre en ANSYS: Targe 170	11.432	12.881	12.702	12.599

TABLA II. Nodos de cada uno de los modelos

Nivel Analítico/estadístico

5.- RESULTADOS

6.- DISCUSION DE LOS RESULTADOS

7. CONCLUSIONES

5. RESULTADOS

5.1. CANTIDAD Y LOCALIZACIÓN DEL ESTRÉS OSEO PERIIMPLANTARIO. LA TABLA III y las FIGURAS 8-17, muestra la máxima cantidad de estrés óseo periimplantario de Von Misess y su localización en relación al modelo de sobredentadura y el lugar de aplicación de la carga.

MODELO SOBREDENTADURA APLICACIÓN DE LA CARGA	IMPLANTES EN LATERALES		IMPLANTES EN CANINOS		IMPLANTES EN PM/MOLAR		IMPLANTES EN ASPA	
	dcho	izdo	dcho	izdo	dcho	izdo	canino izdo	pm/molar dcho
Unilateralmente Sector posterior LADO IZDO	10,80	37,82	16,5	35,84	2,25	15,74	43,89	10,18
Unilateralmente Sector posterior LADO DCHO							2,24	5,81
Unilateralmente Sector anterior	11,12	11,12	10,05	10,05	18,29	18,29	8,94	11,61
Unilateralmente en caninos LADO IZDO	6,10	28,25	4,39	24,17	3,08	6,15	30,36	9,35
Unilateralmente en caninos LADO DCHO							6,94	2,67
Unilateralmente en sector anterior y posterior a la vez LADO IZDO	11,10	38,65	16,53	35,89	2,41	11,25	42,87	16,53
Unilateralmente en sector anterior y posterior a la vez LADO DCHO							4,88	1,88
Bilateralmente sectores posteriores	26,38	26,38	26,37	26,37	9,00	9,00	22,21	6,85
Bilateralmente en sectores posteriores y sector anterior a la vez	27,14	27,14	26,46	26,46	4,63	4,63	21,21	8,17

TABLA III. *Estrés en MPa en hueso periimplantario por situación de los implantes (modelo sobredentadura) y aplicación de la carga.*

Considerando en conjunto todos los valores de estrés máximo con independencia del modelo de sobredentadura y del lugar de aplicación de la carga, la menor concentración de estrés (1,88 MPa) se registra en el hueso

periimplantario que rodea al implante en el segundo premolar/molar en la sobredentadura con los implantes situados en aspa cuando la fuerza se aplica unilateralmente y a la vez en el sector anterior y posterior de su mismo lado. Por el contrario el mayor estrés (43,9 MPa) se señala en el hueso periimplantario del canino de la sobredentadura con ataches en aspa cuando la fuerza es aplicada en el sector más posterior de su mismo lado.

- SOBREDENTADURA CON IMPLANTES/ATACHES A NIVEL DE INCISIVOS LATERALES. **TABLA III y FIGURAS 8 y 9.**

En este modelo, la mayor intensidad de estrés (38,65 MPa) se registra en el hueso periimplantario que rodea al implante izquierdo cuando se aplica unilateralmente y simultáneamente en anterior y posterior de su lado una carga de 150 N. Con carga aplicada unilateralmente en el sector posterior de la sobredentadura, el mayor estrés se transfiere al hueso periimplantario del implante homolateral hasta casi 4 veces más (37,82 MPa por 10,80 MPa); idéntica tendencia pero con menores valores de estrés se registra cuando la fuerza se aplica mas mesialmente a nivel del canino (6,10 MPa por 28,25 MPa en el hueso periimplantario del incisivo lateral homolateral), para mantenerse en 11,12 MPa en el hueso periimplantario de los dos incisivos al aplicar la fuerza todavía más anterior, a nivel de la línea media mandibular. Sin modificar la unilateralidad de la fuerza pero aplicada ahora simultáneamente en el sector posterior y en el anterior se constata el mayor valor de estrés de este modelo en el hueso que rodea al implante homolateral (38,65 MPa) y un valor de 11,10 MPa en el contralateral, muy similares ambos comparados a aplicar la fuerza solo en el sector posterior.

Si la aplicación de la carga oclusal es bilateral, bien solo en sectores posteriores o en combinación con el sector anterior, se logra una distribución homogénea de la cantidad de estrés periimplantario en ambos implantes de incisivos laterales con diferencias de valores de menos de 1 MPa (26,8 por 27,14 MPa); en cualquier caso un menor estrés comparado al recibido por el hueso periimplantario del implante homolateral en carga unilateral.

En cuanto a la localización del estrés óseo, con carga unilateral posterior el máximo estrés óseo periimplantario se localiza principalmente en distal (disto-lingual) del hueso crestal que rodea al implante lateral izquierdo disipándose por el hueso del área correspondiente al cuello liso del implante y primeras espiras y hacia distal del hueso próximo al implante. Además también se localiza en la zona distal del hueso que rodea el ápice de este implante. En el hueso que rodea al implante derecho, el estrés se localiza uniformemente en el hueso crestal que rodea al implante, se disipa por los mismos lugares aunque sin propagación ósea más allá del área periimplantaria y también aparece estrés en el área distal del hueso del ápice implantario.

Cuando la carga es unilateral anterior, se observa una localización uniforme del estrés óseo periimplantario en la zona crestal, ligeramente más concentrado por distal de ambos implantes, también con tensión centrada y localizada en la porción final del ápice periimplantario. Además con esta carga también se muestra estrés en el hueso que soporta los extremos distales de la sobredentadura. Cuando la carga se aplica unilateralmente en el canino izquierdo, la localización del estrés sigue un patrón similar al citado para carga unilateral posterior tanto para el hueso que rodea al implante del canino izquierdo como del derecho; además también se registra estrés en el hueso de soporte de la porción más distal izquierda de la sobredentadura,

FIGURA 8.

Cuando se aplica unilateralmente carga anterior y lateral, no se modifica sustancialmente el patrón de localización del estrés óseo periimplantario descrito. Cuando la carga es bilateral posterior, el estrés se localiza uniformemente en el hueso que rodea a uno y otro implante, disipándose por el hueso de soporte hacia distal y del hueso que rodea al cuello y mitad de las espiras del implante de cada lado. Cuando esta carga bilateral se aplica a la vez en el sector posterior y anterior, el patrón de localización de la tensión apenas se modifica comparado al de carga bilateral posterior, **FIGURA 9.**

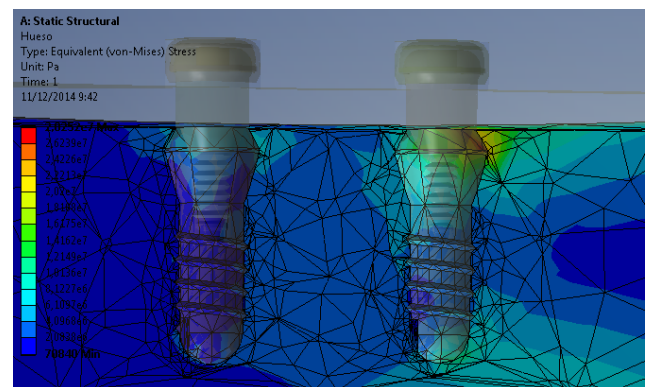
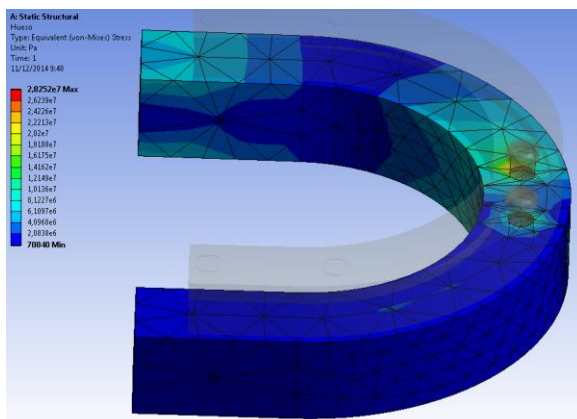
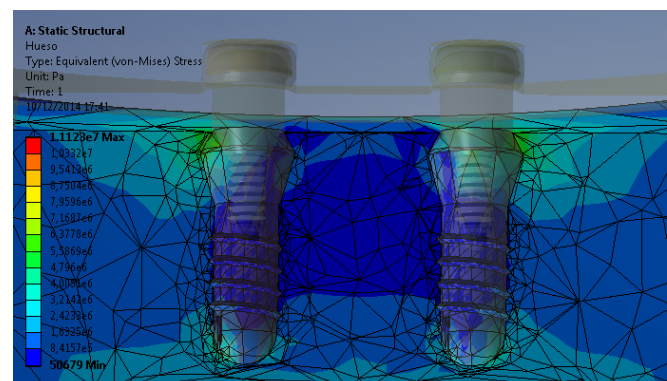
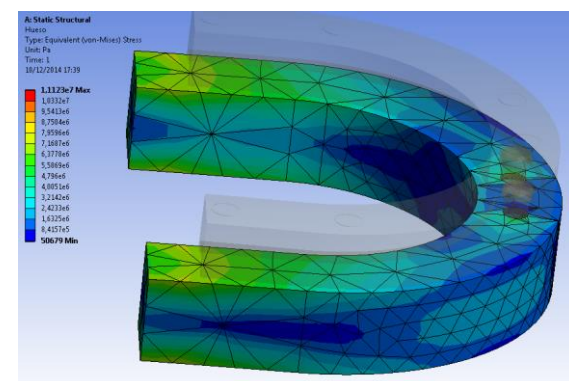
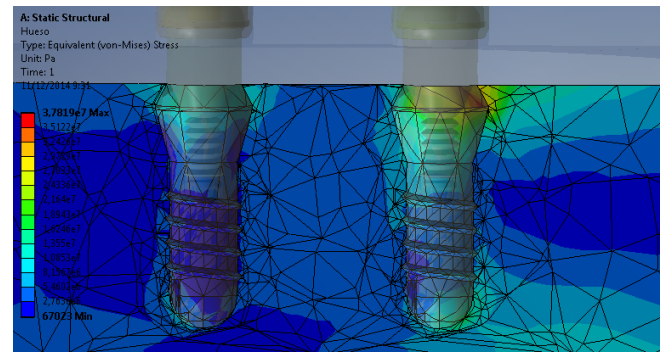
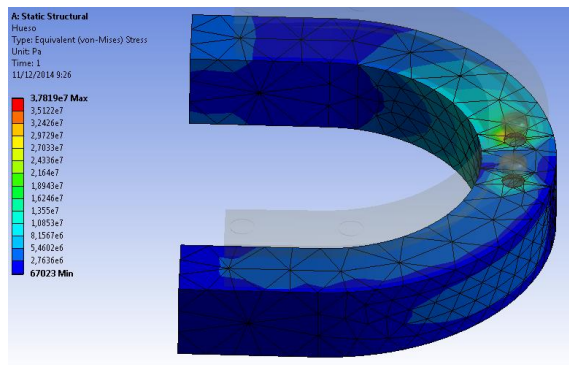


FIGURA 8. Localización del estrés óseo periimplantario en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en dientes incisivos laterales por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral posterior izquierda. En medio, carga unilateral anterior. Abajo, carga unilateral en canino izquierdo.

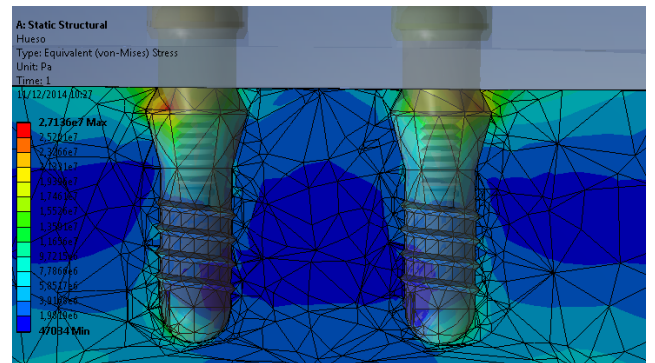
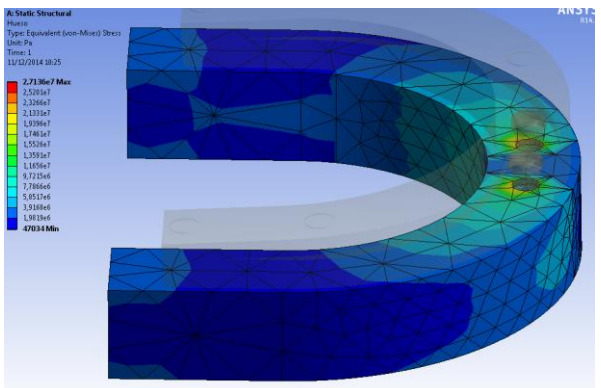
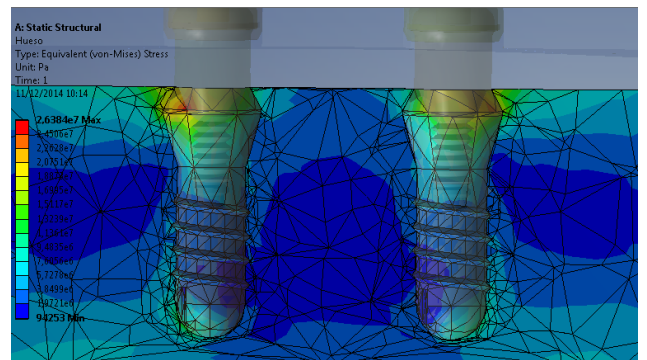
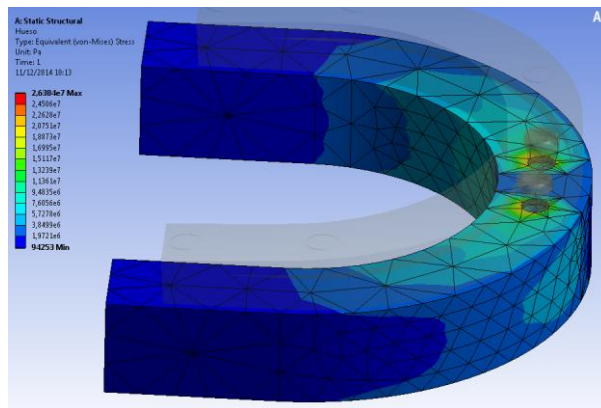
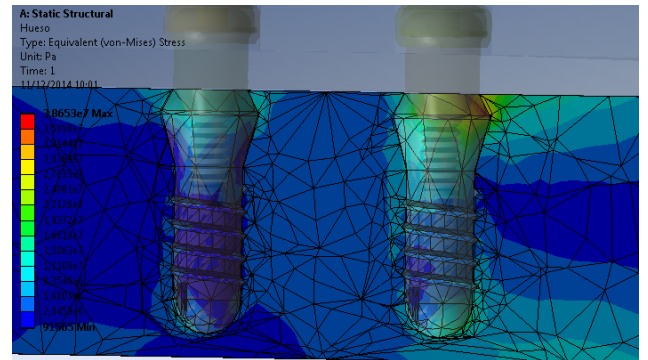
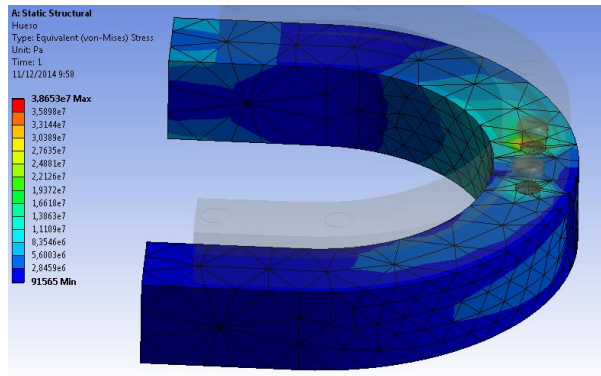


FIGURA 9. Localización del estrés óseo periimplantario en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en dientes incisivos laterales por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral posterior y anterior izquierda a la vez. En medio, carga bilateral posterior. Abajo, carga bilateral posterior y anterior.

- SOBREDENTADURA CON IMPLANTES/ATACHES A NIVEL DE CANINOS. **TABLA I y FIGURAS 10 y 11**

Al igual que ocurría con los implantes en situación de incisivo lateral, cuando estos se sitúan a nivel de los caninos y actúa una carga unilateral posterior, el máximo estrés periimplantario se localiza en el implante del mismo lado, con valores de estrés que duplican a los del otro lado (35,84 MPa por 16,50 MPa). A medida que la carga se aplica más anteriormente la tendencia se mantiene a la vez que disminuye la intensidad del estrés (24,17 MPa por 4,39 MPa en el hueso del canino contralateral), hasta los 10,05 MPa encontrados en el hueso periimplantario a nivel de ambos caninos cuando la carga es solo en el sector anterior. Siguiendo esta tendencia, la aplicación simultánea y unilateral de la carga en sector posterior y anterior, apenas modifica la cantidad de estrés periimplantario comparado a solo carga unilateral posterior (35,98 MPa en el canino homolateral y 16,53 MPa en el contralateral).

Con carga bilateral bien solo en los sectores posteriores o con aplicación también el sector anterior, la cantidad de estrés transferido al hueso periimplantario es similar y se reparte por igual en los caninos de uno y otro lado en unos valores de 26,37 y 26,46 MPa.

La aplicación de carga unilateral posterior, hace que en este modelo el estrés se localice fundamentalmente por el hueso periimplantario del implante canino del mismo lado de aplicación de la carga, extendiéndose y disipándose por el hueso a medida que se aleja hacia distal. A nivel de este implante, aunque el estrés rodea a todo el hueso periimplantario, la mayor concentración es por lingual y vestibular del hueso periimplantario, extendiéndose por todo el hueso que rodea a todo el implante aunque se concentra más a nivel del cuello del implante, mitad coronal del mismo y región apical. También se localiza tensión principalmente por mesiolingual y vestibular del hueso periimplantario del canino del lado contrario, aunque aquí solo se extiende por el cuello, primeras espiras y por una pequeña área más apical. Cuando la carga unilateral se aplica a nivel del canino, el patrón de localización y distribución del estrés es similar a carga unilateral posterior

con las diferencias de una mayor concentración en la zona distal del hueso periimplantario, menor propagación hacia distal del hueso y una mayor concentración en la porción más distal del hueso de soporte de ese lado. Con carga unilateral anterior, aunque una no gran cantidad de tensión se localiza por distal del hueso periimplantario de los implantes que no sobrepasa el cuello liso de los mismos, la mayor cantidad de estrés se localiza bilateralmente en la parte más distal del hueso de soporte. Una aplicación de carga unilateral distribuida a la vez en el sector anterior y posterior hace que la localización del estrés tanto a nivel óseo periimplantario como en el hueso de soporte sea sensiblemente similar a cuando se aplica fuerza unilateral posterior.

Cuando se aplica carga bilateral posterior, el estrés óseo se localiza y distribuye por el hueso que rodea a los dos implantes concentrándose y extendiéndose por el hueso en el lado más próximo a la aplicación de la fuerza (por distal de ambos caninos) y también extendiéndose y disipándose por el hueso que rodea a cuello, tercio coronal y ápice de cada implante. Si la fuerza bilateral se aplica a la vez en sectores posteriores y anterior, el patrón de localización del estrés citado en líneas precedentes para carga bilateral posterior, apenas sufre modificaciones.

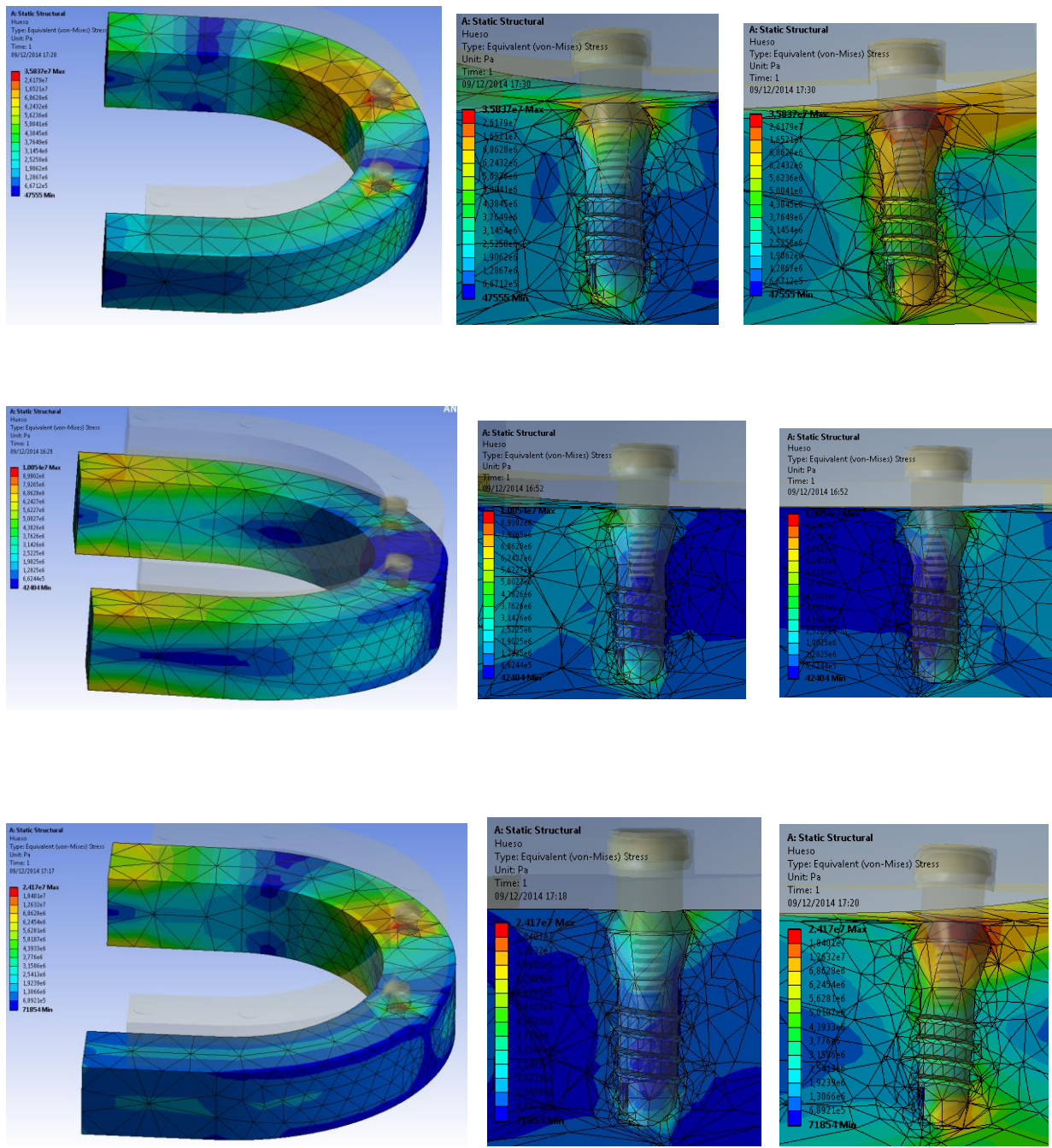


FIGURA 10. Localización del estrés óseo periimplantario en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en caninos por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral posterior izquierda. En medio, carga unilateral anterior. Abajo, carga unilateral en canino izquierdo.

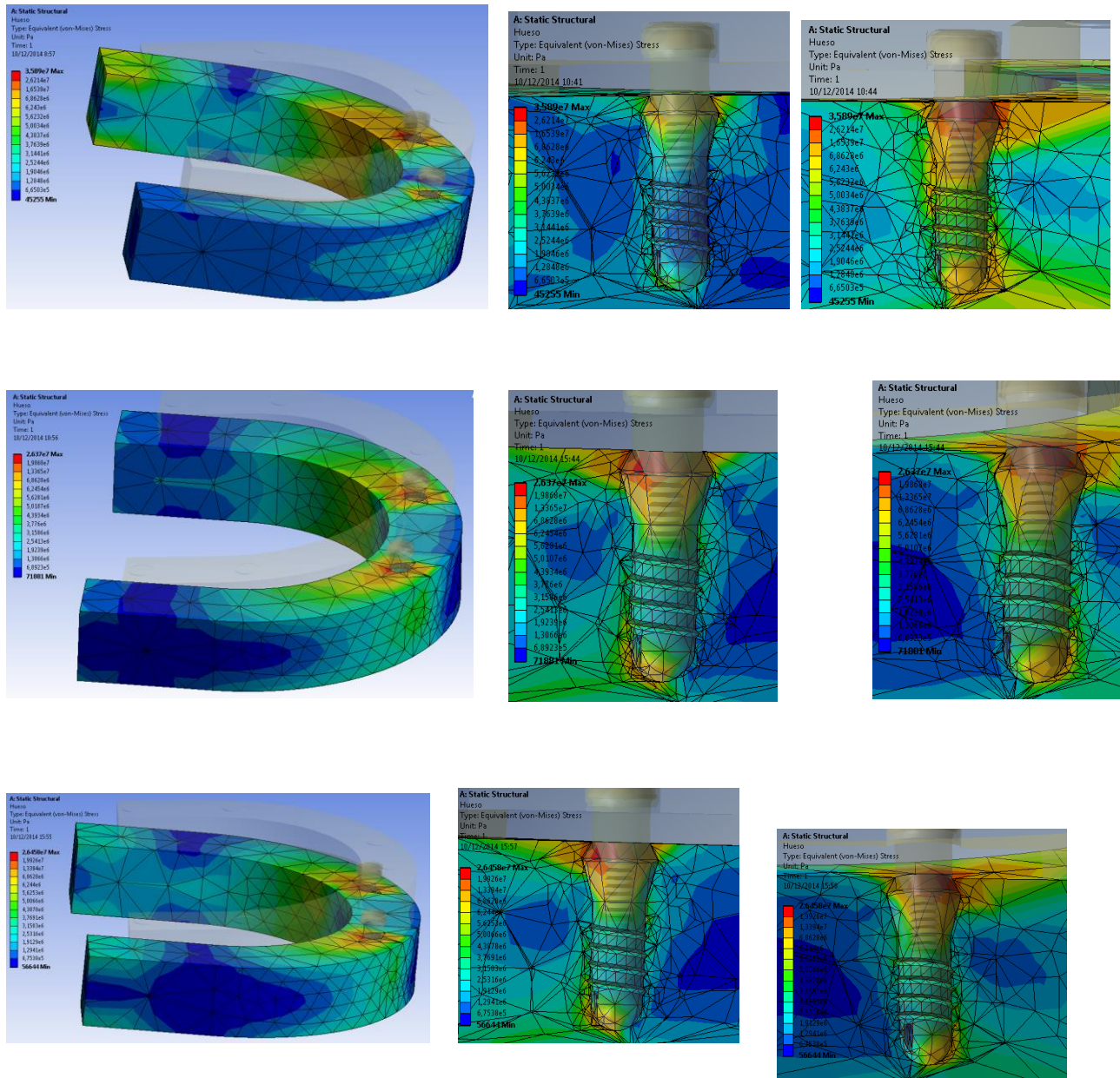


FIGURA 11. Localización del estrés óseo periimplantario en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en caninos por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral posterior y anterior izquierda a la vez. En medio, carga bilateral posterior. Abajo, carga bilateral posterior y anterior

- SOBREDENTADURA CON IMPLANTES/ATACHES A NIVEL DE 2º PREMOLAR/1º MOLAR. **TABLA III y FIGURAS 12 y 13.**

En este modelo y al igual que en los anteriores la tendencia de los valores de estrés periimplantario es similar tanto en carga bilateral como en carga unilateral a la hallada en la sobredentadura con implantes en caninos y laterales. Con carga unilateral e independientemente de su localización, los mayores valores de estrés periimplantario se registra en los implante del mismo lado comparado al del lado contrario, hasta siete veces más cuando la aplicación de la fuerza es más posterior (15,74 MPa por 2,25 MPa), dos veces más cuando se aplica en caninos (6,15 MPa por 3,08 MPa) y similar cuando la fuerza se aplica en la línea media mandibular (18,29 MPa) que además corresponde al mayor valor de estrés registrado en este modelo.. Sin abandonar la tendencia referida, la aplicación simultanea y unilateral de la carga en sector posterior y anterior hace que los valores de estrés disminuyan respecto a aplicar la carga unilateralmente en el sector posterior o en el sector anterior, aunque aún son un 50% mayores que los hallados en el premolar homolateral con carga unilateral en canino (11,25 MPa por 6,15 MPa) y algo menores comparados al contralateral (2,41 MPa por 3,08 MPa).

Con una aplicación de carga bilateral bien solo en los sectores posteriores o con aplicación también el sector anterior, la cantidad de estrés transferido al hueso periimplantario se reparte por igual en los implantes de premolares de uno y otro lado, aunque con diferencias del doble de cantidad de estrés (9,00 MPa por 4,63 MPa respectivamente).

Para este modelo, el estrés con carga unilateral posterior se localiza principalmente en el hueso periimplantario, con mayor concentración por distal del cuello, del implante homolateral a la carga no extendiéndose más allá de la plataforma y cuello del implante, aunque también con localización en el hueso que rodea el ápice del implante. Con carga unilateral anterior a nivel de la línea media, la tensión se localiza en el hueso que rodea a ambos implantes y en el hueso de soporte distal a ellos. En cada implante, la mayor concentración de tensión es en el hueso distal a nivel de la plataforma, sin

sobrepasar el cuello del implante y con tensión también en el hueso del ápice. Con carga unilateral a nivel de zona de canino, el estrés se localiza principalmente en el hueso periimplantario (extendiéndose y disipándose prácticamente por todo el implante) y hueso de soporte distal al implante del mismo lado de carga, aunque también se localiza algo de estrés en el hueso periimplantario distal y hueso de soporte distal al implante contralateral a la carga. Cuando la carga es unilateral, pero posterior y anterior a la vez, la mayor concentración de estrés ocurre en el hueso que rodea al implante homolateral, en especial por distal y extendiéndose por plataforma y cuello del implante con participación del hueso del ápice del implante.

Una carga bilateral posterior, provoca en este modelo una localización por igual del estrés alrededor del hueso que rodea a los dos implantes, más concentrado en el área distal y extendiéndose a la vez que se disipa hacia el hueso que circunda la plataforma, y el cuello y hasta la primera espira del implante. En el hueso que rodea el cuerpo de los implantes no se localiza tensión a excepción de su área apical. Cuando la carga es bilateral pero con aplicación posterior y anterior en la línea media, la localización del estrés apenas se modifica respecto a carga bilateral posterior, con la diferencia de aparición de estrés bilateral en el área más distal del hueso de soporte y extensión además al hueso que rodea las primeras espiras de los implantes.

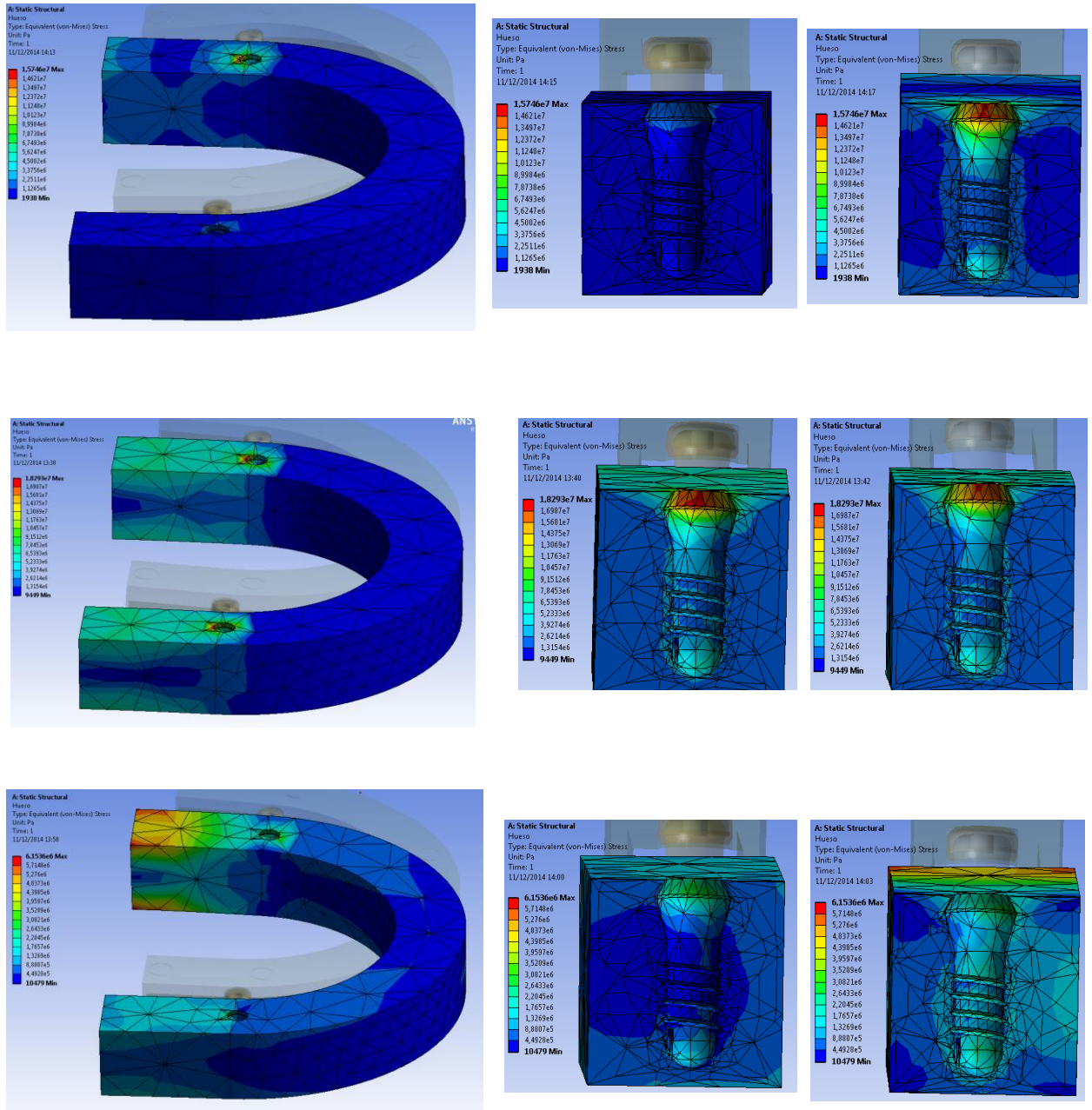


FIGURA 12. Localización del estrés óseo periimplantario en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en 2º premolar/1º molar por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral posterior izquierda. En medio, carga unilateral anterior. Abajo, carga unilateral en canino izquierdo.

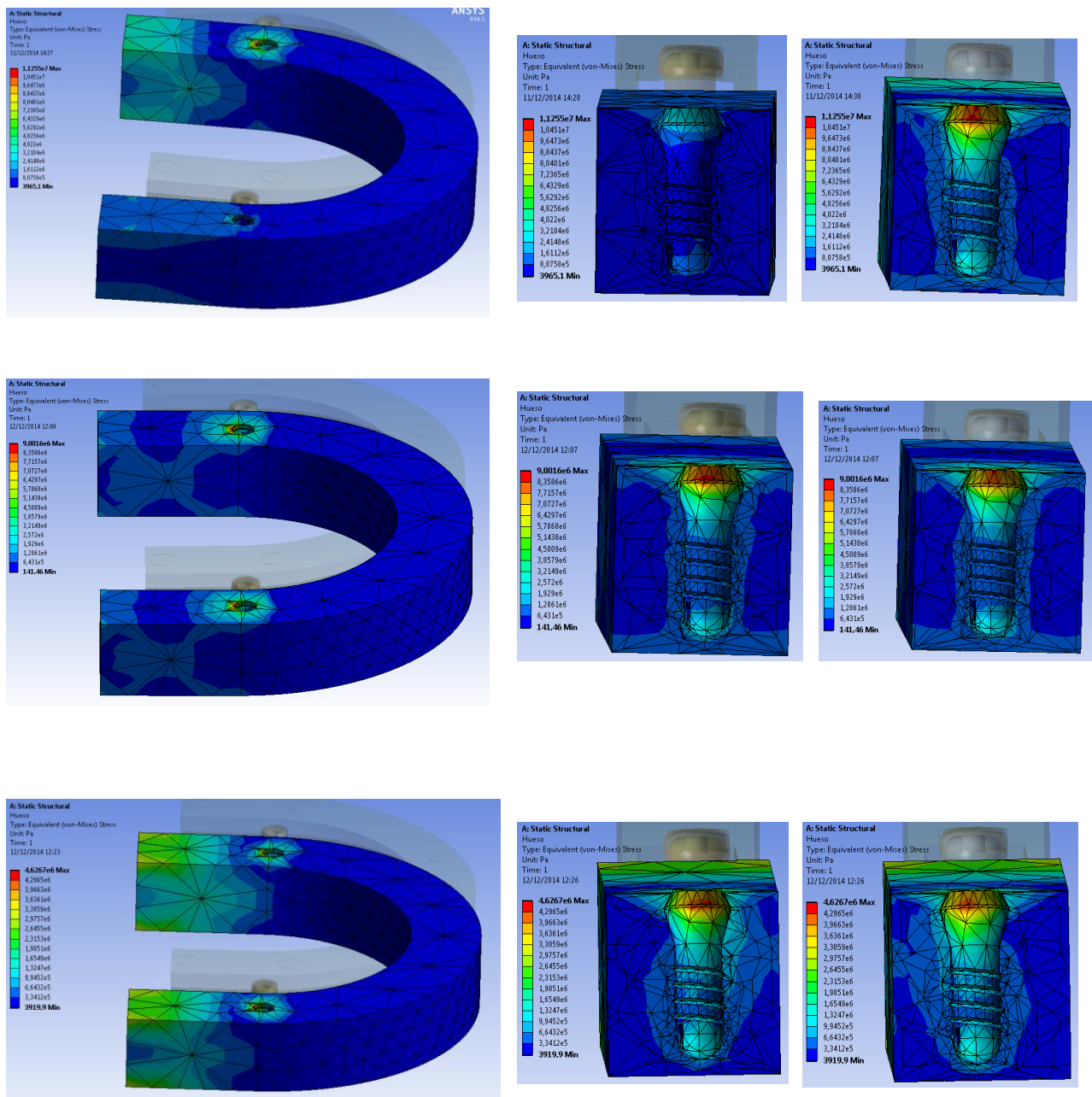


FIGURA 13. Localización del estrés óseo periimplantario en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en 2º premolar/1º molar por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral posterior y anterior izquierda a la vez. En medio, carga bilateral posterior. Abajo, carga bilateral posterior y anterior.

- SOBREDENTADURA CON IMPLANTES/ATACHES EN ASPA A NIVEL DE CANINO Y 2º PREMOLAR CONTRALATERAL. **TABLA III y Figuras 14 -17.**

En este modelo de sobredentadura, en general los menores valores de tensión ósea periimplantaria se registran en el hueso que rodea al implante más distal a nivel del 2º premolar con independencia del lugar de aplicación de la fuerza, salvo excepciones. Con solo carga unilateral posterior del lado del implante más distal (lado derecho), las diferencias en los valores de estrés óseo periimplantario tanto a nivel de premolar como canino son importantes en comparación a aplicar la misma fuerza en el lado contralateral, en cualquier caso 2,24 MPa en canino y 5,81 MPa en 2º premolar con carga en lado derecho y 43,89 MPa por 10,18 MPa respectivamente con carga en el lado izquierdo. Con la aplicación de carga unilateral más mesial a nivel de canino derecho o izquierdo, la tendencia en el estrés óseo periimplantario es similar a lo relatado con carga unilateral posterior aunque con ligera menor magnitud, a excepción del valor en el hueso que rodea al canino con carga en el lado contrario, que es mayor (6,94 MPa por 2,24 MPa con fuerza unilateral derecha). Esta tendencia se mantiene, incluso con valores no muy diferentes, con carga unilateral aplicada a la vez en el sector posterior y anterior. No obstante, la aplicación de carga unilateral a nivel de línea media mandibular provoca que el estrés óseo periimplantario sea mayor en 2º premolar que en el canino.

La tendencia descrita, también se mantiene con carga bilateral solo en sectores posteriores o con participación del sector anterior, con valores muy semejantes para el hueso que rodea al implante correspondiente para uno u otro lugar aplicación de la fuerza (21,21-22,21 MPa en canino izquierdo por 8,17-6,85 MPa en el premolar derecho).

En cuanto a la localización de del estrés, para este tipo de sobredentadura, la aplicación de una fuerza unilateral posterior del lado del implante en canino (**Figura 14**), provoca la aparición de tensión principalmente en el hueso periimplantario del implante en canino

extendiéndose ligeramente hacia el hueso de soporte distal a él y también al hueso que rodea la plataforma y cuello del implante con mayor concentración hacia distal. Si la fuerza unilateral posterior se aplica en el otro lado, el estrés óseo se localiza alrededor del hueso que rodea al implante del lado derecho situado a nivel del 2º premolar, principalmente por distal, y con similar distribución en relación al implante a lo descrito anteriormente para el hueso que rodea al canino; también se localiza tensión en el área más distal del hueso de soporte de su mismo lado. Con carga unilateral anterior **(Figura 14)**, el estrés óseo se distribuye por el área distal del hueso de soporte de ambos lados y por el hueso periimplantario que rodea al implante de cada lado, concentrándose más en zona distal del implante en premolar y mesiovestibular en el del canino y distribuyéndose como es habitual por el hueso de plataforma, cuello y tercio cervical del implante con participación del área apical, fundamentalmente a nivel del hueso del implante en 2º premolar. Similar localización y distribución del estrés óseo a lo último descrito se observa con carga unilateral aplicada a nivel del canino derecho **(Figura 15)** y también con carga unilateral pero aplicada a la vez en el sector anterior y posterior **(Figura 16)**. Sin embargo con carga unilateral en el canino izquierdo **(Figura 15)** y unilateral a la vez en sector posterior y anterior izquierdo **(Figura 16)**, las imágenes de localización del estrés se asemejan a lo descrito para carga unilateral posterior izquierda.

Con fuerza bilateral aplicada posteriormente **(Figura 17)**, la localización del estrés óseo periimplantario y en el hueso de soporte también se asemeja a lo registrado para carga unilateral posterior izquierda, carga unilateral en canino izquierdo y carga unilateral a la vez anterior y posterior en el lado izquierdo. Y similar patrón de localización y distribución del estrés óseo se conserva cuando la fuerza se aplica bilateralmente en el sector anterior, **(Figura 17)**.

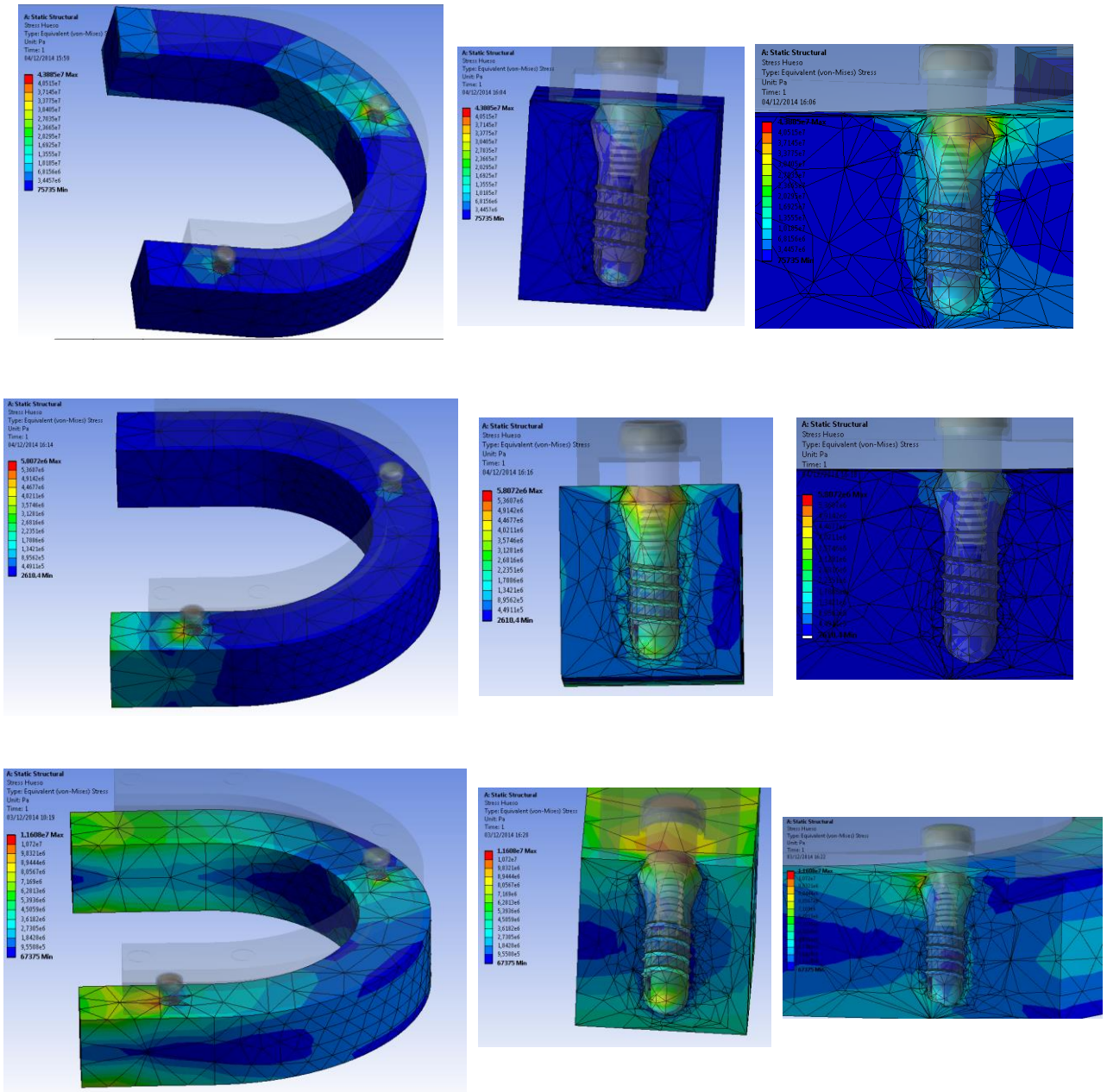


FIGURA 14. Localización del estrés óseo periimplantario en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en aspa (en canino izdo y 2º premolar derecho) por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral posterior izquierda. En medio, carga unilateral posterior derecha Abajo, carga unilateral anterior.

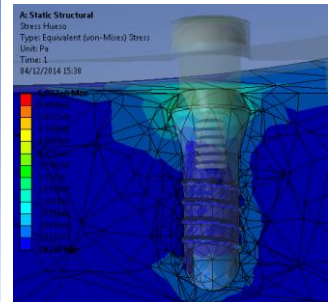
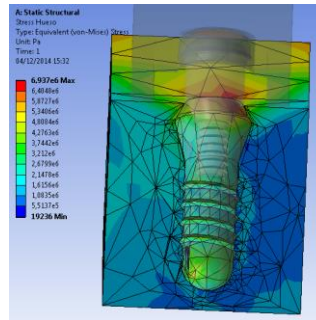
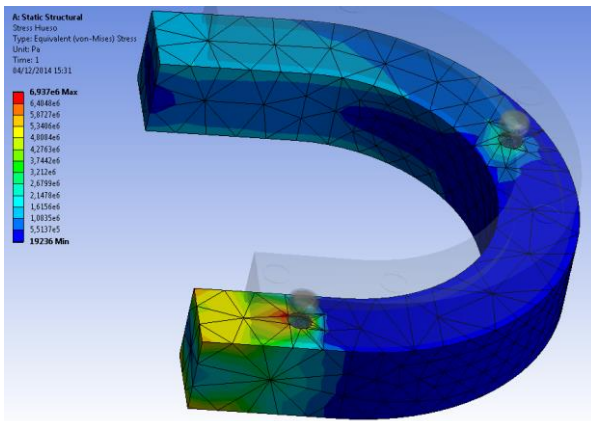
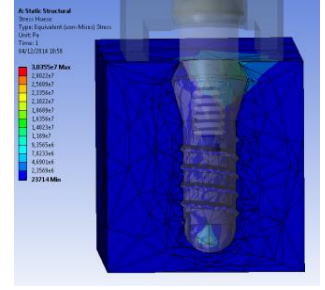
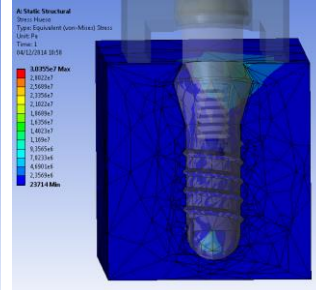
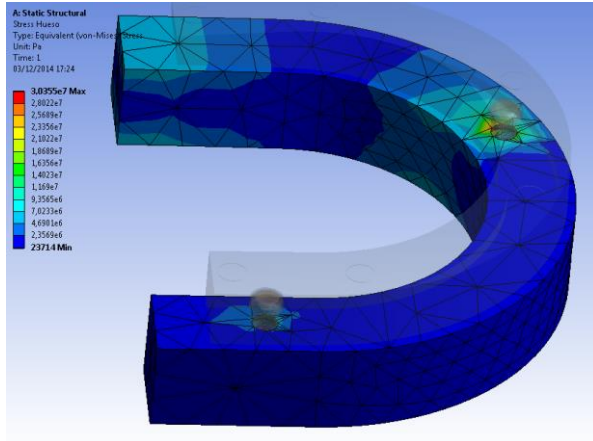


FIGURA 15. Localización del estrés óseo periimplantario en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en aspa (canino izdo y 2º premolar derecho) por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral canino izquierdo. Abajo, carga unilateral canino derecho.

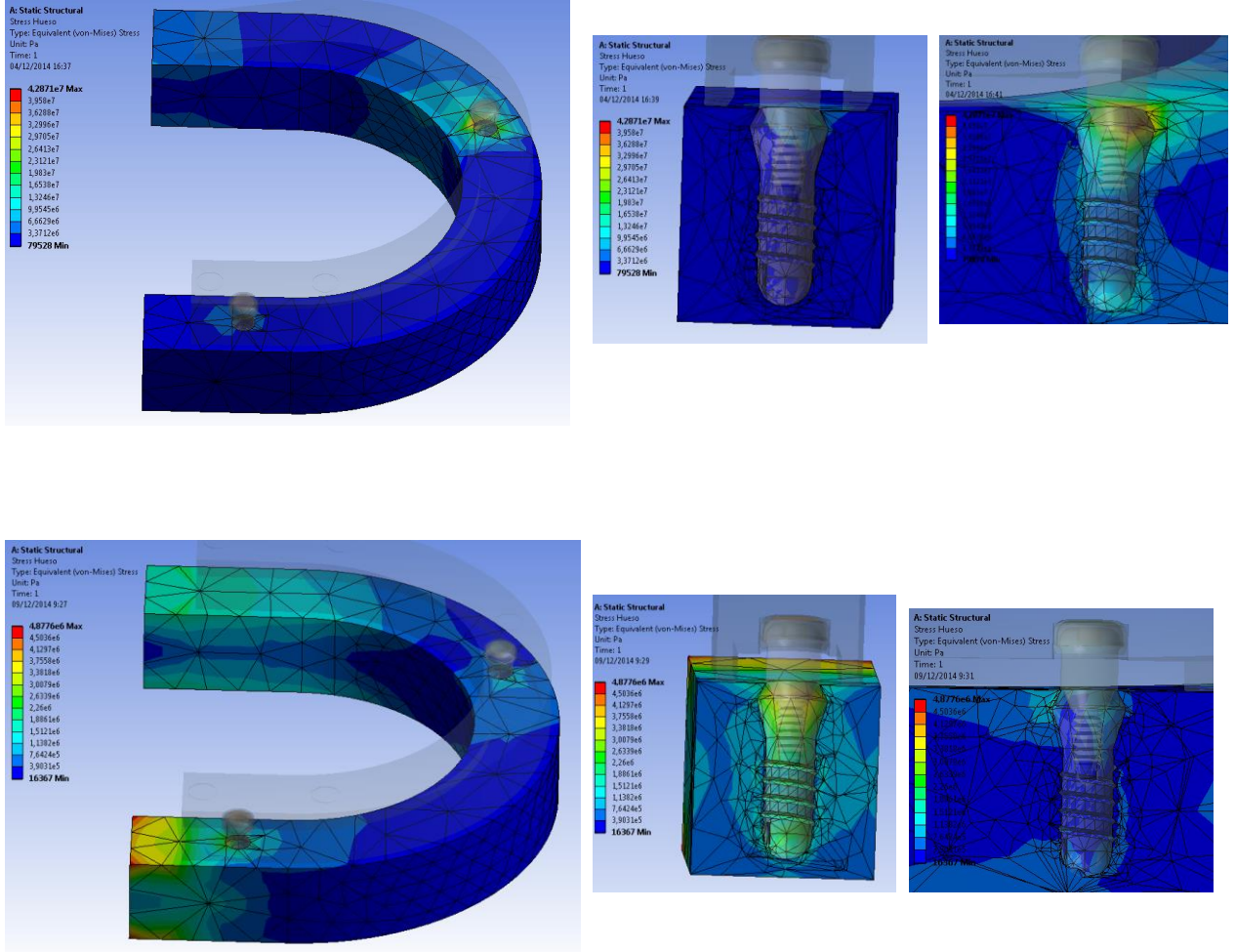


FIGURA 16. Localización del estrés óseo periimplantario en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en aspa (canino izdo y 2º premolar derecho) por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral anterior y posterior a la vez en el lado izquierdo. Abajo carga unilateral anterior y posterior a la vez en el lado derecho.

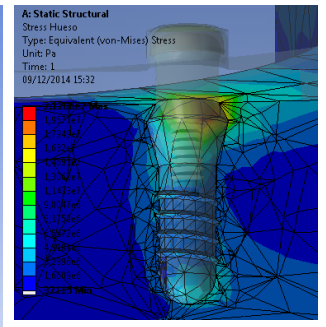
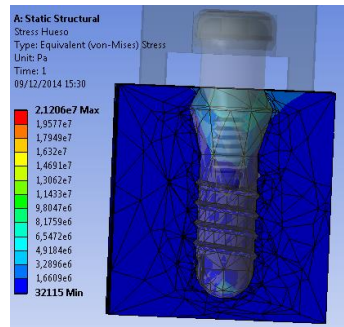
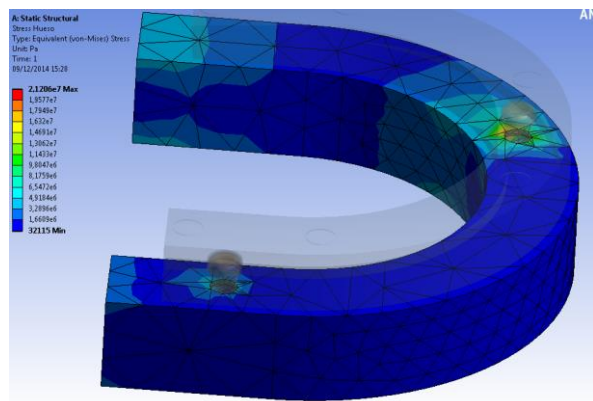
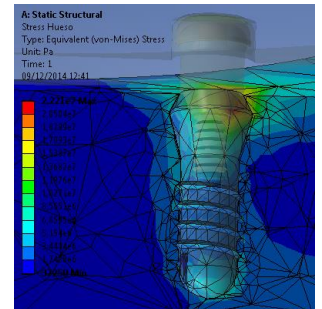
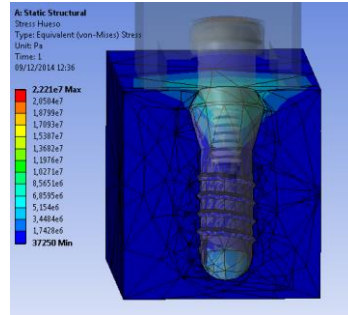
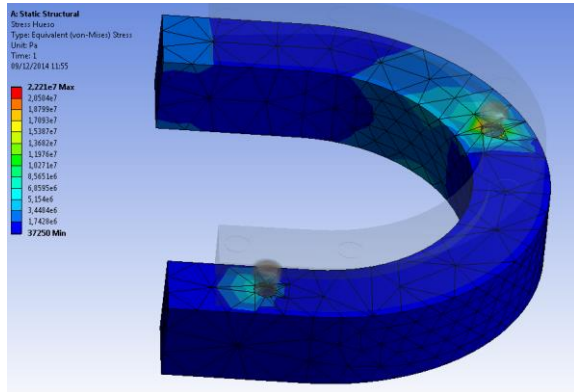


FIGURA 17. Localización del estrés óseo periimplantario en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en aspa (canino izdo y 2º premolar derecho) por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga bilateral posterior. Abajo carga bilateral posterior y anterior a la vez

COMPARACIÓN DEL ESTRÉS ÓSEO PERIIMPLANTARIO DE LOS CUATRO MODELOS DE SOBREDENTADURAS.

La aplicación de carga unilateralmente en el sector posterior provoca que el mayor estrés óseo periimplantario de los cuatro modelos se localice en el implante canino homolateral del modelo en aspa (43,89 MPa), seguido del estrés registrado en el hueso que rodea a los implantes en lateral y canino del mismo lado de aplicación de la carga (37,82 MPa y 35,84 MPa respectivamente)

Con carga unilateral mas mesial, a nivel de canino, la tendencia de los valores de estrés óseo periimplantario es similar a lo descrito anteriormente, aunque con un 20-30% de menor intensidad. Con carga unilateral en sector anterior y posterior a la vez, la tendencia descrita se mantiene aunque los valores de estrés óseo periimplantario vuelven a incrementarse hasta niveles muy semejantes a los hallados con carga unilateral posterior. Sin embargo cuando la fuerza se aplica unilateralmente en el sector anterior, los valores de estrés óseo periimplantario son similares en cada implante de cada modelo, con valores de mayor magnitud en el hueso que rodea los implantes del modelo con implantes en 2º premolar (18,29 MPa) y el menor en el de los implantes en caninos (10,05 MPa); en el modelo en aspa con esta carga, el mayor estrés periimplantario se da en el implante premolar aunque no muy diferente al del resto de modelos (11,61 MPa por 8,94 MPa en el canino).

Cuando se aplica carga bilateral solo en los sectores posteriores, aunque los valores de estrés óseo periimplantario son semejantes en los implantes de uno y otro lado para cada modelo de sobredentadura a excepción del modelo en aspa, la mayor cantidad de estrés se registra en los modelos con implantes en laterales y caninos con valores de 26,38 MPa, que sobrepasan tres veces más al hallado en el modelo con implantes en 2º premolar que es de 9 MPa. Con carga unilateral aplicada en sectores posteriores y sector anterior a la vez, los valores de tensión son semejantes en los modelos en laterales y caninos a lo citado para carga bilateral

posterior con valores de 27,14 MPa y 26, 46 MPa respectivamente; aunque en esta situación de carga, estos valores de estrés óseo periimplantario superan en ocho veces al registrado en el hueso que rodea a los implantes del modelo premolar que son 4,63 MPa.

5.2. CANTIDAD Y LOCALIZACIÓN DEL ESTRÉS EN LOS ATACHES AXIALES (LOCATOR).

- SOBREDENTADURA CON IMPLANTES/ATACHES A NIVEL DE INCISIVOS LATERALES

LA TABLA IV muestra la máxima cantidad de estrés de Von Misess en los ataches axiales Locator en relación al modelo de sobredentadura con implantes/ataches en dientes laterales y el lugar de aplicación de la carga.

MODELO SOBREDENTADURA	IMPLANTES EN LATERALES			
	DCHO		IZDO	
APLICACIÓN DE LA CARGA	Macho	Hembra	Macho	Hembra
Unilateralmente Sector posterior IZQUIERDA	701,90	53,82	1141,00	84,86
Unilateralmente Sector anterior	577,84	32,15	967,91	32,17
Unilateralmente en caninos IZQUIERDA	259,62	25,04	522,92	56,05
Unilateralmente en sector anterior y posterior a la vez IZQUIERDA	553,28	46,18	891,59	83,93
Bilateralmente sectores posteriores	681,64	62,60	1115,20	60,32
Bilateralmente en sectores posteriores y sector anterior a la vez	611,97	56,03	857,93	55,66

TABLA IV. *Máximo estrés en MPa en ataches Locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en dientes incisivos laterales por lugar de aplicación de la carga.*

En este modelo de sobredentadura el máximo valor de estrés se registra en el macho del atache Locator del mismo lado de aplicación de la

carga unilateral posterior con 1141,00 MPa y el menor en la hembra del mismo lado de carga unilateral en caninos con 25,04 MPa.

Con carga unilateral posterior, los machos Locator soportan mucha mayor tensión que la hembra correspondiente, aproximadamente 15 veces más, con un máximo ya citado de 1141,00 MPa en el macho del lado homolateral de la carga, por 701,90 MPa en el macho del mismo lado. Si la carga se aplica unilateralmente a nivel de los ataches en canino, se conserva la tendencia de mayores valores de estrés en el lado homolateral de carga y menor valor de estrés en la hembra en comparación al macho pero con el resultado que la tensión para este lugar de carga disminuye tanto en el macho como en la hembra aproximadamente en un 50%. Con la aplicación de carga mas anterior a nivel de la línea media mandibular, la tendencia no cambia, pero el estrés en los machos Locator vuelve a aumentar casi el doble comparado a la aplicación de la carga en los caninos, aunque sin llegar a los valores citados con carga unilateral posterior, 577,84 MPa en el contralateral y 987,91 MPa en el macho homolateral. En las hembras, el estrés aumenta casi el doble en la homolateral y disminuye casi $\frac{1}{4}$ en la contralateral. Valores de estrés máximo muy semejantes (aunque ligeramente menores) a los de aplicar la carga unilateralmente en la línea media se obtienen en los machos con carga unilateral en el sector posterior y anterior a la vez (891,59 MPa en el homolateral por 553,28 MPa en el contralateral; sin embargo en las hembras aumenta el estrés hasta valores próximos a los registrados con carga unilateral posterior.

El ensayo con fuerza bilateral posterior, sin modificar la tendencia, provoca un aumento de tensión en los machos hasta valores muy próximos a los obtenidos con carga unilateral posterior (1115,20 MPa mismo lado por 681,64 MPa lado contralateral), que disminuye entre un 10-20% cuando la fuerza es aplicada bilateralmente en los sectores posteriores y sector anterior a la vez. Con uno y otro tipo de carga bilateral, el estrés se muestra homogéneo en las hembras sin apenas diferencias entre uno y otro lado y valores entre 55,66- 62,60 MPa, menor al registrado en la hembra homolateral con carga unilateral posterior y semejante a la contralateral comparado lado a lado.

Referido a la localización del estrés y para cualquier lugar de aplicación de carga unilateral o bilateral, en este modelo a excepción de carga unilateral anterior, el estrés se localiza principalmente en el centro del cuerpo del macho disipándose hacia la conexión interna y también con la aparición de estrés en las roscas del tornillo principalmente mitad cervical y más llamativa en los tornillos del lado derecho, (**Figuras 18 y 19**). En la camisa de las hembras la localización es prácticamente uniforme sea la aplicación de carga que se considere, registrándose el estrés en su porción más coronal y en los flancos laterales próximo al borde circunferencial libre, (**Figuras 18 y 19**).

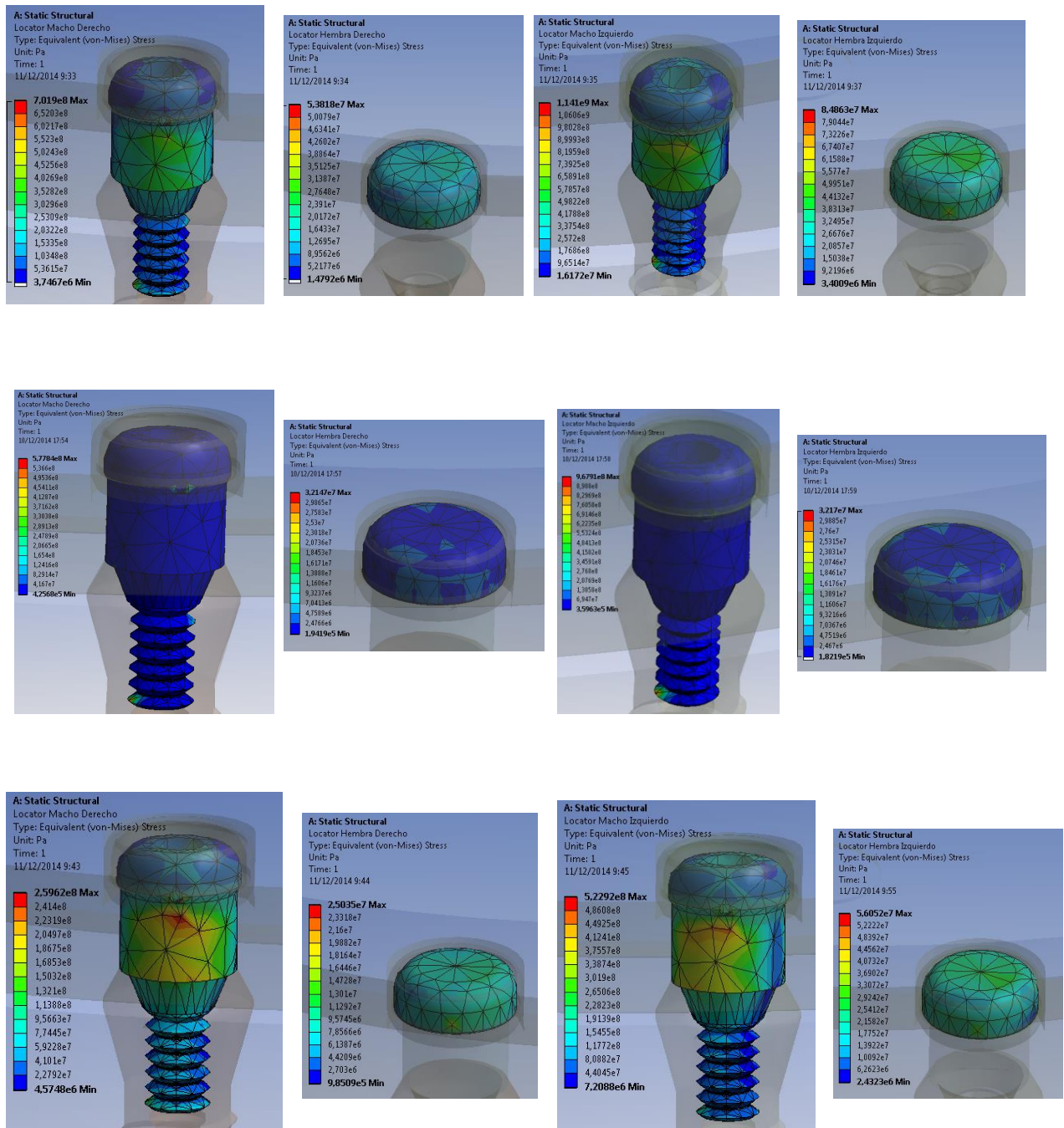


FIGURA 18. Localización del estrés en ataches Locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en dientes incisivos laterales por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral posterior izquierda. En medio, carga unilateral anterior. Abajo, carga unilateral en canino izquierdo. Lado derecho y lado izquierdo respectivamente

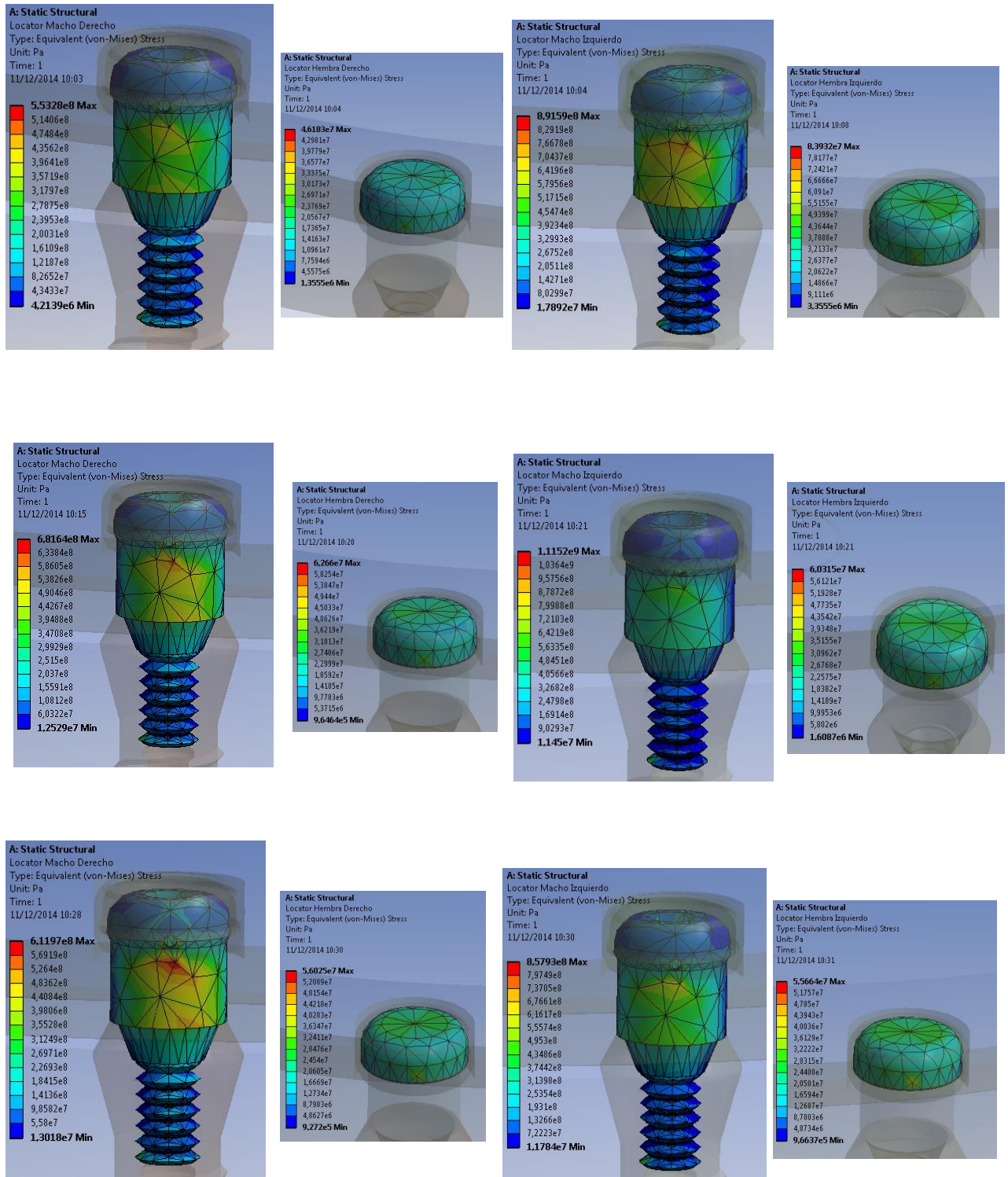


FIGURA 19. Localización del estrés en ataches Locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en dientes incisivos laterales por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral posterior y anterior izquierda a la vez. En medio, carga bilateral posterior. Abajo, carga bilateral posterior y anterior.

- SOBREDENTADURA CON IMPLANTES/ATACHES A NIVEL DE CANINOS

LA TABLA V muestra la máxima cantidad de estrés de Von Mises en los ataches axiales Locator en relación al modelo de sobredentadura con implantes/ataches en caninos y el lugar de aplicación de la carga.

MODELO SOBREDENTADURA	IMPLANTES EN CANINOS			
	DCHO		IZDO	
APLICACIÓN DE LA CARGA	Macho	Hembra	Macho	Hembra
Unilateralmente Sector posterior IZQUIERDA	354,30	39,77	891,78	79,51
Unilateralmente Sector anterior	233,68	34,52	200,21	32,35
Unilateralmente en caninos IZQUIERDA	155,91	15,74	535,88	47,67
Unilateralmente en sector anterior y posterior a la vez IZQUIERDA	297,30	31,13	884,27	78,49
Bilateralmente sectores posteriores	585,86	57,09	553,63	53,70
Bilateralmente en sectores posteriores y sector anterior a la vez	544,77	49,60	546,19	49,43

TABLA V. *Máximo estrés en MPa en ataches locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en caninos por lugar de aplicación de la carga.*

A semejanza de lo que sucede en el modelo anterior, en esta sobredentadura con implantes/ataches a nivel de los caninos, el macho del atache Locator siempre soporta mayores niveles de tensión en comparación con su correspondiente hembra e independientemente del lugar de aplicación de la carga, hasta 10 veces más en la mayoría de los supuestos. Asimismo, salvo una excepción siempre es el macho del mismo lado de aplicación de la carga.

Cuando la fuerza se aplica unilateralmente en el sector posterior, en el macho homolateral se registra la mayor intensidad de estrés del modelo

con 891,78 MPa, que supera más de dos veces la hallada en el macho contralateral, lo mismo ocurre con su hembra con 79,51 MPa. Con una aplicación más anterior de la carga a nivel del canino izquierdo, aunque se mantiene la tendencia, el estrés disminuye aproximadamente en un 50% tanto para el macho y la hembra sea en el lado homo o contralateral. Incluso aplicando aún más anterior la carga a nivel interincisal, el estrés sigue disminuyendo en el macho y la hembra del atache del lado izquierdo (200,21 MPa y 32,35 MPa) y no así en los del lado derecho que aumenta hasta niveles similares a los encontrados en el lado izquierdo, (233,88 MPa y 34,52 MPa). La tensión vuelve a incrementarse, cuando la fuerza se aplica a la vez y unilateralmente en el sector anterior y posterior hasta niveles semejantes a los encontrados con carga unilateral posterior en el macho y hembra homolaterales (884,27 MPa y 78,49 MPa) y también para los contralaterales, aunque estos con valores algo menores (297,30 MPa y 31,13 MPa).

Cuando la carga se aplica bilateralmente bien en sectores posteriores o en combinación con el sector anterior, los valores de estrés son muy similares en una y otra situación tanto para el macho o la hembra y con pequeñas diferencias entre uno y otro lado. Además, la magnitud de la tensión es similar a la registrada en el atache homolateral cuando se aplica la carga unilateralmente en el canino (rango en el macho 544,77-585 MPa; rango en la hembra 49,43-57,09 MPa).

La localización del estrés en el macho y en la porción plástica del atache Locator, sigue el mismo patrón de distribución para cualquier lugar de aplicación de la carga que lo descrito para el modelo con implantes en dientes laterales, incluida la carga unilateral anterior, (**Figuras 20 y 21**).

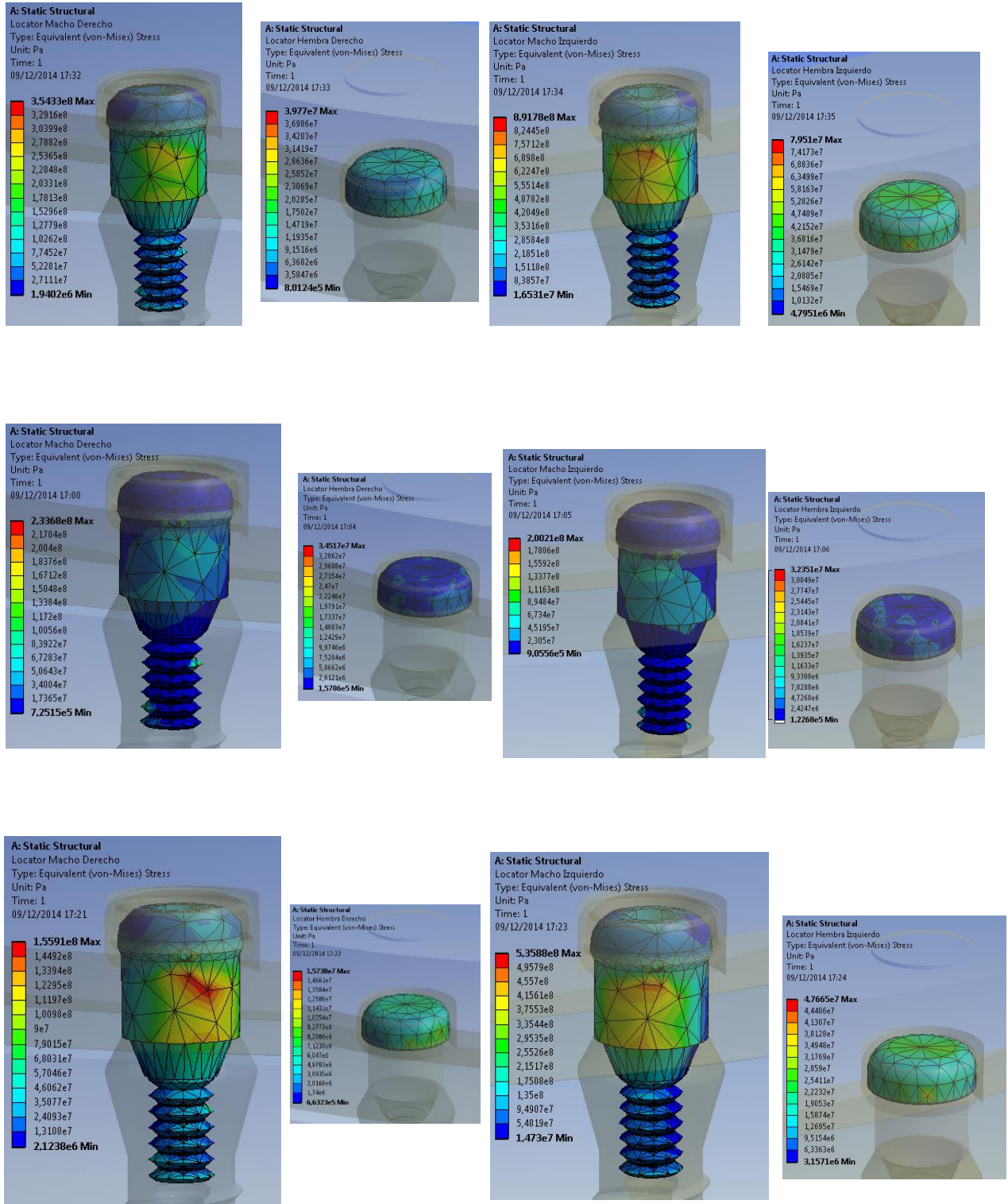


FIGURA 20. Localización del estrés en ataches Locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en caninos por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral posterior izquierda. En medio, carga unilateral anterior. Abajo, carga unilateral en canino izquierdo.

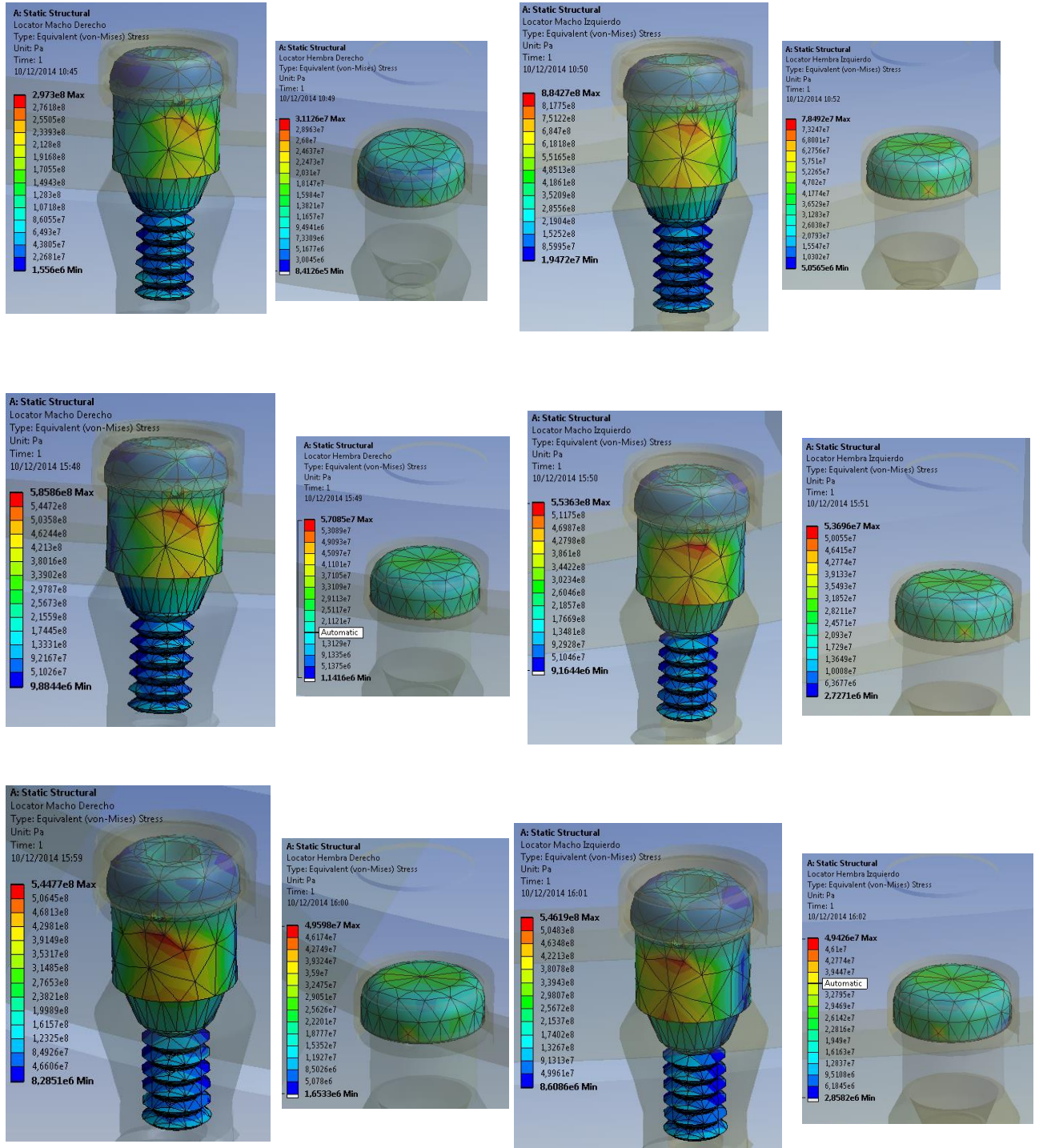


FIGURA 21. Localización del estrés en ataches Locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en caninos por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral posterior y anterior izquierda a la vez. En medio, carga bilateral posterior. Abajo, carga bilateral posterior y anterior.

- SOBREDENTADURA CON IMPLANTES/ATACHES A NIVEL DE 1º PREMOLAR/2º MOLAR.

LA TABLA VI muestra la máxima cantidad de estrés de Von Mises en los ataches axiales Locator en relación al modelo de sobredentadura con implantes/ataches en 2º premolar/1º molar y el lugar de aplicación de la carga.

MODELO SOBREDENTADURA	IMPLANTES EN PM/MOLAR			
	DCHO		IZDO	
APLICACIÓN DE LA CARGA	Macho	Hembra	Macho	Hembra
Unilateralmente Sector posterior IZQUIERDA	54,36	5,23	318,22	30,15
Unilateralmente Sector anterior	443,46	42,20	514,85	41,22
Unilateralmente en caninos IZQUIERDA	53,85	7,76	248,31	16,40
Unilateralmente en sector anterior y posterior a la vez IZQUIERDA	67,90	7,50	215,85	19,46
Bilateralmente sectores posteriores	182,93	17,74	181,72	17,36
Bilateralmente en sectores posteriores y sector anterior a la vez	80,28	7,49	109,32	7,39

TABLA VI. *Máximo estrés en MPa en ataches locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en 2º premolar/1º molar por lugar de aplicación de la carga.*

En este modelo de sobredentadura, se constata una tendencia similar a la citada para el modelo con implantes en caninos, el macho del atache Locator siempre soporta mayores niveles de tensión en comparación con su correspondiente hembra e independientemente del lugar de aplicación de la carga, hasta 10 veces o más en la mayoría de los supuestos. Asimismo, salvo una mínima excepción, siempre es el macho del mismo lado de aplicación de la carga.

Con carga unilateral posterior, la mayor tensión se registra en el macho homolateral con 318,22 MPa que sextuplica la registrada en el contralateral (54,36 MPa); las hembras presentan similar proporción pero con valores de estrés 10 veces menores. Si la fuerza unilateral se desplaza anteriormente hasta los caninos, los valores de tensión en general disminuyen para todos los componentes pero en especial a nivel del macho del mismo lado (248, 31 MPa). Esta predisposición cambia cuando la carga se aplica aún más anterior a nivel de la línea media mandibular, aconteciendo que el estrés se incrementa considerablemente tanto en los machos como en las hembras de los ataches hasta alcanzar los 514,85 MPa en el macho izquierdo, que es el máximo valor para este modelo de sobredentadura; por otro lado, como era de esperar, apenas hay diferencias de valores de estrés entre los ataches de uno y otro lado. Cuando la fuerza se aplica unilateralmente en posterior y anterior, el estrés en los elementos del atache de uno y otro lado no son muy diferentes de los valores registrados con carga unilateral a nivel de canino (215, 85 MPa en macho homolateral por 67,90 MPa en el contralateral).

Con carga bilateralmente aplicada bien en sectores posteriores o en combinación con el sector anterior, los valores de estrés son muy similares en una y otra situación tanto para el macho o la hembra y con pequeñas diferencias entre uno y otro lado, a excepción del estrés en el macho derecho que es aproximadamente 1/3 menos del registrado en el izquierdo (80,28 MPa por 109,32 MPa respectivamente). No obstante, con carga bilateral posterior los valores de tensión en machos y hembras de los ataches de uno y otro lado son más el doble o más en comparación a los hallados con carga bilateral posterior y anterior a la vez.

La localización del estrés en los ataches Locator no se aparta del patrón descrito en los modelos anteriores, aunque en este modelo también se registra estrés en la parte más coronal del macho, (**Figuras 22 y 23**).

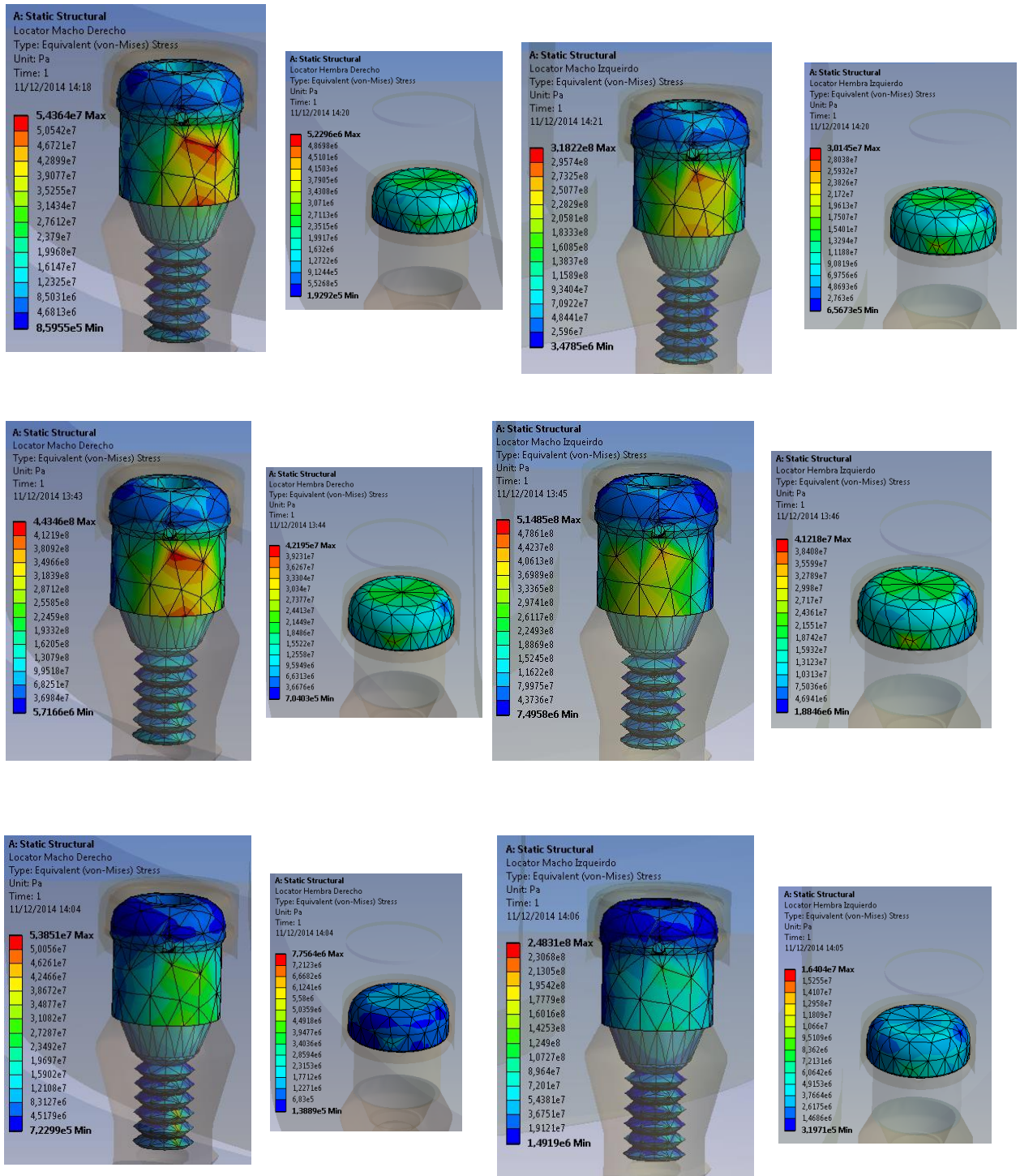


FIGURA 22. Localización del estrés en ataches Locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en 2º premolar/1º molar por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral posterior izquierda. En medio, carga unilateral anterior. Abajo, carga unilateral en canino izquierdo.

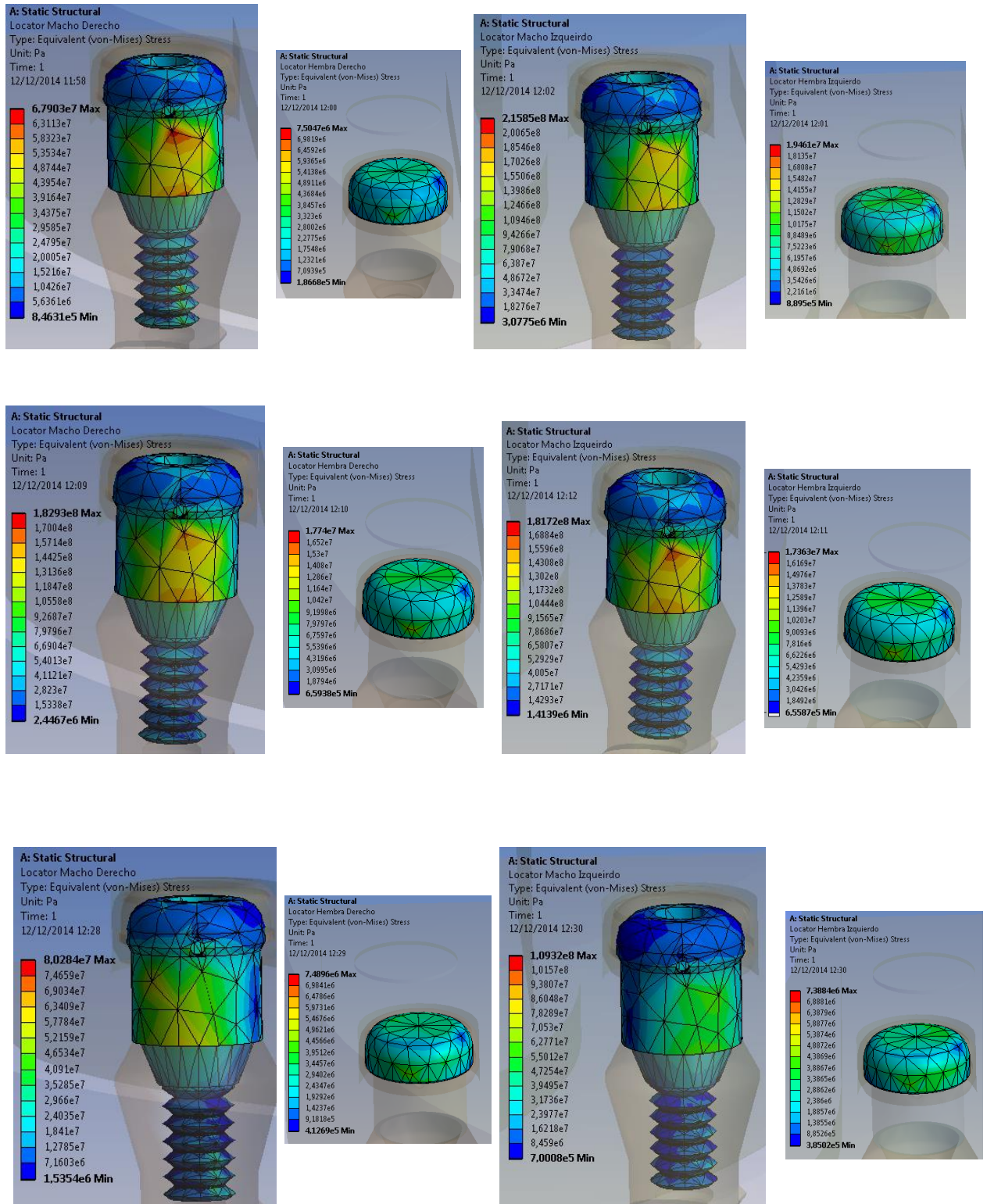


FIGURA 23. Localización del estrés en ataches Locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en 2° premolar/2° molar por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral posterior y anterior izquierda a la vez. En medio, carga bilateral posterior. Abajo, carga bilateral posterior y anterior.

- SOBREDENTADURA CON IMPLANTES/ATACHES A NIVEL DE IMPLANTES EN ASPA.

LA TABLA VII muestra la máxima cantidad de estrés de Von Mises en los attaches axiales Locator en relación al modelo de sobredentadura con implantes/attachés en aspa y el lugar de aplicación de la carga.

MODELO SOBREDENTADURA	IMPLANTES EN ASPA			
	CANINO LADO IZDO		PM/MOLAR LADO DCHO	
	Macho	Hembra	Macho	Hembra
APLICACIÓN DE LA CARGA				
Unilateralmente Sector posterior IZQUIERDA	1101,60	114,63	230,21	19,31
Unilateralmente Sector posterior DERECHA	23,86	2,26	110,52	12,68
Unilateralmente Sector anterior	225,12	32,15	220,73	22,15
Unilateralmente en caninos IZQUIERDA	681,40	75,13	156,84	13,16
Unilateralmente en caninos DERECHA	81,23	10,56	249,69	21,50
Unilateralmente en sector anterior y posterior a la vez IZQUIERDA	1064,30	108,85	181,34	15,66
Unilateralmente en sector anterior y posterior a la vez DERECHA	57,88	8,47	73,36	9,22
Bilateralmente sectores posteriores	556,69	58,28	161,81	14,93
Bilateralmente en sectores posteriores y sector anterior a la vez	519,42	52,51	121,43	11,47

TABLA VII. *Máximo estrés en MPa en attaches locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes en aspa por lugar de aplicación de la carga.*

En este modelo de sobredentadura mandibular con un implante/atache a nivel del canino izquierdo y otro a nivel del 2º premolar/1º molar contralateral, la mayor tensión de 1101,80 MPa, con independencia

del resto de variables, se localiza en el macho del canino con carga unilateral posterior. Asimismo, al igual que ocurría con el resto de modelos, los machos de los ataches registran mayor estrés en comparación de las hembras para cualquier situación de los ataches y lugar de aplicación de la carga. Por otro lado, en la mayoría de las situaciones de carga, el macho del canino y también la hembra, soportan mayor estrés en comparación al macho y hembra del atache en el premolar. A constatar también, que comparando lado derecho e izquierdo con carga unilateral, cuando esta se aplica en el lado derecho los valores de estrés tanto en el macho como en la hembra de los ataches bien de canino y premolar son sensiblemente menores en comparación a aplicar la carga en el lado izquierdo, con la excepción de los valores registrados en macho y hembra del atache en premolar con carga unilateral en canino que se comportan al revés.

Con estos considerandos, cuando se aplica carga unilateral posterior en el lado del atache en situación del canino, la tensión que soportan el macho y la hembra del atache de esa lado es cinco veces mayor que la que soportan los mismos componentes del atache situado en el segundo premolar del lado contralateral (1101,60 MPa y 230, 21 MPa en los machos por 114,63 MPa y 19,31 MPa en las hembras). Cuando la fuerza unilateral posterior se ejerce en el lado derecho, aunque la tendencia del estrés es similar, con mayores valores en el macho y hembra del atache del segundo premolar del mismo lado comparados al atache situado en el canino contralateral, la magnitud de la tensión es mucho menor comparado a aplicar la fuerza en el lado izquierdo y especialmente para el atache del canino. Si la fuerza unilateral se aplica en el canino izquierdo (donde está el atache), la predisposición y proporción del estrés en el atache homolateral y contralaterales similar a lo relatado anteriormente para carga unilateral posterior aunque alrededor de un 50% menor (681,40 MPa y 156,84 MPa en los machos izquierdo y derecho respectivamente y 156, 84 MPa y 13,16 MPa en las hembras respectivas). Con carga unilateral a nivel del canino derecho pero con el atache en posición del 2º premolar, se modifica la tendencia provocando que el mayor estrés recaiga en el macho y hembra del atache del premolar del mismo lado (249,69 MPa en el macho y 21,50 MPa en la hembra) superando en tres veces más al compararlo con el hallado en

el macho del atache en el canino del otro lado. Con aplicación de la fuerza en la línea media mandibular, el estrés en los componentes de los ataches de uno y otro lado es similar con valores que oscilan entre 225,12 MPa y 220,73 MPa en los machos y 32,15 MPa y 22,15 MPa en las hembras, siendo por tanto ligeramente superiores en el lado izquierdo.

Si la carga se aplica unilateralmente y a la vez en el sector posterior y anterior, cuando esto así ocurre en el lado izquierdo, y sin abandonar la tendencia descrita, la tensión se incrementa en los componentes de los ataches de ambos lados hasta alcanzar valores próximos a los registrados con carga unilateral posterior izquierda (1064,30 MPa en macho del atache canino por 181,85 MPa en el del premolar; 108,85 MPa en la hembra del atache canino por 15,66 en la del premolar): Sin embargo cuando la fuerza se aplica en el lado derecho, ocurre también lo descrito, con un fuerte descenso del estrés en ambos componentes de los dos ataches comparado a aplicar carga en el lado izquierdo y con la excepcionalidad de mayor tensión en el atache derecho comparado al izquierdo (73,36 MPa en el macho del atache premolar por 57,88 MPa en el del canino y 9,22 MPa en la hembra del premolar por 8,47 en la del canino).

Con carga bilateral posterior solo en sectores posteriores o en combinación con el sector anterior, al igual que ocurre con el resto de modelos y con similar tendencia, los valores de estrés en los ataches no difieren significativamente comparando las dos situaciones de carga en cada lado, situándose en los 556,69 MPa en el macho del canino izquierdo en carga posterior por los 519,42 MPa en carga combinada posterior y anterior. En el lado derecho y siguiendo la tendencia de este modelo, el estrés es sensiblemente menor, con valores en el macho de 161,81 MPa en carga posterior por 121,43 MPa en carga combinada posterior y anterior. En las hembras el estrés es 10 veces menor del registrado en el macho correspondiente.

Para este modelo de sobredentadura en aspa, el estrés sigue el patrón de localización descrito tanto para el macho como como para la hembra (**Figuras 24-28**).

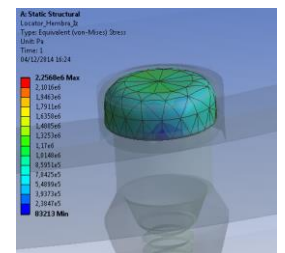
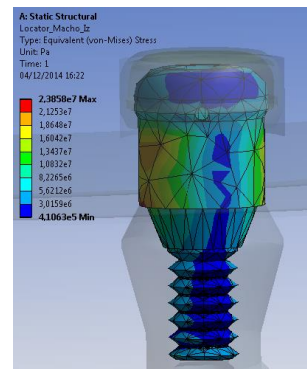
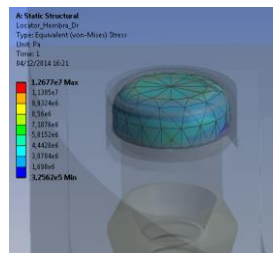
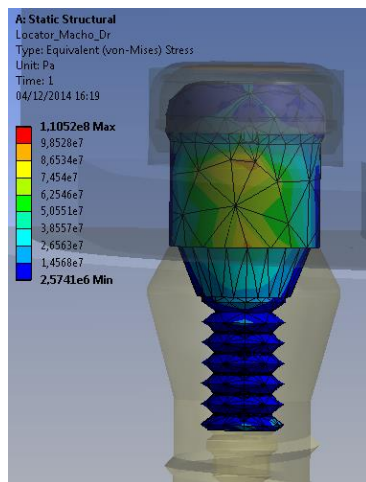
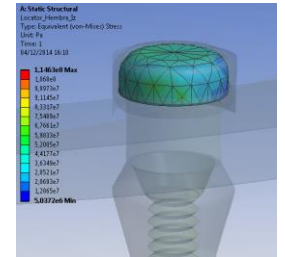
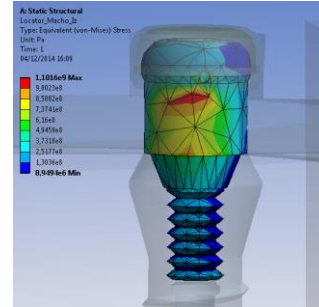
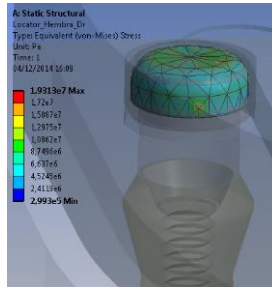
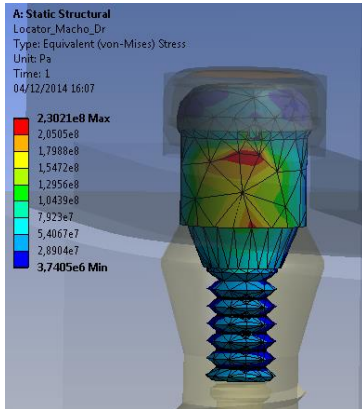


FIGURA 24. Localización del estrés en ataches Locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en aspa por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral posterior izquierda y debajo carga unilateral posterior derecha.

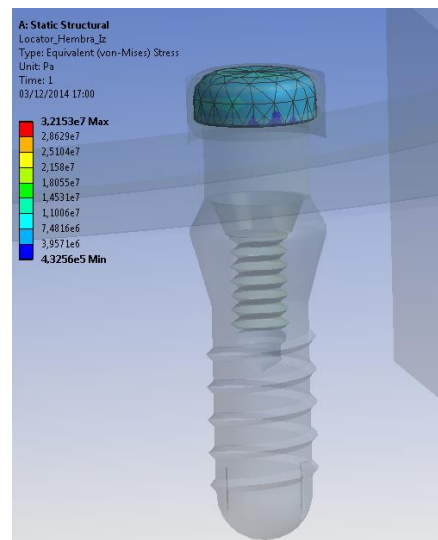
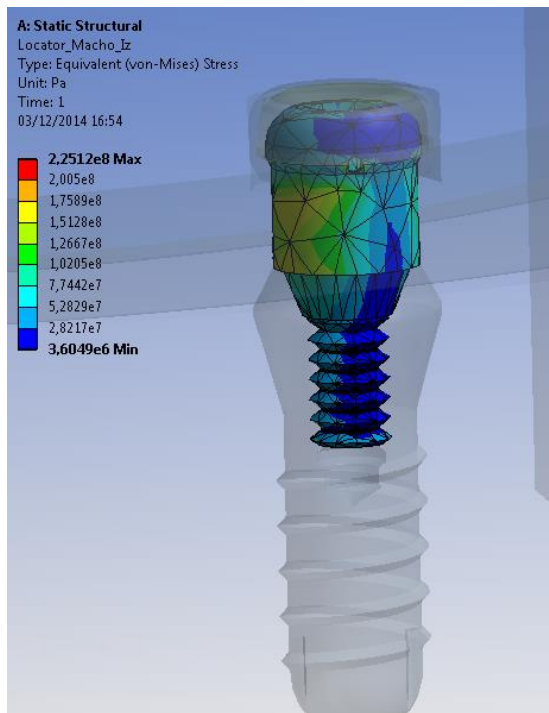
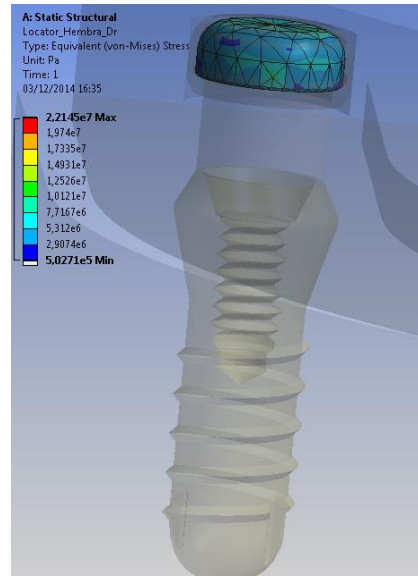
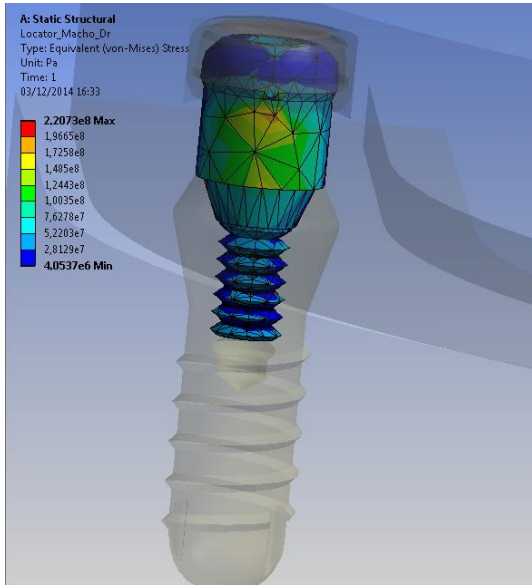


FIGURA 25. Localización del estrés en ataches Locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en aspa por lugar de aplicación de la carga. Carga unilateral anterior, arriba estrés en atache del premolar y abajo en el canino.

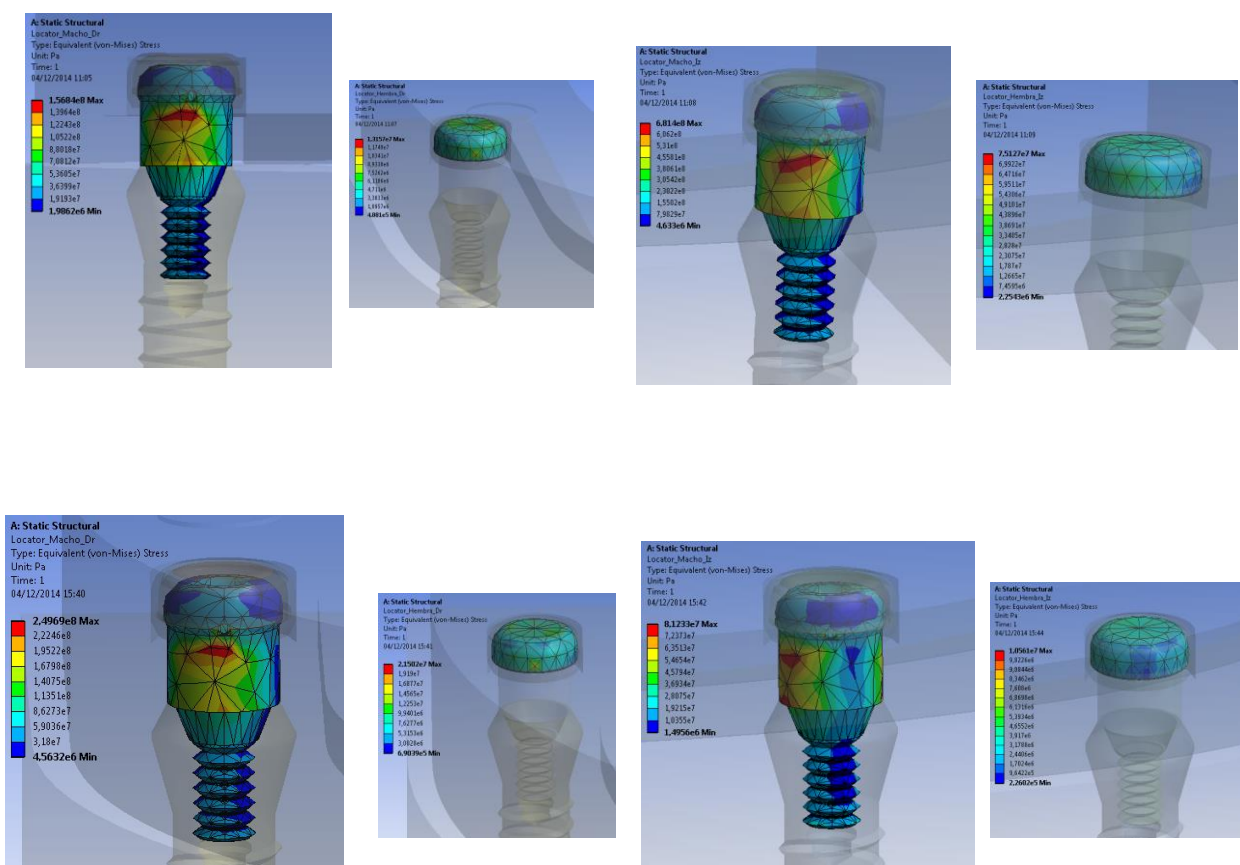


FIGURA 26. Localización del estrés en ataches Locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en aspa por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral en canino izquierdo (lado derecho e izquierdo) y debajo carga unilateral en canino derecho (lado derecho e izquierdo).

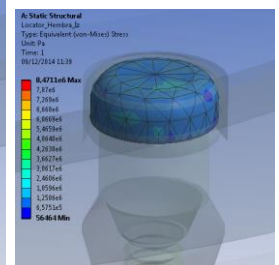
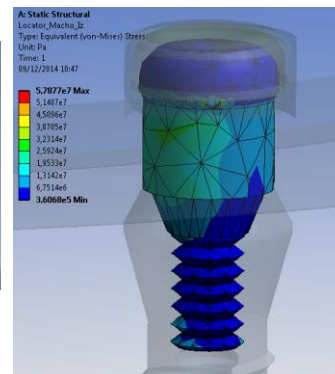
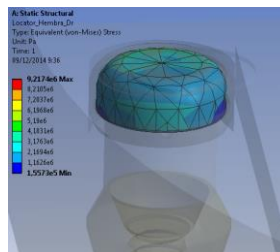
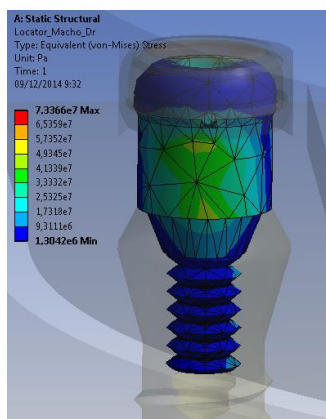
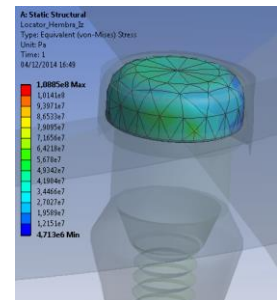
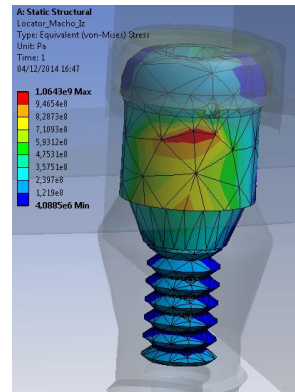
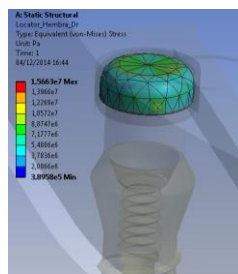
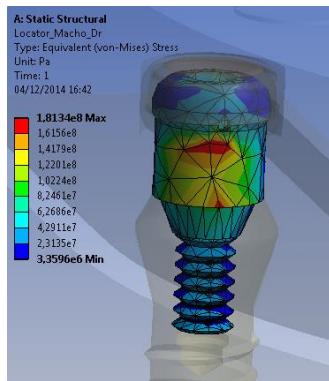


FIGURA 27. Localización del estrés en ataches Locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en aspa por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga unilateral en sector anterior y posterior a la vez (lado izquierdo) y debajo lado derecho

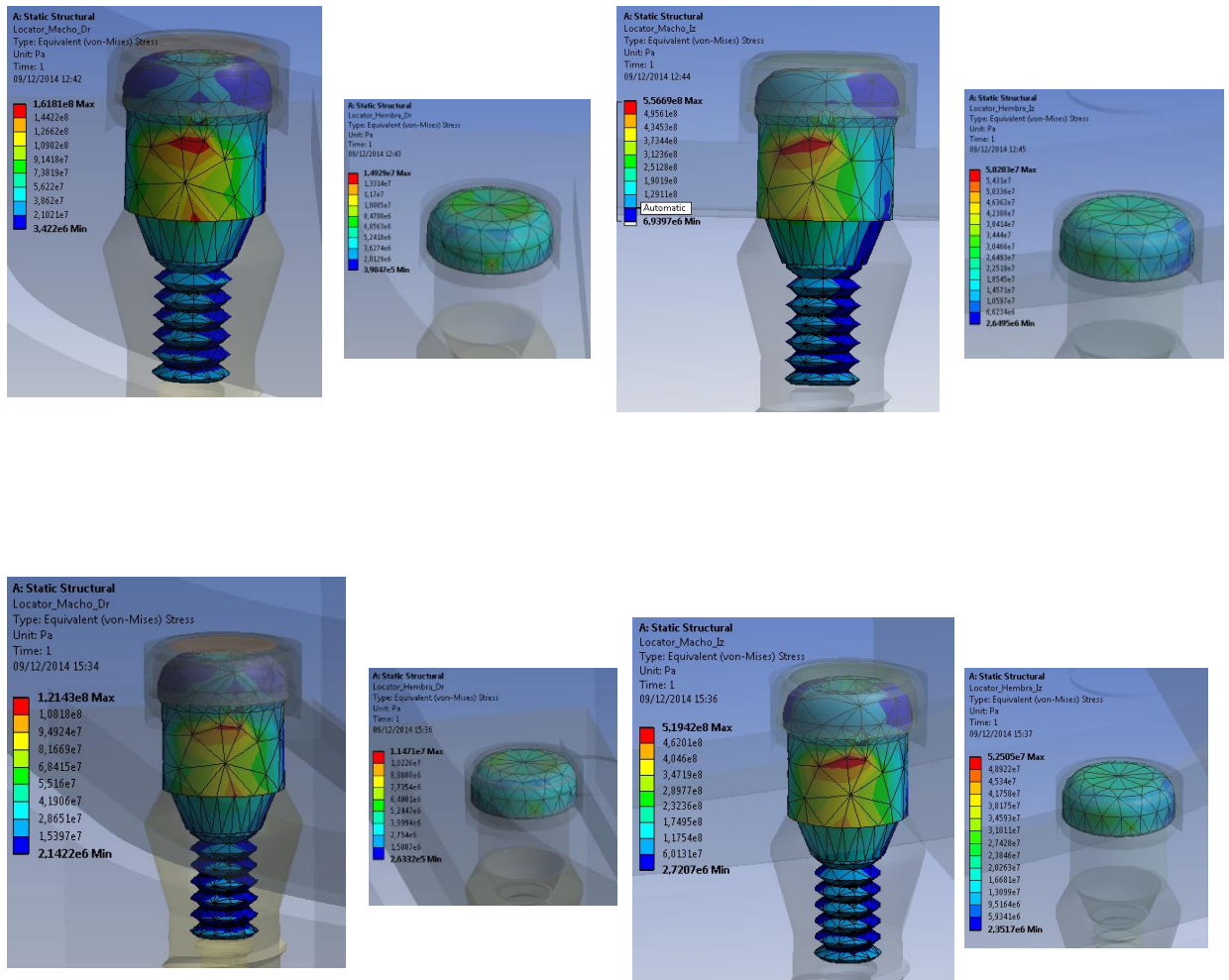


FIGURA 28. Localización del estrés en ataches Locator (macho y hembra) en el modelo de sobredentadura con implantes/ataches en aspa por lugar de aplicación de la carga. Arriba, carga bilateral posterior y abajo carga bilateral combinada posterior y anterior.

COMPARACIÓN DEL ESTRÉS EN ATACHES LOCATOR DE LOS CUATRO MODELOS DE SOBREDENTADURAS.

Cuando se aplica una fuerza unilateral posterior, en cualquiera de los cuatro modelos, los mayores valores de estrés se registran en el atache (macho y hembra) de su mismo lado esté en posición de lateral, canino, premolar o canino izquierdo en el modelo en aspa. Para este lado homolateral, un alto valor de estrés de aproximadamente diez veces más se registra en los machos de cualquier modelo comparado a las hembras y de ellos el mayor valor se localiza en el del atache en lateral y en el del canino del modelo en aspa (1141,00 MPa y 1101,69 MPa respectivamente); el menor valor en el del premolar de su modelo. En cuanto a las hembras la distribución de los valores de estrés es igual que para los machos. En el lado opuesto al de aplicación de la carga, para todos los modelos, el estrés tanto en los machos como en las hembras es la mitad, un tercio o incluso menor, registrándose cuantitativamente y proporcionalmente el menor valor en el macho del atache del premolar de su modelo con 54,36 MPa.

Con carga unilateral mas mesial, a nivel de canino, la tendencia de los valores de estrés en los ataches (macho y hembra) es igual a lo descrito para carga unilateral posterior, aunque aproximadamente con un 50% menos de intensidad considérese uno u otro modelo o componente del atache. Con carga unilateral anterior, aunque la magnitud del estrés aumente respecto a carga unilateral en caninos, salvo alguna excepción en que disminuye caso del modelo en aspa y macho del atache en canino izquierdo de su modelo, el comportamiento del estrés en el atache es similar en cada modelo con valores semejantes para las hembras de cada lado y cuasi semejantes para los machos. No obstante la mayor magnitud de estrés se encuentra en los machos del atache del modelo con implantes en laterales (967,91 MPa derecho y 577,84 MPa izquierdo), seguido por los del premolar de su modelo (514,85 MPa el izquierdo y 443,46 el derecho). Cuando la carga es aplicada unilateralmente simultáneamente en sector posterior y anterior, el comportamiento de los valores de estrés es similar a

carga unilateral posterior con mayor intensidad de estrés en los ataches homolaterales (macho y hembra) comparado a contralaterales para cualquier modelo de sobredentadura. No obstante el mayor valor absoluto se registra en el macho del atache en canino del modelo en aspa con 1064,30 MPa seguido del lateral y canino de sus respectivos modelos (891,59 MPa y 884,27 MPa respectivamente). En las hembras, los mayores valores de tensión tienen idéntica distribución. El estrés en el macho de los ataches del lado contralateral para este tipo de aplicación de la carga, es mucho menor con un máximo de 553,28 MPa en el atache lateral de su modelo y un mínimo de 67,90 MPa en el macho del premolar de su modelo.

Cuando se aplica fuerza bilateral en sectores posteriores se mantiene la tendencia general de aproximadamente 10 veces más de tensión en el macho que en la hembra del atache para cualquier situación del atache y modelo de sobredentadura que se considere. También se constata que tanto para el macho como para la hembra, el estrés en ellos registrado para cada uno en cada lado es muy similar, a excepción del modelo con implantes en aspa y del macho izquierdo del modelo con implantes en laterales cuyo valor de estrés es casi el doble del registrado en el del otro lado (1115,20 MPa por 681,64 MPa). Asimismo para esta aplicación de fuerza, es en este modelo con implantes en laterales en el que cuantitativamente mayores valores de estrés soportan el macho y la hembra de los ataches, seguido por el modelo con implantes en canino, con valores muy semejantes a los registrado en el atache en canino del modelo en aspa. El menor estrés es transferido a los ataches del modelo en 2º premolar/1º molar con 181,72-182,93 MPa machos y 17,36-17,74 MPa hembras, aunque estos valores son ligeramente superiores a los obtenidos en el atache del premolar del modelo en aspa (161,81 MPa en el macho y 14,93 en la hembra). Si la fuerza es aplicada bilateralmente en sectores posteriores y anterior a la vez, el comportamiento del estrés en los ataches es semejante a lo descrito para carga bilateral posterior aunque de ligera menor cuantía en todos los modelos y no tanta desproporción entre el estrés den el macho izquierdo comparado al derecho en el modelo con implantes en laterales (857,93 MPa por 611,97 MPa).

6. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

6.1. DEL MATERIAL Y METODOLOGIA

Este proyecto de tesis doctoral utiliza el método de análisis de elementos finitos 3-D para evaluar el efecto de la diferente situación de dos implantes y su correspondiente atache Locator como elementos de retención de una sobredentadura mandibular, sobre la cantidad y localización del estrés en el hueso periimplantario y en los dos elementos del atache (macho y hembra) bajo la acción de una fuerza oclusal aplicada en diferentes lugares de la base protésica uni y bilateralmente.

El método de análisis de elementos finitos se ha utilizado desde hace más de 20 años en Odontología para recabar información acerca del ambiente biomecánico en implantes dentales, hueso periimplantario, componentes protésicos, base y estructuras protésicas en muchas y variadas situaciones de carga, material y características diversas del terreno de soporte y de la prótesis. Sin embargo, el uso de modelos matemáticos y simulaciones por ordenador implica la asunción de algunas limitaciones y simplificaciones relativas a las propiedades del material, geometría de contorno y condiciones de carga que implican que los resultados obtenidos no se corresponden con total exactitud con los hallazgos o las observaciones de la práctica clínica. Así, cuando se quieran aplicar los resultados de un análisis de elementos finitos, se recomienda solo una comparación cualitativa entre los modelos, datos o resultados, en lugar de centrarse o comparar los datos cuantitativos, que entre unos y otros estudios no serían comparables. Por lo tanto, los valores absolutos y reales de estrés periimplantario y en los ataches de los diferentes modelos de sobredentaduras en estudio, no son comparables a los obtenidos en un ensayo clínico

Sin embargo, para un estudio comparativo, las asunciones y simplificaciones que se tienen que adoptar se consideran razonables en la medida en que los modelos así contruidos pueden reflejar la situación clínica. Las propiedades de los materiales influyen en gran medida en la distribución de la tensión/deformación en una estructura determinada y aunque el material se puede modelar en un análisis de elementos finitos como isotrópico, transversalmente isotrópico o anisotrópico, en este estudio y en la mayoría de los estudios al uso, se asume que los materiales y en espacial el hueso mandibular, son homogéneos y linealmente isotrópicos, y sin embargo está bien documentado que el hueso cortical mandibular es transversalmente isotrópico (anisotropico) y no homogéneo (Cochran, 2000) y además que el uso de propiedades anisotropicas en vez de isotrópicas para el hueso mandibular en modelos de análisis finitos, aumenta en un 20-30% el estrés óseo periimplantario (O'Mahony et al, 2001; Bonnet et al, 2009), aunque parece ser con similar distribución/localización. Así, como esta consecuencia es menor, solo cualitativa, se asume la isotropía porque la modelización del hueso con propiedades anisótropas es complejo, problemático y consume mucho tiempo. Quizás futuros estudios puedan mejorar la respuesta al estrés bajo carga, modelizando el hueso como anisótropo y no homogéneo en la interfase en fase de cicatrización y de oseointegración final.

En la modelización del terreno de soporte de la sobredentadura formado por el hueso mandibular y la fibromucosa que lo recubre, no se tuvo en cuenta las características y dimensiones de una mandíbula adulta desdentada, tan solo se modelizó un arco alargado similar a un arco románico de dimensiones, 60 mm de largo y 12 mm de ancho en el extremo posterior, con altura y anchura de cada rama uniforme tanto en sentido vertical (ocluso-gingival), latero-lateral (vestíbulo-lingual) como antero-posterior (mesio-distal). Esta simplificación puede ser una limitación por cuanto no reproduce la morfología real de la mandíbula que tiene secciones diferentes en el sector anterior medio o posterior, en general de diferente grosor latero-lateral y ocluso-gingival y siempre de mayor grosor en la base que en el reborde alveolar. Por otro lado la aplicación de carga uni o bilateral en la sobredentadura supone algún tipo de movimiento en la misma que es

transferido a la mandíbula, la cual no puede contrarrestarlo o modificarlo porque no se simuló el anclaje condilar, ni la acción de los músculos masticatorios o el efecto de la deflexión o deformación mandibular, lo cual supone otra limitación.

Una sección antero-posterior en la región anterior de la mandíbula o transversal en el resto, pone de manifiesto dos tipos de hueso, uno esponjoso en el interior (hueso trabecular o esponjoso) y otro más compacto (hueso cortical) de grosor variable que lo recubre. La elección de dos mm de grosor para este hueso está de acuerdo con la literatura, que en la mayoría de artículos de análisis finitos de sobredentaduras o prótesis parcial fija unitaria o no, relatan mayoritariamente grosores de 2 mm, (Dashti et al, 2013; Daas et al, 2008; Eskitascioglu et al, 2004; Hong et al, 2012), con 0,5 mm como grosor mínimo (Barao et al, 2009; Assunção et al, 2008). En cualquier caso el implante insertado estará rodeado de hueso cortical de dos mm de altura y el resto de hueso esponjoso. Desde un punto de vista biológico la interfase hueso implante es la región de mayor importancia clínica donde por efecto de las fuerzas oclusales ocurren los procesos de modelado y remodelado óseo que conducen a la conservación o a la pérdida de hueso periimplantario. Quizás la respuesta en uno u otro sentido no se obtenga por la modelización matemática de análisis de elementos finitos, ya que desde un punto de vista biomecánico, la variabilidad en las propiedades elásticas (módulo de elasticidad) del hueso alrededor del implante condiciona la respuesta del valor y distribución del estrés/deformación, y aunque se elijan diferentes propiedades elásticas del hueso cortical y trabecular periimplantario de acuerdo con la variabilidad de las propiedades del hueso y con la zona de la arcada que se considere, son elecciones que pueden limitar los resultados si se apartan mucho de los estudios a comparar. Además se asume un 100% (oseointegración total) de íntimo contacto en la interfase hueso/implante que no suele ocurrir en situaciones clínicas, todo ello para facilitar la modelización, los cálculos y en general el coste computacional. Esta simplificación en el contacto hueso/implante puede afectar de alguna manera a los resultados ya que siempre puede haber defectos en la oseointegración, estimándose un porcentaje de contacto variable del 30% al 70% (Schrotenboer et al, 2008), además se conoce que

la condiciones de esta interfase tienen una gran influencia en la intensidad del estrés en el área periimplantaria (O'Mahony et al, 2001) con mayor estrés en el hueso periimplantario con un contacto libre comparado o a uno íntimamente establecido al 100% (Weinans et al, 1993), el cual proporciona continuidad de desplazamiento y de vectores de tracción (Bonnet et al, 2009), esperándose menor estrés.

Por otro lado la densidad y calidad ósea no es uniforme en toda la mandíbula, con diferencias entre el sector anterior y posterior que tiene relevancia en la absorción, transferencia y respuesta biológica al estrés; así se escogió para el hueso mandibular entre la sínfisis y los caninos, un hueso tipo D2 de la clasificación de Lekholm y Zarb (Lekholm and Zarb, 1985) que es habitual en la sínfisis y sector anterior mandibular y hacia distal de los caninos un hueso D3 que es el más frecuente en los sectores posteriores, aunque ambos D2 y D3 son los más habituales en la mandíbula comparado al D1 (Sahin et al, 2002). Esto también puede ser una limitación dificultando la comparación con otros estudios que no tienen en cuenta las diferentes calidades de hueso o que solo simulan una calidad D2, D3 u otra.

Otra limitación que circunscribe la comparación a aquellos estudios con grosor semejante, es el grosor de la mucosa que recubre al hueso mandibular. Aunque el grosor es variable en una y otra zona del reborde óseo alveolar, se ha seleccionado y asumido un grosor de mucosa de 2 mm que es un valor frecuentemente repetido en estudios referidos a sobredentaduras mandibulares implanto-soportadas (Hong et al, 2012; Assunção et al, 2009; Hussein et al, 2013; Ozan et al, 2014), en otros se citan valores de 1, 3 e incluso 5 mm, pero habitualmente en un rango entre 1-3 mm. Asimismo, comprobada la influencia que tiene el mayor o menor grosos/resiliencia de la mucosa (Assunção et al, 2009) en la movilidad de las sobredentaduras, en el comportamiento de los ataches de bola/Locator y en la absorción y transferencia del estrés al hueso periimplantario, la asunción de 2 mm de grosor limita la comparación de nuestros datos, si bien es cierto que la mayoría de los estudios de elementos finitos se modelizan con un solo grosor de mucosa o bien no se cita, o no se tiene en cuenta esta variable.

La transferencia del efecto de las cargas oclusales al hueso periimplantario y de soporte, supone en las sobredentaduras un recorrido previo como mínimo a través de los dientes artificiales y la base de la sobredentadura, cuyo longitud (altura) y grosor varia y es diferente entre los sectores de una misma arcada. Este factor no se tuvo en cuenta, modelizando una estructura curva de grosor y altura uniforme de 10,7 mm, como tampoco se tuvo en cuenta las propiedades diferentes del acrílico de los dientes y el de la base, modelizandolo todo como una sola unidad de acrílico; asimismo tampoco se consideró el coeficiente de fricción entre la base protésica y la mucosa como implementan otros autores (Hussein et al, 2013). Todo esto puede ser otra limitación, habida cuenta de la importancia que tiene en la distribución del estrés los brazos de palanca y momentos de rotación aumentados como consecuencia de variaciones en la altura coronal clínica representada en este caso por la altura otorgada a la base. O quizás no tanto, puesto que en muy escasos estudios se menciona el grosor de la base con valores de 9, 10, 12 y 15 mm. Se eligieron 10 mm de altura al igual que Hong et al (2012), porque de forma empírica se consideró que era un promedio aceptable combinando altura de dientes (anteriores y posteriores) y grosor de la base. Por otro lado, aunque en la literatura odontológica no se recoge este dato, la longitud total modelizada de la base fué de 106 mm (53 mm a cada lado de la línea media), que corresponde a la distancia lineal entre la cara distal del 2º molar de un lado a la del 2º molar del otro lado, de acuerdo a la suma del promedio de longitud mesio-distal de cada diente de una hemiarcada mandibular. Este proceder permite valorar el efecto cantiléver a partir del lugar de aplicación de la carga y la situación de los dos implantes; en cualquier caso para una carga posterior uni o bilateral con implantes posteriores en segundo premolar/primer molar el cantiléver era de 10 mm. Esta asunción permite hacer comparaciones con aquellos ensayos que con dos, tres, cuatro o más implantes para sobredentaduras con atache de barra o bola, contemplan el efecto cantiléver.

En cuanto al implante utilizado como base para la modelización, se seleccionaron dos implantes de 4 mm de diámetro y 10 mm de longitud, en base a la disponibilidad, con características de conexión interna, cuello

pulido, rosca, tratamiento de superficie y geometría habituales y de uso frecuente en la praxis implantológica en nuestro medio. Independientemente de la influencia que tiene el diámetro y la longitud del implante en el estrés periimplantario, estos dos factores no están estandarizados ni hay norma que los regule en los ensayos odontológicos. Cada autor utiliza casas comerciales o fabricantes diferentes que en ocasiones no mencionan, unos de conexión interna, otros externa y otros no lo dicen. El diámetro y la longitud son variables, predominando el diámetro estándar de 4, 4,1, 4,3 mm, o 3,75 mm (Barao et al, 2013; Daas et al, 2008; Dashti et al, 2013; Porter et al, 2002), con menor profusión de diámetros más estrechos de 3,3 mm (Hussein et al, 2013; Tanino et al, 2007), 3,5 mm (Ozan et al, 2014). Y para la longitud ocurre lo mismo, los 10 mm elegidos son de una longitud intermedia entre los implantes cortos de 8-10 mm o menos y los largos de 12 mm o más, siendo una longitud habitual para colocarlos en sectores posteriores distales al conducto mentoniano en desdentación parcial y para desdentados totales, que han sufrido reabsorción del reborde óseo alveolar más o menos intensa, para el área interforaminal (entre los dos conductos mentonianos), que es el lugar más frecuente de posicionamiento de dos o cuatro implantes para una sobredentadura mandibular. En la literatura consultada y referida solo a sobredentaduras mandibulares y análisis finitos, el rango de longitud de los implantes es entre 10-14 mm, con predominio de las longitudes de 10-10,5 mm, seguida por los implantes de 11-11,5 y los de 13 mm y menor representación tienen los implantes largos de 14 mm. En cualquier caso el diámetro y longitud de los implantes, no parecen ser variables de importancia comparadas a otras como los ataches, en la investigación de sobredentaduras implantosoportadas; no suponiendo ninguna limitación la longitud seleccionada.

La selección de la diferente situación y separación de los dos implantes en la arcada mandibular obedeció por un lado a criterios clínicos o de conveniencia; en la zona interforaminal no hay ningún elemento anatómico importante que se pueda lesionar, en caso de necesidad por reabsorción ósea extrema el implante se puede anclar en ambas corticales, la cirugía es más accesible y fácil y además los consensos de McGill (Feine et al, 2002) y York (Thomason et al, 2007) recomiendan esa situación. Y por

otro a la duda empírica de por qué no posicionar un implante a los dos en zona posterior mandibular, a semejanza de lo que se indica en prótesis parcial removible convencional que para minimizar los movimientos de rotación de la base se añaden más complejos retentivos alejados hacia mesial o distal del eje de rotación. El modelo con implantes en aspa responde a este criterio y el modelo con dos implantes posteriores simplemente a encontrar respuesta biomecánica para su no indicación. La separación intercentros de los implantes a partir de la línea media anterior mandibular, para aproximarse a la realidad, se calculó en base al promedio de longitud mesio-distal de la corona de cada diente de la arcada (incisivo central 5 mm, lateral, 5,5 mm, caninos y premolares 7 mm, primer molar 11 mm, segundo molar 10,5 mm). Diferencias en la localización y separación de los implantes pueden constituir una limitación para la comparación con otros estudios de localización semejante y diferente distancia entre los implantes, por la repercusión que puede tener en el estrés óseo periimplantario y los ataches, el establecimiento de un mayor/menor brazo de palanca. En cualquier caso, no son frecuentes estudios similares al de este proyecto que comparen ambiente biomecánico de diferente situación de dos implantes. Con situación a nivel de incisivos laterales separados 14 mm, en caninos (28 mm) y en premolares (42 mm) se encuentra el estudio de Hong et al, (2012); con técnica extensométrica 2 implantes en incisivos laterales o caninos el de Cekiç et al, (2007), también el de Hegazy et al, (2013) con implantes en el primer premolar o en el segundo molar e incluso se puede considerar el de Prakash et al, (2009) con dos implantes a nivel de caninos y segundos premolares pero conectados por una barra a cada lado. Para el resto de ensayos la posición de los implantes es en la región anterior, en zona intersinfisaria o interforaminales pero con una mayoría de autores que los localizan a nivel de caninos, algunos indicando la distancia, 20 mm (Liu et al, 2013;; Haruta et al, 2011; Tabata et al, 2010; Barao et al, 2009; Spazzin et al, 2011), 22 mm (Kono et al, 2014; Elsyad et al, 2013), 28 mm (Hong et al, 2012). Para la posición a nivel de laterales, separados 7 mm de la línea media los coloca Ozan et al, (2014), a 8 mm Menicucci et al, (1998), Dashti et al, (2013) y a 13 mm intercentros, Hong et al, (2012). La variabilidad en la posición y distancia entre los implantes, la no combinación de posiciones en

un mismo estudio y otras variables diferentes, hacen que los datos de unos y otros estudios y los nuestros no sean estrictamente comparables.

De los posible y diferentes ataches para retener una sobredentadura, se seleccionó el atache axial tipo botón Locator por su amplia aceptación en nuestro medio y por la convicción clínica empírica de su mejor comportamiento comparado a ataches de barra u otros ataches axiales tipo bola o semejantes. Sin embargo independientemente de casos y estudios clínicos relacionados con este atache, los ensayos biomecánicos con técnicas de análisis de elementos finitos, extensometría u otros para evaluar su comportamiento no se han prodigado en la literatura odontológica al uso. Por debajo de 2010-12, prácticamente el atache Locator es desconocido para los investigadores; el grueso de artículos se centra fundamentalmente en el estrés en el hueso periimplantario, terreno de soporte, estructura protésica y otras variables, transferido por los ataches de barra en diferentes condiciones de experimentación (grosor, sección, aleación, altura, desajuste clip resiliente o no, sin o con voladizos de diferente longitud combinados o no a atache de bola, etc.), o bien el interés recae en ataches de bola principalmente tipo O´ring y menos tipo ERA, Dalbo o magnéticos, solos o combinados con barras en un mismo ensayo (Manju et al, 2013; Dashti et al, 2013; Hussein et al, 2013; Bilhan et al, 2013; Çekiç et al. 2007; Porter et al, 2002; Tabata et al, 2010; Barao et al, 2009; Assunçao et al, 2008; Meniccuci et al, 1998). Sin embargo en los últimos años es posible encontrar ensayos centrados en el estrés óseo periimplantario con Locator comparado a bola y diferente longitud de implante insertado (Ozan et al, 2014), o con bola y magnético (Goto et al, 2014) o evaluando la influencia de carga vertical e inclinada unilateral (Liu et al, 2013). En cualquier caso en número escaso y condiciones diferentes, que supone otra limitación, ya que se harán comparaciones cualitativas con estudios con otros ataches de barra, de bola o botón semejantes pero con diferente comportamiento biomecánico, e incluso las comparaciones con aquellos que empleen Locator tampoco habrá excesiva comparabilidad. Otro apunte para señalar la necesidad de regular y estandarizar los procedimientos. Se estimó una altura de 4 mm de altura del cuerpo del patris del atache para su modelización basado en el promedio de 2 mm de

grosor de la mucosa; esta altura es solicitada habitualmente para el sector anterior y supone una cierta limitación por cuanto no se suele indicar en los artículos para ningún atache axial, a pesar de su influencia en los momentos de rotación y efecto palanca en el sistema atache/implante/hueso periimplantario, a semejanza de lo relatado por Hong et al (2012) con ataches de bola de 4 mm o por Ozan et al, (2014) con altura de implante recubierto de hueso diferente de un lado a otro, o con barras de distinta altura y plano oclusal de Ebadian et al (2012), o el diferente grosor de la mucosa (Haruta et al, 2011; Assunção et al, 2009). Asimismo se modelizaron los dos componentes de la matrix, la capsula metálica de titanio y especialmente la camisa de material resiliente (bajo módulo de elasticidad) alojada en su interior que es la que realmente establece la superficie de contacto con el patix o macho del implante. Ni la casa fabricante inicial (Zest Anchor de Escondido, California), ni las diferentes casa comerciales actuales que los fabrican, incluida la empresa fabricante de los implantes de este proyecto, proporcionan información referente a los módulos de elasticidad y coeficiente de Poisson del material resiliente del matrix para cada uno de sus grados de fuerza de retención; además el material puede ser diferente de un fabricante a otro, bien a base de poliamida (nylon), polimetilmetacrilato (PMMA) u otro. Se eligió el nylon con módulo de elasticidad de 28,3 MPa y 0,4 de coeficiente de Poisson como manifiesta Liu et al, (2013) de acuerdo con la información del fabricante. Vista la influencia de la rigidez del material del matrix en los movimientos de la sobredentadura y en la transferencia del estrés al hueso periimplantario y en general al sistema atache/implante/hueso (Fernandez dos Santos et al, 2014; Dashti et al, 2013; Jayaraman et al, 2012; Daas et al, 2008), la elección del nylon es una limitación más, que restringe el campo de comparación a los ataches con el mismo o semejante material y plantea dudas al comparar los datos con estudios que utilizan material diferente.

En cuanto a la cantidad de fuerza, lugar de aplicación y dirección seleccionados, se tuvieron en cuenta algunos considerandos. Durante la masticación, deglución y en hábitos parafuncionales, que son las situaciones habituales de contacto dentario y aplicación de carga sobre los dientes y/o las prótesis, tienen lugar patrones y sistemas de fuerzas complejas

difícilmente comparables con otros sistemas de fuerzas e imposibles de reproducir matemáticamente o por los medios de análisis mecánico disponibles. Por otro lado, comparar dos sistemas de fuerzas requiere una representación simplificada con carga estática y además el sistema de fuerzas oclusales es no coplanar y no concurrente por lo que solo puede ser reducido a un sistema de parejas de fuerza equivalente en un punto determinado, en la opinión de Watanabe et al, (2005). En el ensayo se aplicaron cargas estáticas verticales en diferentes lugares de la base protésica y de distinta magnitud en sector anterior y posterior intentando reproducir aquellos posibles que se pueden dejar en una sobredentadura con o sin ajuste oclusal. En cualquier caso no reproducen las características de dinamicidad, frecuencia, no axialidad e impacto que suceden en masticación normal, lo que puede ser una limitación para inferir clínicamente los resultados y/o compararlos con otros estudios; aunque no tanto puesto que todos los autores utilizan carga estática con solo diferencias en la cantidad y lugar de aplicación. La combinación de carga unilateral de diferente situación, carga bilateral posterior con y sin carga anterior en un mismo estudio no se frecuente en la literatura; se aproximan los estudios de Hong et al, (2012) con carga bilateral y unilateral posterior; Ozan et al, (2014; Liu et al, (2013), con carga unilateral anterior y posterior; Bilhan et al, (2013) e Elysad et al, (2013b) con carga bilateral y unilateral derecha, añadiendo Porter et al (2002) carga anterior. También es poco frecuente el ensayo con carga bilateral posterior con attaches de bola o barra (Petrie et al, 2014; Dashti et al, 2013; Eser et al, 2009), predominando aquellos que aplican carga unilateral posterior, en canino, en la línea media o incisivos centrales, con frecuencia en un mismo estudio.

Por otro lado, si la variabilidad en el lugar de acción de la fuerza entre estudios es importante, aún lo es más en la cantidad de fuerza aplicada que corre paralela a la variabilidad relatado en la literatura. Es bien sabido que en sujetos sanos e independientemente de otros factores o y de su grado de desdentación o restauración protésica que porten, la fuerza oclusal varía dependiendo del sector de la arcada que se considera. A este respecto, Watanabe et al, (2005), en in ensayo in vivo estima la proporción y cantidad de fuerza simultáneamente para cada diente de la arcada con

valores máximos de 250 N en el segundo molar y 5,1 N y 7,1 N en incisivo lateral y central respectivamente , que por supuesto ningún estudio tiene en cuenta. Los 150 N del ensayo, próximos a los 161,8 N citados por Watanabe et al, (2005) para el primer molar están cerca del promedio registrado en pacientes con implantes (Morneburg and Pröschel, 2003; Morneburg and, Pröschel, 2002), considerándose además una fuerza oclusal normal próxima a las fuerzas de masticación actual, (Proeschel and Morneburg, 2002; Helkimo et al, 1977) y coincidiendo con la elección de otros artículos de elementos finitos en sobredentaduras (Oliveira de Almeida et al, 2011; Chun et al, 2005; Ebadian et al, 2012). Sin embargo la dispersión es enorme desde los 15 N (Greco et al, 2009), hasta 200-220 N (Hussein et al, 2012; Jayaraman et al, 2012) y los 250 N (Baggi et al, 2008), con cierto predominio o predilección por las cargas de 100 N, (Ozan et al, 2014; Liu et al, 2013; Barao et al, 2013; Hong et al, 2012; Porter et al, 2002; Daas et al 2008) y las de 50-70 N (Petri et al, 2014; Hong et al, 2012; Goto et al, 2014; Kono et al; Hegazy et al, 2013; Haruta et al, 2011). Por otro lado se eligió una fuerza de dirección vertical/axial al plano oclusal de la base protésica para cada lugar de aplicación, basado en que el principal componente de las fuerzas masticatorias, sobre todo para los sectores posteriores, es perpendicular o casi al plano oclusal (Curtis et al, 2000), aunque siempre puede haber un componente horizontal (o de cizallamiento) que es peor soportado transmitiendo mayor estrés al terreno de soporte (Sahin et al, 2002; van Oosterwyck et al, 1998; Meijer et al, 1993). La simulación de este componente inherente a cualquier fuerza no axial de mayor o menor angulación no se realizó, reduciéndose por ello la representación biomecánica de muchas situaciones clínicas que cursan realmente con cargas inclinadas, lo que también puede considerarse como una limitación. En la literatura odontológica referente a análisis de elementos finitos y sobredentaduras se encuentran estudios con carga vertical, otros que omiten la dirección y no es infrecuente que se ensayen implantes inclinados o cargas inclinadas solas o en combinación con carga vertical en un rango de 20-60 grados, 60° (Chun et al, 2005), 45° (Liu et al, 2013; Greco et al, 2009), 30° (Barao et al, 2013; Petri et al, 2014), 20° (ÇekiÇ et al, 2007). Toda esta variabilidad en la dirección y magnitud de las cargas oclusales también es una limitación para la comparación de resultados y sería necesario una

estandarización en la magnitud y en el grado de angulación de la fuerza para estudios futuros, así como la simulación de la acción de los músculos masticatorios, la deflexión mandibular y el desplazamiento/rotación condilar, que tampoco se consideraron.

6.2. DEL ESTRÉS OSEO PERIIMPLANTARIO EN LOS CUATRO MODELOS DE SOBREDENTADURAS.

Las sobredentaduras son prótesis de arcada completa mucosoportadas e implantoretenidas que constituyen una opción válida y fiable de indicación para el desdentado total de una u otra arcada. Con parámetros funcionales, estéticos y de confort personal, una prótesis fija de arcada completa debiera ser la primera opción para el desdentado total, pero la mayoría de las veces condicionantes económicos, clínicos o personales hacen que este tipo de tratamiento no sea posible. En estos supuestos, una sobredentadura maxilar o mandibular mucosoportada e implanto-retenida por dos implantes es un tratamiento rápido, más económico, y especialmente indicado para pacientes de mayor edad o de la tercera edad, que en general son los principales destinatarios de este tipo de prótesis. Así lo entiende y se recomienda en los consensus de York y McGill, (Thomason et al, 2009; Feine et al, 2002).

No obstante, aparte de otras cuestiones, una de las más importantes es determinar la mejor posición de ubicación de los dos implantes, que permita conjugar la máxima retención posible con el mínimo estrés óseo periimplantario, para los implantes, los componentes de los ataches y el hueso de soporte en función de la cantidad y lugar de aplicación de la carga oclusal. Cuestiones que aún no están suficientemente clarificadas y que el método de análisis por elementos finitos pretende dilucidar ya que es una herramienta útil para simular diferentes condiciones de carga en un modelo protésico y la repercusión del estrés/deformación en el terreno de soporte y elementos de retención y protésicos.

Cuando se aplica una **CARGA UNILATERAL POSTERIOR**, por ejemplo en el lado izquierdo de la base protésica, nuestros datos han

mostrado que para cualquier situación de los dos implantes de retención de la sobredentadura, la mayor tensión se registraba en el hueso periimplantario del implante del lado de la carga en comparación al lado de no carga. Este hallazgo parece ser una constante para las sobredentaduras de arcada mandibular independientemente del tipo de atache y del método de evaluación utilizado sea mediante extensometría, fotoelasticidad o análisis de elementos finitos.

Con técnica extensométrica, Manju and Sreelal (2013), relatan similares resultados con los dos implantes en caninos ferulizados con barra o sin ferulizar con ataches magnéticos o en bola tipo O'ring. Esta tendencia de mayor estrés/deformación en los implantes o hueso periimplantario del lado de carga o de trabajo se mantiene en todos los estudios extensométricos con dos implantes desde los más antiguos hasta los más modernos, (Porter et al, 2002; Çekiç et al, 2007; Haruta et al, 2011; Elsyad et al, 2013a; Hegazy et al, 2013; Bilhan et al, 2013; Goto et al, 2014), se realicen estos con diferencias en la magnitud de la carga, que suele oscilar entre un mínimo de 10 N (Elsyad et al, 2013a) hasta un máximo de 100 N (Porter et al, 2002; Bilhan et al, 2013); con diferentes tipos de ataches sean estos de barra con diferentes características y clips (Manju and Sreelal, 2013; Elsyad et al, 2013a; Bilhan et al, 2013; Porter et al, 2002; Çekiç et al, 2007) , axiales bien tipo bola resiliente o no (Manju and Sreelal, 2013; Goto et al, 2014; Hegazy et al, 2013; Bilhan et al, 2013; Haruta et al, 2011; Porter et al, 2002; Çekiç et al, 2007), magnéticos (Porter et al, 2002; Goto et al, 2014; Haruta et al, 2011) o mezcla de varios tipos (Manju and Sreelal 2013; Goto et al, 2014; Bilhan et al, 2013; Haruta et al, 2011; Porter et al, 2002; Celik and Uludag, 2007), o con diferencias en el lugar de aplicación, más frecuentemente en el primer molar derecho que en el segundo premolar.

En aquellos que utilizan como atache axial una bola resiliente o no, en combinación o no con otro tipo de atache y que serían los más parecidos a nuestro ensayo, se relata que con ataches de bola en posición de los caninos (Manju and Sreelal, 2013; Goto et al, 2014; Elsyad et al, 2013a; Haruta et al, 2011; Çekiç et al, 2007) y para una carga unilateral posterior aunque variable de unos a otros, la tensión/deformación periimplantaria así

como el momento de flexión era menor comparado al de la barra con clip pero menor que con un atache magnético (Manju and Sreelal, 2013), aunque con cierta dependencia del grosor de la mucosa ya que a medida que aumenta de 1,5 mm a 3 mm disminuye el estrés periimplantario y el momento de flexión con el atache de bola aumentando con el magnético, y lo contrario ocurría en el lado de no carga con el momento de flexión (Haruta et al, 2011). Datos similares se citan en artículos extensométricos y de fotoelasticidad previos (Porter et al, 2002; Kenney et al, 1998; Tokuhisa et al, 2003), señalándose en alguno que con una fuerza axial en el implante del lado de carga el estrés fue mínimo con un atache de bola (Meijer et al, 1994). Sin embargo este comportamiento de los ataches de bola no está de acuerdo con los datos de otros estudios que encuentran que con carga unilateral vertical o inclinada 20° en el segundo premolar, mayor de 20 N y hasta 60 N, la deformación a nivel de los implantes con el atache de bola era sensiblemente mayor que con la barras tuviesen o no cantiléver y lo contrario ocurría en el lado de no carga (Çekiç et al, 2007); a similar conclusión también llegó Bilhan et al, (2013) con 100 N de carga vertical uni y bilateralmente.

Esta aparente discordancia entre los diferentes ensayos plantea la duda clínica si ante carga inmediata o con carga diferida en una sobredentadura mandibular con dos ataches, es preferible biomecanicamente su ferulización con barra con o sin extensión distal o no ferulización utilizando un atache de bola. Cuestión hasta aquí no resuelta, aunque los partidarios del atache de bola resiliente por la forma del macho o por el componente plástico de la hembra, argumente que el efecto de absorción del estrés por este componente hace que no se trasmite tanta fuerza al implante y hueso periimplantario, a la vez que propicia un menor desplazamiento de la base protésica comparado a un atache magnético o en barra (Goto et al, 2014; Manju and Sreelal, 2013; Porter et al, 2002); siendo por tanto preferibles los ataches de bola. Incluso en el estudio de Goto et al, (2014), con ataches de bola y Locator, los movimientos de rotación, de cabeceo y rodado de la base protésica, fueron menores o no existían comparado al atache magnético, con dependencia de la carga de instalación de la hembra del Locator, que hace que con mayor fuerza de instalación de

la hembra disminuya la fuerza resultante en los implantes en el lado de carga y en el contralateral. Sin embargo a nivel del reborde alveolar del lado de carga, la fuerza resultante aumenta con el aumento de la fuerza de instalación de la hembra y en el lado de no carga disminuye. No obstante los movimientos de la base con atache de bola son siempre mayores en el lado de carga que en el contralateral y aunque son menores con grosores de mucosa de 3 mm comparado a 1,5 mm (Haruta et al, 2011), clínicamente es preferible que no existan o sean mínimos, y por tanto debe ser cuestionada la carga posterior unilateral.

Por otro lado, y cuestión no menos importante y también en controversia, es la naturaleza compresiva o de tracción del estrés y su localización. Cuando esto se relata en los estudios extensométricos, parece ser que una deformación compresiva ocurre por vestibular del implante del lado de carga y de tracción por lingual del implante de no carga (Manju and Sreelal, 2013), en cualquier caso muy semejante esta distribución a la de nuestros datos aunque no se haya precisado la naturaleza. Sin embargo de acuerdo con los resultados de Çekiç et al, (2007), la tensión alrededor de los implantes en el lado de carga con atache de bola era principalmente por distal y de naturaleza compresiva, lo que no implica que solo estrés compresivo ocurra alrededor de los implantes no ferulizados, siendo más probable una combinación de estrés de compresión y tracción, debido a los momentos de flexión que ocurren (Frederick and Caputo, 1996; Iplikçioğlu et al, 2003); en el lado de no carga, el estrés era de tracción sobre todo con los ataches en barra. Esta generalización del estrés de tracción con las barras, puede ser debido a que cuando se cargan unilateralmente dos implantes ferulizados, en el lado contralateral se produce un efecto de inclinación que provoca estrés de tracción. Este efecto no es exclusivo de las barras, no siendo por tanto el tipo y diseño del atache el factor más importante, sino la magnitud de la deformación que tendrá un importante papel en la biomecánica de los implantes y particularmente en el devenir de los implantes no ferulizados con carga inmediata. A pesar de esto, la magnitud y naturaleza del estrés intraóseo alrededor de los implantes dentales está aún sin dilucidar completamente y el mayor estrés transferido por el atache de

bola comparado a barras del ensayo de Çekiç et al, (2007) debería ser replicado.

Cuando con carga unilateral posterior se modifica la situación de los dos implantes de la sobredentadura mandibular a una situación más anterior (próximos o a nivel de incisivos laterales) o a una situación más posterior (a nivel de segundos premolares, primeros molares o más distalmente), la cantidad de estrés óseo periimplantario registrada en nuestro ensayo con implantes en incisivos laterales es ligeramente mayor y algo menor en el lado de carga y no carga respectivamente, mientras que con los implantes en posición de segundos premolares es significativamente menor en ambos lados, comparado a estar situados a nivel de caninos. Aunque no exactamente comparables, estos resultados están de acuerdo con los datos del estudio extensométrico de Hegazy et al, (2013), que en una sobredentadura mandibular removible con dos implantes a nivel de primeros premolares o en segundos molares con atache de bola y 70 N de fuerza, encuentra un menor estrés/deformación alrededor de los implantes más distales en comparación a situarlos más anteriormente tanto se aplique la carga central o unilateralmente; igual tendencia pero con escasa diferencia en los valores de deformación para el lado de carga lo señala Bilhan et al, (2013) con carga unilateral y bilateral de 100 N e implantes en incisivos laterales y primeros premolares. La explicación más plausible para este fenómeno está relacionada con la minimización de cantilevers, con una mayor estabilidad protésica al minimizarse el movimiento vertical y otros de la base protésica y con un menor efecto de palanca, al estar situados los implantes más distales más cerca del lugar de aplicación de la carga, tal como también se relata para prótesis parciales removibles (Ohkubo et al, 2007; Cunha et al, 2008).

En otros estudios extensométricos conducidos por Porter et al, (2002) y Çekiç et al, (2007) con dos implantes en posición intermedia entre incisivos laterales y caninos con ataches de bola y barra, no es posible una comparación con nuestros datos al ser diferente la carga, los ataches de bola e incluso el tipo de sobredentadura, aunque uno de los ataches testados por Porter et al, (2002) era un Locator antiguo, semejante pero

diferente al actual. En este último estudio se sigue manteniendo la tendencia de mayor momento de flexión y estrés alrededor de los implantes del lado de carga para cualquiera de los ataches en prueba, con la característica que el que mayor fuerza transmitía era el atache Locator antiguo, siendo otro atache de bola (el ERA), el que menos transmitía, con las barras en posición intermedia. Aunque las barras con componentes menos rígidos y los ataches ERA permitían menores momentos en los implantes que los ataches más rígidos incluyendo el Locator antiguo que se explica por su diseño intrarradicular con un componente de la hembra que se introduce más hacia apical en el macho y por tanto más cerca del reborde alveolar (Porter et al, (2002).

Con la técnica fotoelástica de evaluación del estrés/deformación y para carga posterior unilateral, los ensayos son menos frecuentes pero también se relata la tendencia general de mayor estrés/deformación periimplantario en los implantes del lado ipsilateral de carga comparado al contralateral, situados en zona intersinfisaria, para cualquier tipo de atache sea de bola tipo ERA o barra con ataches distales rígidos o no (Celik and Uludag, 2014), mostrando además que los implantes con ataches de bola ERA fueron los que menos estrés transmitían; todo lo cual está de acuerdo en general con estudios fotoelásticos anteriores (Kenney et al, 1998; Machado et al, 2011).

Con el método de análisis de elementos finitos como medio de evaluación del estrés en sobredentaduras mandibulares con dos y más o menos implantes, se encuentran en la literatura odontológica numerosos ensayos referidos prácticamente a todas aquellas variables referidas a tipo y características de los diferentes ataches, nº y situación de los implantes, calidad y características del hueso mandibular, base y estructura protésica y lugar de aplicación, cantidad y distribución de la carga oclusal, que puedan influir en la cantidad y distribución del estrés en hueso periimplantario, implantes, reborde alveolar y ataches. Con esta base y con carga unilateral posterior, el ensayo de Fernandes dos Santos et al, (2014) con dos implantes anteriores (a nivel de caninos), aunque con barras de diferente sección, clips de diferente rigidez, desajuste vertical y carga de 100 N en el

lado del desajuste, es decir en condiciones desfavorables, muestra que en todas las situaciones, el mayor estrés/deformación en el hueso periimplantario ocurría en el lado de carga. Resultado que no se aparta de la tendencia general, concordante con nuestros datos y otros estudios de elementos finitos recientes y más antiguos que sistemáticamente relatan mayor estrés en el lado de carga comparado al de no carga, con cualquier tipo de atache de bola, botón o barra o número de implantes (Ozan and Ramoglu, 2014; Liu et al, 2013; Barao et al, 2013; Daas et al (2008); Hong et al, 2012; Ebadian et al, 2012) e independientemente de la situación más anterior o posterior de los implantes y ataches. Este comportamiento es una constante con carga unilateral posterior y ocurre tanto en sobredentaduras con dos como con cuatro implantes interforaminales estén ferulizados con barras o sin ferulizar con ataches de bola (Barao et al, 2013; Ebadian et al, 2012). La carga asimétrica de mayor o menor intensidad que se utiliza en los estudios con análisis de elementos finitos como medio de simular la tendencia a la inclinación de la prótesis, observada en el ensayo de Daas et al (2008), hace que la base protésica del lado de trabajo o carga se mueva hacia abajo mientras que la del lado de no carga o de no trabajo se mueve hacia arriba, con lo que en el lado ipsilateral se hace más solidaria del área de soporte y puede aumentar el estrés. Este hecho, supone que la prótesis rota en el plano sagital alrededor de un eje de fulcro cuya posición puede cambiar y debido a la forma del atache y/o resiliencia de su hembra, el movimiento de la prótesis puede ser completamente diferente de sus ataches cuando estos son independientes, cambiar la dirección del movimiento y hasta incluso reducir la magnitud del estrés en los implantes (Barao et al, 2009). El mayor estrés ipsilateral, tiene importancia clínica por cuanto en la fase inicial de la masticación, el bolo alimenticio se coloca en un lado de la sobredentadura (lado de trabajo y lado preferido de masticación), mientras que en el contralateral no hay contactos oclusales que contrarresten la inclinación de la prótesis a la vez que se altera su plano de flexión, resultado que hace recomendable la masticación bilateral. Además también es una característica de inestabilidad protésica, que apoya la recomendación de conseguir oclusión balanceada bilateral para las sobredentaduras implanto-soportadas.

No obstante dentro de esta tónica general, el comportamiento de los diferentes attaches no es similar. Con implantes a nivel de incisivos laterales, carga unilateral de 100 N y attaches de bola y Locator (semejante al de nuestro estudio), el estrés óseo periimplantario era menor con el atache de bola comparado al Locator, aunque modulado por la altura del hueso alveolar, de tal forma que a mayor altura en el lado de trabajo comparado al de no trabajo, menores valores de estrés se registraban (Ozan and Ramoglu, 2014); cuestión ya apuntada en estudios previos donde se relata que cuando disminuye la altura mandibular aumenta significativamente el estrés alrededor de los implantes (Meijer et al, 1993) o que la deformación y el estrés que se trasmite al hueso a través de los implantes varía en función de la calidad ósea y otros factores como puede ser la altura mandibular (Sevimay et al, 2005). Los mayores valores de estrés óseo periimplantario con el Locator de este estudio, podrían estar de acuerdo con el mayor valor de estrés también registrado con los implantes en laterales en nuestro ensayo comparado a situarlos en caninos o premolares. Este resultado está en franca contradicción con estudios de elementos finitos con Locator y carga unilateral posterior que relatan lo contrario, menor y mejor distribución del estrés con implantes en laterales (Hong et al, 2012), clínicos que postulan esa posición para minimizar la rotación posterior (Lee and Agar, 2006), y textos formativos que la recomiendan por la ventaja mecánica de proveer mejor estabilidad a la sobredentadura, (Taylor TD, 2003) o por hacer posible poder colocar implantes adicionales si fuese necesario (Vogel RC, 2008), añadido o un menor efecto balancín con mayor confort para el paciente.

Con posición de implantes/attachés a nivel de caninos, que suele ser de frecuente indicación para sobredentaduras mandibulares, la influencia de una carga posterior unilateral vertical o inclinada a nivel del primer molar, con attaches Locator sobre el estrés óseo periimplantario, queda mostrada por Liu et al, (2013), constatando que una carga vertical transfiere menor cantidad de estrés/deformación alrededor de los implantes que una carga inclinada vestibulo-lingual de 45° (la de este artículo), así como que la mesialización de la carga hacia una posición de aplicación más anterior a nivel de incisivos, aumenta el estrés/deformación óseo alrededor de los

implantes en caninos. El aumento del estrés con carga inclinada comparada a vertical o axial es una constante en el método de análisis finito para cualquier tipo de restauración implantosoportada, que no requiere mayor comentario; sin embargo nuestros resultados no apoyan que una carga anterior aumente el estrés óseo periimplantario a nivel de caninos, al contrario tanto para el lado de carga como de no carga, disminuía el estrés óseo de los implantes en caninos con la aplicación de carga más anterior comparada a unilateral posterior. Esta discordancia puede ser debida a diferencias en el diseño del experimento y posiblemente al menor brazo de palanca de aplicación de la fuerza desde una posición anterior hasta caninos que desde una posición posterior.

Sin embargo esta explicación puede ser simplista y necesitar otra argumentación, puesto que en un estudio similar al nuestro (Hong et al, 2012), con diferente situación de los implantes (laterales, caninos y premolares), ataches de bola de diferente altura y carga bilateral o carga unilateral de 100 N en primer molar, se relata que con carga unilateral, el menor estrés óseo periimplantario en el lado de carga se hallaba con los implantes en laterales, aumentando a medida que los implantes se situaban más posteriormente, de tal forma que el mayor estrés óseo alrededor de los implantes se registraba cuando estos se encontraban más cerca de lugar de aplicación de la fuerza, (en posición de premolares) y además con cierta dependencia de la altura del atache, de tal forma que su aumento se traducía en un incremento importante del estrés comparado a menor altura. Resultado en concordancia con la reducción de la altura de barra respecto a cresta gingival, aunque se relata que el máximo estrés periimplantario se registró con una altura de 1,5 mm de barra (comparada a 0,5 mm y 2 mm) y de plano oclusal de 9 mm (comparado a 12 y 15mm), (Ebadian et al, 2012) Con independencia de la altura del atache y otras características del diseño experimental, este resultado no está de acuerdo con los datos de nuestro estudio ni con los de los ensayos extensiométricos descritos anteriormente (Hegazy et al, 2013; Bilhan et al, 2013). Lo contrario ocurría en el lado contralateral, disminuía el estrés óseo con la distalización de los implantes.

La posición de dos implantes en situación de segundos premolares o primeros molares para una sobredentadura mandibular no es una situación clínica frecuente ni tampoco motivo de mucha investigación, pero es una opción posible, que en nuestro ensayo, el estrés mostrado en carga unilateral posterior no modifica la tendencia descrita para el lado de carga, aunque su magnitud es sensiblemente menor tanto para el lado de carga como de no carga comparada a estar situados los implantes en caninos o en laterales. Para esta posición, los estudios basados en análisis de elementos finitos no son frecuentes, alguno de 4 implantes en combinación con dos en caninos (Petri et al, 2014), otro similar al nuestro con tres modelos con implantes en laterales, caninos y premolares (Hong et al, 2012), que ya ha sido comentado. El no acuerdo de nuestros datos con los de este último autor y más en línea con los estudios extensiométricos (Hegazy et al, 2013; Bilhan et al, 2013), requiere una argumentación biomecánica, que también ha sido comentada, y más cuando nuestros datos muestran que al aumentar el brazo de palanca por aplicar unilateralmente la carga a nivel anterior (línea media), aumenta el estrés óseo alrededor de los implantes en premolares. Sin otros considerandos, clínicamente se podría recomendar la posición de implantes en premolares para una masticación unilateral realizada con carga oclusal posterior y mínima o nula fuerza anterior, lo que está de acuerdo con la recomendación universal de masticación con los dientes posteriores, que los dentistas hacen a los portadores de prótesis completas, aunque siempre añaden por “los dos lados a la vez”.

A pesar del acuerdo cuasi unánime de un mayor estrés óseo alrededor de los implantes del lado de carga unilateral posterior, algunos estudios discrepan de esta tendencia general. Así se recoge en el ensayo de Ebadian et al, (2014) con barra Dolder y clip, que halla más estrés óseo en el implante contralateral aplicando cargas de 15 y 30 libras en el primer molar tanto si los implantes eran perpendiculares al plano oclusal como si divergían 20 grados; o en el de Hussein OM, 2013 con barra y barra con ataches ERA distales a la barra bilateralmente, que relata que solo en el modelo de atache de barra con los ataches ERA distales, el estrés óseo periimplantario era algo mayor en el lado contralateral de carga comparado al de no carga y mayor al comparado con barra solo. Basándose en estudios

precedentes fotoelásticos (Celik and Uludag, 2007; Frederick and Caputo, 1996), Ebadian et al, (2014) intenta explicar este fenómeno diciendo que la aplicación de carga posterior aumenta el estrés transferido al reborde alveolar por la base protésica mientras que simultáneamente se reduce la carga al implante ipsilateral.

En el modelo con los implantes en aspa, nuestros datos señalan que independientemente de donde se aplique la carga posterior unilateral, la tendencia de mayor carga en el lado ipsilateral se mantiene, aunque con valores de estrés óseo periimplantario hasta cuatro veces más cuando la carga se aplica en el lado del implante más anterior. Este hecho que puede tener una explicación biomecánica, no puede ser comparado, puesto que en la revisión bibliográfica efectuada, los artículos relativos a sobredentaduras implanto-retenidas mandibulares comparan resultados con diferentes tipos de attaches sobre dos o cuatro implantes de situación anterior, con resultados concordantes para diseños semejantes, no hemos encontrado ningún dato para este modelo que hemos llamado en aspa por lo que no podemos hacer comparación alguna con otros autores. Sin embargo una posible explicación para intentar comprender nuestros resultados de un peor comportamiento de una sobredentadura sobre dos implantes colocados en aspa comparado a estar en caninos, laterales o premolares habría que buscarla en momentos de rotación diferentes, efectos de transmisión de cargas a hemiarcada contralateral u otros factores aún desconocidos. En cualquier caso los resultados obtenidos mediante un modelo matemático, como son los elementos finitos de este ensayo, pueden no representar completamente la complejidad del campo biológico, (Menicucci et al, 1998). A pesar de esta afirmación, y la posible favorabilidad de estabilidad protésica que proporcionan a la base protésica dos implantes así posicionados, los resultados obtenidos no nos permiten recomendar este modelo para una masticación unilateral, excepto si esta se realiza por el lado del implante más distal.

Por otro lado, la aplicación de la **carga unilateral a la vez en el sector posterior y anterior**, no modifica significativamente los niveles de estrés óseo periimplantario, tanto en el lado de trabajo como de no trabajo,

en ninguno de los modelos comparado a carga unilateral posterior; incluso aumentaba ligeramente en los modelos con implantes en laterales o caninos. Los 40 N de carga que se aplicaban anteriormente, posiblemente sean los responsables de este ligero aumento del estrés óseo alrededor de los implantes en laterales y caninos y quizás contrarresten algo el efecto del brazo de palanca de la carga unilateral posterior para explicar el ligero menor estrés óseo alrededor del implante en premolar. A efectos de utilidad clínica, en sobredentaduras con dos implantes en laterales o caninos, sería indiferente a efectos de transferencia de estrés óseo periimplantario efectuar un ajuste oclusal que dejase contactos unilaterales solo en sector posterior o en combinación con el sector anterior. Con este esquema oclusal, que no es recomendable pero que puede acontecer cuando no se realiza un remontaje y ajuste oclusal, la sobredentadura más eficiente es la de implantes en segundos premolares, con la excepción del modelo en aspa con carga en el lado del implante más distal, que es la que realmente mostraba el menor nivel de estrés óseo periimplantario tanto con carga unilateral posterior como en combinación con carga anterior; con la particularidad de que en el lado contralateral el estrés era mayor que en el ipsilateral. Sin embargo para este tipo de carga, este modelo en aspa mostraba el mayor nivel de estrés, tanto en lado de trabajo como de no trabajo, comparado al resto de modelos cuando la carga se aplicaba del lado del implante más mesial (en canino izquierdo). En la literatura odontológica no son frecuentes los estudios con carga unilateral posterior y anterior a la vez y no se ha encontrado ninguno para comparar.

Cuando **la carga unilateral** a aplicar es más anterior, bien a nivel **de caninos, o** incluso más anterior **a nivel incisivos centrales** (línea media), los datos obtenidos muestran que el comportamiento del estrés óseo periimplantario no se modifica respecto a carga unilateral posterior (más estrés en el implante del lado de carga comparado al contralateral), pero con menor cantidad de estrés en los modelos con implantes en caninos o laterales, a medida que la carga se aplicaba más anteriormente, de manera que el menor estrés era con fuerza aplicada a nivel de la línea media mandibular, registrándose 1/3 de la cantidad hallada con fuerza unilateral posterior; resultado en desacuerdo con los datos de Lui et al (2012) que

informan de una mayor deformación periimplantaria con ataches Locator y carga en incisivos de 100 N comparado a carga posterior en el primer molar. Sin embargo para nuestro modelo con implantes más distales (en segundos premolares), la carga unilateral más anterior (en línea media) incrementaba el estrés óseo periimplantario para disminuir notablemente al aplicar la carga nivel de caninos, incluso comparado a carga unilateral posterior. Luego de acuerdo con estos datos, el mejor ambiente biomecánico con carga unilateral para una sobredentadura con dos implantes en cualquier situación interforaminal se consigue cuando aquella es más anterior y con implantes más posteriores cuando se aplica nivel del canino, Así, ante contactos unitarios, clínicamente es preferible que estos ocurran a nivel de incisivos centrales con implantes anteriores y a nivel de canino con implantes distales al agujero mentoniano. En el modelo en aspa, la mesialización de la carga no cambia la tendencia descrita sobre todo para el estrés alrededor del implante en canino (lado carga) mientras que para el otro implante (cuando la carga es de su lado) se comporta como lo descrito para implantes en premolares. En cualquier caso, con esta distribución de los implantes, clínicamente es preferible que los contactos unitarios ocurran a nivel del canino del lado del implante distal evitando los que recaigan próximos al implante en canino, tal como también manifiesta Daas et al, (2008) que con carga unilateral en primer molar, canino e incisivos centrales, halló que las mayores diferencias de estrés óseo periimplantario respecto al lado de no carga eran con la carga en el canino.

Aunque el ajuste oclusal de una sobredentadura busca en máxima intercuspidad contactos posteriores bilaterales distribuidos uniformemente, no es menos cierto que un contacto unilateral anterior ocurre cuando en la primera fase de la masticación los dientes incisivos de la sobredentadura corten los alimentos y los trituren los caninos. En esta situación, nuestros datos muestran que la distribución anterior de los dos implantes es preferible a una situación más posterior, lo que está de acuerdo con el estudio extensométrico de Bilhan et al (2013) que señala menor estrés con dos implantes en laterales y con ataches de bola comparado a implantes en premolares o con ataches de barra. Asimismo para implantes en laterales y solo carga anterior, se ha intentado establecer cuál sería el

tipo de atache más favorable, resultando en ensayos extensométricos, que para una carga anterior de 100N en la línea media e implantes en posición de laterales/caninos, el tipo de atache que menor estrés/fuerza y momentos de fuerza transfería a los implantes eran los de bola o botón comparado a barra y clip, a excepción de los ataches Zaag (es un atache Locator antiguo tipo botón diferente al actual) que junto a la barra transferían el 100% y el 75% de la fuerza respectivamente (Porter et al, 2002). Sin embargo en un modelo semejante, evaluado con análisis de elementos finitos, el menor estrés alrededor de los implantes correspondía a los ataches Locator comparado al atache tipo bola con cierta dependencia de la altura ósea, (Ozan and Ramoglu, 2014). Con el mismo atache Locator nuestros datos también avalan el uso clínico de este atache para este modelo con carga anterior.

La aplicación de **carga bilateral posterior o en combinación con carga anterior**, provoca según nuestros datos una transferencia de estrés/deformación al hueso periimplantario uniforme en ambos lados, para cualquier situación de los implantes, con valores que superan a los registrados en el lado contralateral con carga unilateral de cualquier situación y algo menores a los hallados en el lado ipsilateral de carga unilateral posterior, unilateral en canino y unilateral anterior y posterior a la vez; con la excepción del modelo de implantes en segundos premolares que exhiben el menor nivel de estrés óseo para carga bilateral y diferente variabilidad en más o en menos, comparada a aplicación de carga unilateral en uno u otro lugar. En el modelo en aspa con esta carga bilateral, el menor estrés óseo se registraba alrededor del implante más distal.

Aunque no estrictamente comparables, estos datos están en línea con lo expresado por Petri et al, (2014) que con ataches de bola en modelos de dos implantes y con cuatro en caninos y primeros molares y carga oblicua bilateral posterior encuentra que la mayor deformación se registraba en el modelo de dos implantes comparado a cuatro, siendo mayor a nivel de los implantes anteriores que en los posteriores; a semejanza de lo que ocurre en el modelo en aspa donde el mayor estrés óseo periimplantario era alrededor del implante en canino. Esto está de acuerdo con estudios extensiométricos

que también relatan (Bilhan et al, 2013) mayor estrés óseo periimplantario con dos implantes situados en laterales comparados a estar en primeros premolares y que añadiendo implantes posteriores parece reducirse el potencial lesivo de la carga oclusal con disminución del estrés en todos los sitios (Bilhan et al, 2013), al contrario de lo que dice Meijer et al, (1994b), que al aumentar de dos a cuatro los implantes no encuentra disminución del estrés a su alrededor. Si esto ocurre en hueso periimplantario, también ha interesado conocer que sucede en el hueso alveolar comparando ataches de bola y barra e implantes en laterales, hallando que con menor intensidad de carga bilateral (35 N), las barras Hader transmiten mayor estrés al hueso alveolar residual concentrándose en el 1/3 oclusal mientras que con atache de bola era menor y se concentraba en el 1/3 medio y apical (Dashti et al, 2013); similar resultado se registraba en la mucosa residual posterior del lado de trabajo con ataches de bola (Menicucci et al, 1998), quizás debido a que los ataches con menor resiliencia como las barras producen una mayor fuerza y aumentan el movimiento de la base protésica comparado a ataches como los de bola que permiten más movimientos protésicos (Daas et al, 2008); incluso este efecto es aplicable al comparar ataches de bola resilientes (rompedores de estrés) o no, los cuales inducen menor deformación periimplantaria y óptima distribución del estrés según estudios extensométricos con 50 N de carga (Kono et al, 2014) o fotoelásticos que expresan menor estrés transferido con ataches de bola que con barras (Kenney et al, 1998) . Sin embargo, otros estudios extensométricos (Bilhan et al, 2013) relatan valores de deformación más altos con ataches que no ferulizan los implantes que con las barras que si los ferulizan

No obstante el acuerdo no es unánime y otros estudios de elementos finitos dicen que el comportamiento del estrés óseo alrededor de los implantes con carga unilateral posterior es diferente, con el menor estrés y la más eficiente distribución con implantes en laterales comparado a implantes en caninos o premolares, incluso con carga inclinada de varias direcciones y además mostrándose la inclinación hacia vestibular como la más favorable (Hong et al, 2012). Este hallazgo, al contrario que nuestros datos recomendaría la situación anterior de los implantes en laterales/caninos en vez de en premolares, avalada además por la mejor

calidad ósea del área perisinfisaria donde irían insertados los implantes. Idéntico resultado se reseña en los estudios extensométricos de Porter et al, (2002) and Elysad et al, (2013b). En el primero con 100N de carga posterior bilateral, las fuerzas y los momentos en los implantes situados en laterales/caninos eran menores comparados a estar más posteriores, con diferencias entre los diferentes ataches y más favorables con ataches de bola que barras. En el segundo, referido a una sobredentadura mandibular retenida por cuatro implantes y coronas telescópicas de posición diferente con carga bilateral posterior de 50 N, se dice que los implantes más anteriores (laterales o caninos) muestran menor estrés óseo periimplantario que los situados en premolares o primeros molares. La mayor deformación en los implantes posteriores de estos modelos se puede explicar porque actúan como fulcro cuando la sobredentadura es cargada posteriormente y así contrarrestan la libre rotación de la prótesis durante este tipo de carga, aumentando la posibilidad de sobrecarga al implante. Sin embargo, en prótesis fija de arco completo con 4 y 6 implantes y simulación de simulación de deflexión mandibular con carga de 10 aplicada en el cuello condilar y misma dirección que los músculos pterigoideos externos, el mayor estrés se registraba en los implantes anteriores más próximos a la línea media con la prótesis dividida en dos tramos y en los implantes más distales sin dividir, (Zarone et al, 2003).

Independientemente de la magnitud del estrés en función de la situación de los implantes, la carga bilateral posterior sola o combinada con carga anterior muestra en nuestros datos una distribución uniforme del estrés óseo periimplantario sin predominio de uno u otro lado y sin dependencia del tipo de atache; similar comportamiento se relata en otro estudio con ataches de barra y fuerza de 150 N, aunque aumentando el estrés al aumentar la altura de la barra y del plano oclusal (Ebadian et al, 2012). Diferencias en la deflexión de la base protésica y en la resiliencia del atache y base protésica, pueden explicar los brazos de palanca y momentos de rotación que conducen a un patrón de estrés diferente con carga uni y bilateral posterior. Clínicamente, estos datos apoyan la necesidad de conseguir contactos posteriores bilaterales con o sin contacto anterior en una sobredentadura mandibular retenida por dos implantes y el consejo a los

pacientes portadores de este tipo de prótesis de la necesidad de masticar simultáneamente por ambos lados (masticación bilateral).

Independientemente del lugar de aplicación de la carga (uni o bilateral) y de la situación de los implantes en laterales, caninos o premolares, cuando se aplica carga en el modelo con implantes en aspa del lado del implante más distal se registran en general, con alguna excepción, los menores valores de estrés óseo alrededor de los implantes tanto en el lado de carga como de no carga comparado al resto de modelos. Este hallazgo de difícil explicación apoyaría esta disposición de implantes para pacientes con lado preferente de masticación colocando el más distal en el lado preferente.

- DE LA LOCALIZACION DEL ESTRÉS EN HUESO PERIIMPLANTARIO Y A NIVEL DEL REBORDE ALVEOLAR PARA TODOS LOS MODELOS DE SOBREDENTADURAS

La aplicación **de carga unilateral** localiza y distribuye el estrés óseo periimplantario para todos los modelos de sobredentadura, principalmente por distal del implante ipsilateral con extensiones más o menos evidentes hacia vestibular o lingual y concentrándose a nivel de la zona ósea crestal con prolongaciones que no van más allá en general del nivel del cuello y primera/s espiras del implante. En algún modelo se combina con estrés en la zona más apical del implante

Esta localización y distribución del estrés en el hueso crestal que rodea al implante, disipándose como máximo hasta las primeras espiras es una constante relatado en todos los estudios con el método de análisis finitos con independencia del tipo de prótesis sea esta sobredentadura, parcial fija o de arco completo, características geométricas y de tratamiento de la superficie de los implantes, tipo de conexión a los pilares, estrechamiento de plataforma o no y sistema de retención atornillado o cementado; tampoco depende de la calidad del hueso ni de la cantidad, dirección y lugar de aplicación de la carga, (Tabata et al, 2010; Ebadian et al, 2012 y 2013; Hussein MO, 2013; Liu et al 2013; Barao et al, 2009). Se

explica por el axioma biomecánico llamado análisis de haz complejo que postula que cuando dos cuerpos con módulo de elasticidad muy diferente se ponen en contacto, el mayor estrés se localiza en la superficie de contacto inicial. A su vez este hallazgo de los estudios in vitro, se ve avalado por ensayos clínicos de diferente condición y naturaleza que siempre relatan, cuando existe, pérdida ósea crestal de causa mecánica, biológica o ambas.

A pesar de que no es infrecuente la evaluación de sobredentaduras mandibulares con dos implantes por medio del método de análisis de elementos finitos, la reseña con detalle de la distribución y localización del estrés óseo periimplantario si es infrecuente. En aquellos que lo mencionan como Ebadian et al (2013), con ataches de barra, lo resumen con carga unilateral situándolo principalmente por distal del implante ipsilateral o por mesial (Ebadian et al, 2012), al igual que Meniccuci et al, (1998) que sitúan la concentración del estrés por distal del hueso periimplantario ipsilateral y por mesial en el contralateral y así mismo también en el reborde óseo alveolar posterior, zona distal ipsilateral (Ebadian et al, 2013);, concordando esto último con nuestros modelos con carga unilateral anterior o en canino. Meniccuci et al, (1998), relata lo mismo para el reborde, añadiendo que el estrés también se concentraba en el hueso alveolar situado entre los dos implantes. En otro estudio (Hussein MO, 2013) con atache de barra Hader en caninos, localizó especialmente el estrés no por distal sino por lingual del hueso crestal de la primera espina y cuando se añadía distalmente a la barra un atache de bola Era, el estrés se extendía a vestibular.

Sin embargo Liu et al (2013), en un estudio más semejante al nuestro, con implantes en laterales/caninos y ataches Locator refiere principalmente localización de la deformación en el hueso cortical por mesial en el lado de carga y mesiolingualmente en el contralateral con carga unilateral posterior vertical de 100 N en el primer molar, que se extiende por todo el perímetro periimplantario de los implantes de ambos lados con carga anterior vertical y posterior inclinada; semejante distribución se cita también en un estudio extensométrico con ataches de bola y máxima carga posterior vertical de 50 N, que encuentra que el máximo estrés compresivo se localizaba por vestibular del implante del lado de carga y el de tracción por

lingual (Manju and Sreelal, 2013), lo contrario de Barao et al, (2013) con elementos finitos que aunque el estrés se distribuía por todo el área periimplantaria, sitúa el máximo estrés de tracción en la cara vestibular del área periimplantaria y el máximo estrés compresivo en la cara lingual, en un estudio con cuatro implantes con ataches de bola O-Ring y ferulizados con barra. Sin especificar naturaleza del estrés, el área vestibular periimplantaria del lado carga era la zona de mayor concentración de estrés con atache de bola e implantes en laterales y primeros premolares del ensayo extensométrico de Bilhan et al (2013).

Esta localización del estrés difiere de nuestros resultados para carga unilateral de cualquier lugar de aplicación y modelo, a excepción del modelo con implantes en canino donde es llamativa la distribución del estrés con carga unilateral por toda el área crestral periimplantaria del implante del lado de carga (aunque con zonas de mayor concentración) en comparación al resto de modelos que está más difuminado. Para el resto de modelos, están en general de acuerdo con los resultados del ensayo de Hong et al, (2012), que independientemente de la cantidad de estrés en el lado de trabajo y no trabajo con carga unilateral, manifestaba que la mayor parte del estrés se concentraba por distal y lingual del hueso periimplantario, similar al lado distal y medial de los implantes citado por Barao et al, (2009) y Assunção et al, (2009) con atache de bola en caninos y carga anterior de 100N en incisivo central. Elsyad et al, (2013a), en su estudio extensométrico con implantes en caninos, barra con y sin cantiléver y carga unilateral posterior de 10-60 N también relata mayor deformación por distal del implante del lado carga y la más baja por distal del de no carga, al igual que otros previos de sobredentadura con carga vertical, dos implantes y atache barra (Cekic et al, 2007; Tokuhisa et al, 2003), incluso en un antiguo artículo de análisis de elementos finito sobre prótesis fija con cantilever también se indica que el estrés se concentraba en la interfase hueso-implante por distal del implante terminal del lado de carga (Sertgöz and Güvener, 1996)

También difiere la concentración del estrés en el reborde alveolar, que para este artículo (Liu et al, (2013) se localizaba principalmente por vestibular del reborde alveolar anterior (entre los dos implantes) para carga

vertical anterior, aunque con carga posterior unilateral vertical o no, el área de contacto era mayor que con carga anterior, muy semejante a lo relatado por Daas et al, (2008), que encuentra con atache de bola resiliente mayor contacto y estrés con carga posterior bilateral en el sector posterior del lado de carga, desplazándose hacia zonas más anteriores a medida que también se mesializa el lugar de aplicación de la carga, de tal manera que con carga anterior en centrales de 40 N el estrés en el reborde se localizaba entre los dos implantes situados en caninos, similar a lo citado en el antiguo artículo de Meniccuci et al, (1998) con implantes en laterales y carga unilateral posterior, en el que también halla estrés en el área distal del reborde del lado de carga. En nuestro estudio, al contrario, con carga anterior se registra estrés en las zonas más distales del reborde óseo alveolar de ambos lados con implantes en laterales, caninos o premolares e incluso con los implantes en aspa. Con carga unilateral en canino, semejante distribución también aparece en el modelo en aspa cuando se aplica el canino del lado del implante distal, en el modelo con implantes en premolares, con implantes en caninos aunque solo en el lado ipsilateral al igual que si estuviesen en laterales. Para el resto de lugares de aplicación de carga unilateral, el estrés en el hueso alveolar se localiza por distal del implante del lado de carga principalmente con implantes en laterales y caninos aunque para este modelo el área de distribución del estrés es mayor con participación del lado contralateral al aplicar carga posterior o combinada con carga anterior. Transferencia del estrés al área más distal del reborde alveolar (almohadilla retromolar) también señalan Bilhan et al (2013), para el atache de bola e implantes en laterales de su estudio extensométrico.

Los movimientos de rotación que puede efectuar la base protésica bajo una fuerza unilateral y la acción de fulcro del atache, podrían explicar el comportamiento de la distribución y localización del estrés en el hueso periimplantario y en el reborde alveolar y requerirán atención posterior. Asimismo el grosor y resiliencia de la mucosa pueden tener influencia en la amplitud del movimiento protésica y en la distribución del estrés en los tejidos de soporte tal como señala Assunção et al, (2009) con ataches de bola O´ring, dos implantes en caninos carga anterior de 100 N y grosor de mucosa de 1,3 y 5 mm.

Momentos de flexión en el lado de carga y no carga ocurren, con magnitudes diferentes dependiendo del tipo de atache y grosor de la mucosa (Haruta et al, 2011), así como desplazamientos de la base, estimándose extensometricamente que con carga posterior unilateral y ataches en caninos, que con ataches de bola (O-Ring) el desplazamiento antero-posterior era menor comparado al atache magnético y barra con clip, y para desplazamientos latero-laterales, verticales y en conjunto no había diferencias significativas entre bola y barra (Manju and Sreelal, 2013). En cambio en otro estudio extensométrico (Goto et al, 2014), que incluía ataches Locator, con implantes en canino y fuerza unilateral posterior de 50 N, la dirección de la fuerza en el lado de carga tanto para los implantes como para el reborde alveolar era hacia abajo y con movimientos de la base protésica que no incluían los de giro alrededor de un eje vertical; aunque concluyen que los ataches de bola y Locator exhiben una mayor tendencia a ejercer fuerza transversal en el implante que los magnéticos.

Extensometricamente se ha comprobado con dos implantes en caninos y carga unilateral posterior de 50 N (Haruta et al, 2011), que los momentos de flexión en los implantes y los movimientos de la base, tanto con ataches magnéticos, como de bola son mayores en el lado contralateral comparado al ipsilateral, quizás debido a la mayor fuerza de retención del atache de bola que hace que no se despegue la hembra del macho durante la carga, y con cierta dependencia del grosor de la mucosa; lo que no concuerda con el estudio de Porter et al, (2002), que señala mayor fuerza y momento de flexión en el implante ipsilateral cuando se aplica la carga externa a su nivel, siendo menores con ataches de bola comparado a otros o al atache Zaag (antiguo Locator). Asimismo, la aparición de estrés de tracción en el lado de no trabajo significa que la base protésica rota alrededor de la conexión macho-hembra del atache y no se despega, actuando como un fulcro porque la fuerza retentiva del atache de bola es grande; no obstante en otro ensayo (Cekic et al, 2007), con implantes en laterales o caninos, con carga oblicua se relataba deformación de compresión en el lado de no carga con ataches de bola, que era de tracción con atache de barra con o sin cantiléver; además el autor señalaba que para

todas las condiciones de carga, el estrés localizado en distal de los implantes era de compresión, lo que no implica que solo estrés compresivo se registra alrededor de implantes no ferulizados, ya que el modo de carga regula la naturaleza del estrés/deformación en el hueso, pudiendo ocurrir una combinación de estrés de compresión y tracción debido a los momentos de flexión que se producen (Federick and Caputo, 1996; Iplikcioglu et al, 2003); por otro lado, la aparición de estrés de tracción alrededor del implante del lado de no carga con atache de barra puede ser debido a que con implantes ferulizados, cuando en el sistema actúa una carga unilateral se produce un efecto de inclinación en el otro lado que induce estrés de tracción, lo que ocurre en menor medida cuando no están ferulizados.

En un estudio similar al de Haruta et al, (2011), al que se añadía un atache de barra, Manju and Sreelal, (2013), relatan al contrario de nuestros datos, que el máximo estrés compresivo con atache de bola aparecía por vestibular (compresivo) y por lingual (de tracción) del implante del lado de trabajo, con no diferencias significativas en el desplazamiento global de la base entre bola y barra, pero menor para la bola, y con menor desplazamiento hacia adelante-atrás comparado a barra y ambos menor desplazamiento arriba-abajo que el atache magnético. Y si generalmente un mayor movimiento de la base se asocia con un mayor momento de flexión en los implantes (Haruta et al, 2011), el atache de bola sería el seleccionado. No obstante con atache de barra resiliente o no y cantiléver o no, se relata igual que en nuestros datos, una mayor deformación por distal del implante del lado de carga y al contrario más baja también por distal del lado de no carga (Elsyad et al, 2013), lo que es similar a lo observado en otros ensayos previos (Cekic et al, 2007; Tokuhisa et al, 2003), y algo diferente a lo relatado para ataches rígidos de coronas telescópicas sobre cuatro implantes de diferente situación anterior y posterior, que dependiendo de la situación aparecen mayores deformaciones en sitios mesiales que en distales y viceversa (Elsyad et al, 2013).

Asimismo el ensayo de Goto et al, (2014), muestra que la dirección de la fuerza con ataches Locator era hacia atrás y hacia abajo en el lado de no carga con la consideración de que estos ataches tienen una mayor

tendencia a ejercer una fuerza transversal a los implantes que los magnéticos. A nivel del reborde óseo residual también era hacia abajo o de abajo a atrás, aunque era diferente para cada atache: Y en cuanto a los movimientos de la base, con ataches de bola y Locator, no había movimientos de cabeceo y rodado, menor desplazamiento horizontal y en general menor desplazamiento comparado a magnéticos. Sin embargo, fuera de las consecuencias biomecánicas, de los movimientos de la base, la retención y estabilidad protésica de las sobredentaduras parecen ser menos importantes que otros parámetros clínicos en el resultado como coste, capacidad masticatoria, limpieza o potenciales complicaciones (Burns et al, 2011)

Con carga **bilateral posterior o en combinación con carga anterior**, el estrés óseo periimplantario se distribuye uniformemente alrededor de los implantes para cualquier situación a excepción del modelo en aspa y localizándose como es habitual a nivel de la plataforma, cuello, primeras del implante y área apical de los implantes, con una mayor concentración en distal y disto-lingual o lingual especialmente en el modelo con implantes en canino. Esta distribución del estrés que no se aparta mucho de lo citado para carga unilateral, sin embargo muestra una mayor superficie de distribución y disipación por el hueso del reborde alveolar, localizándose siempre hacia distal de los implantes con mayor área de extensión en el modelo en caninos comparado a laterales y diferente al de premolares donde se localiza bilateralmente en la zona más distal del reborde.

Aunque no estrictamente comparables por diferencias en la intensidad de la fuerza, inclinación o lugar de aplicación, se relata distribución y localización semejante del estrés en hueso periimplantario y en el reborde, con implantes en caninos y atache de bola, (Petri et al, 2014), como asimismo Hong et al, (2012) señala el estrés óseo en áreas disto-linguales principalmente para atache de bola y para las tres situaciones de los dos implantes (laterales, caninos y premolares). Esta localización del estrés por distal o un poco más alejado hacia distal del hueso que rodea al implante también ocurre con ataches de barra (Ebadian et al, 2012), y

cuando se evalúa el efecto de la deflexión mandibular con 4 y 6 implantes sin y con supraestructura de arco completo (Zarone et al, 2003). Asimismo, en un estudio extensométrico con 4 implantes y coronas telescópicas, el mayor estrés en los implantes anteriores era por distal y en los anteriores por mesial con alguna excepción (Elsyad et al, 2013). En esta línea, Dashti et al, (2013) encuentra que la localización del estrés en el hueso residual posterior (distal) para atache de bola se concentra en el tercio medio y apical, mientras que en nuestro ensayo para esas zonas posteriores aunque también en apical, se concentra más en oclusal.

Los ensayos extensométricos (Kono et al, 2014), con dos implantes en caninos no se apartan significativamente de la tendencia y refieren mayor deformación en áreas lingual y distal alrededor de los implantes de naturaleza compresiva, por deformación de tracción en área mesial y vestibular, que explican por el posible desplazamiento hacia distal de la base por acción de la carga vertical posterior, así como el hallazgo de mayor presión a nivel molar (más distal) que a nivel de primeros premolares. Modificando la posición de los implantes a laterales y primeros premolares, el ensayo de Bilhan et al, (2013), muestra lo contrario y a nuestros datos, con mayor concentración de estrés óseo por vestibular del implante en lateral derecho aunque también con importante estrés en áreas posteriores del reborde óseo (cresta milohioidea, triángulo retromolar, etc.)

Con independencia de los valores de estrés y de la no comparabilidad entre los artículos citados y nuestro ensayo, que evalúan el efecto de una carga bilateral, referido a la localización y distribución del estrés sobre el soporte óseo de la sobredentadura mandibular, los resultados obtenidos muestran que el estrés generado por la carga bilateral no solo se localiza y distribuye similar y cuasi uniforme por el hueso periimplantario de los implantes de uno y otro lado, sino que también lo hace por áreas más extensas del hueso del reborde alveolar haciendo un reparto más equitativo, contribuyendo al no incremento de microdeformaciones óseas que pudiesen aumentar los procesos de reabsorción ósea. Esto que es evidente en todos los modelos y más con combinación de carga anterior y en el modelo con implantes en caninos, tiene una traducción clínica basada

en el apoyo a la consecución de una oclusión balanceada bilateral en el ajuste oclusal de estas prótesis y en la necesidad de masticación por ambos lados de los portadores de sobredentaduras mandibulares.

El estrés óseo en el ápice de los implantes registrado tanto con carga unilateral como bilateral en cualquier modelo y con cierto predominio en el lado de trabajo, también es relatado en estudios precedentes (Hussein MO, 2013; Tabata et al, 2010; Assunção et al, 2008), parece ser que el atache colocado cerca del lugar de aplicación de una fuerza unilateral tiende a frenar el movimiento convirtiéndose en un punto de fulcro e interactuando con la resistencia del lado opuesto da como resultado desplazamiento de la matrix del atache y de del área apical del implante, incrementando el estrés en esta zona; o también podría ser como apunta Tabata et al, (2010), el resultado del mecanismo de transferencia del estrés en el complejo implante/hueso inducido por la fuerza oclusal que inicialmente se transfiere del implante al hueso crestal mientras que una pequeña cantidad del estrés remanente se propaga al hueso trabecular de la región apical, ya que debido a su módulo elástico más alto tiene mayor capacidad para transferir el estrés.

Por otro lado, tanto con carga unilateral como bilateral y para cualquier modelo, hay zonas del hueso periimplantario que muestran mayor concentración de estrés y aunque con variaciones para cada modelo, tienen tendencia a situarse por distal o disto-lingual del hueso periimplantario. Además estas áreas de concentración de estrés pueden ser de naturaleza compresiva y/o de tracción, siendo por tanto los lugares donde mayor probabilidad hay de superar el nivel de adaptación ósea, provocando pérdida ósea crestal periimplantaria, coincidiendo con lo ampliamente conocido y publicado en estudios clínicos y no clínicos; lo que sugiere la necesidad clínica de mayores controles biológicos y radiológicos en esas áreas, especialmente en los casos con mayor sospecha de estrés de tracción como puede ser el lado de no trabajo de cualquier modelo con carga unilateral. No obstante, aunque está suficientemente demostrado que el tejido óseo resiste mejor los esfuerzos de compresión que los de tracción o cizallamiento, un alto estrés compresivo puede incrementar el riesgo de pérdida ósea, puesto

que esta compresión puede alterar el flujo vascular al implante comprometiendo los procesos de modelado y remodelado óseo, incluso con necrosis ósea. Esto unido a que prácticamente en todos los modelos y carga se muestra estrés óseo apical periimplantario además del correspondiente de compresión, obliga también clínicamente al control óseo de todos los implantes, cualquiera que sea el modelo de sobredentadura y sean cargados uni o bilateralmente.

No obstante el mayor valor de estrés registrado para cualquier modelo de implantes y aplicación de carga uni o bilateral transferido al hueso periimplantario y al reborde óseo residual fue de 43,89 MPa. Cantidad de tensión que es insuficiente para sobrepasar la capacidad adaptativa del hueso y predomine el proceso de reabsorción sobre el de aposición ósea y se pierda hueso, de acuerdo con la teoría del mecanostato de Frost HM, 1987, 1990, 1994, 1996, 2001, 2004). Este máximo valor de estrés corresponde a menos de 3.000 microdeformaciones, si admitimos la equivalencia de 1 MPa igual a 50 microdeformaciones para hueso cortical sano, situándose así en la ventana de fisiología normal o de sobrecarga leve donde o bien hay un equilibrio reabsorción-aposición ósea o predomina la formación ósea (Frost HM, 2004).; no obstante otros autores postulan que aún se desconocen los niveles de estrés a los cuales pueden ocurrir los cambios biológicos de reabsorción o aposición de hueso, (Daas et al, 2008; Barao et al, 2009). En cualquier caso puede ser un estrés insuficiente para iniciar y mantener un proceso de reabsorción o de pérdida ósea periimplantaria, siempre y cuando no aumente el estrés en el sistema implante-hueso como resultado de un aumento de los factores de fuerza en el paciente (bruxismo, malos hábitos orales, lado preferente masticación, naturaleza arcada antagonista, etc.), que habría que evitar y prevenir; cambien las características de las fuerzas oclusales (duración, impacto, carga cíclica, etc.), ya que la frecuencia de carga, carga dinámica y número de ciclos de carga pueden influir en la adaptación ósea (De Smet et al, 2007; Duyck et al, 2001), u ocurra una contaminación bacteriana que cause una inflamación en los tejidos blandos periimplantarios y posterior pérdida ósea. No obstante, se ha sugerido que no siempre hay una relación lineal estrés/fatiga/fracaso óseo (Isidor F, 2006; Pattin et al, 1996) y también se ha

establecido que incluso cargas por de debajo limite elástico pueden causar fracaso óseo como en el caso de fallos por fatiga, en los cuales el microdaño en el hueso ya no puede ser reparado. Si esto es así, y de acuerdo con nuestros datos, cualquier modelo de sobredentadura mandibular retenida por dos implantes y attaches Locator sería aceptable con independencia de la situación anterior, posterior o en aspa de los implantes y esté ajustada o no a un determinado esquema o filosofía oclusal. Asimismo, aunque no disponemos de valores de estrés en el reborde residual, es de suponer que estén alejados de aquellos que puedan desencadenar procesos de reabsorción ósea

No obstante, no todos los modelos se comportan por igual y se podría especificar según nuestros resultados una clasificación de riesgo o ambiente biomecánico para los diferentes modelos de sobredentaduras y carga aplicada. Así, el modelo de sobredentadura con implantes en premolares sería el de mejor ambiente biomecánico para cualquier lugar de aplicación de la carga uni o bilateral a excepción de carga unilateral anterior que sería mejorado por los modelos con implantes en caninos y premolares. El siguiente modelo que menor cantidad de estrés transfiere al hueso periimplantario es el de implantes en caninos, con no excesivas diferencias comparado a colocar los implantes en incisivos laterales. El modelo en aspa, no se muestra especialmente eficiente biomecánicamente, salvo para carga unilateral (posterior, en caninos o combinada posterior y anterior) en el lado del implante más distal, donde se registran muy bajos valores de estrés tanto en el lado de carga como en el contralateral. Por otro lado, la uniforme distribución del estrés en el implante de uno y otro lado con carga bilateral posterior o combinada con carga anterior, para cualquiera de los modelos, hacen que sea la de elección. La aplicación clínica se deduce de lo relatado.

Aunque numerosas investigaciones clínicas y de laboratorio muestran que el éxito clínico y longevidad de los implantes pueden ser controlados por factores biomecánicos en la mayoría de los casos, no es menos cierto que los fenómenos de reabsorción del hueso, fractura y pérdida de los implantes asociados a estos factores biomecánicos no están suficientemente aclarados, no son concluyentes y aún permanecen

desconocidos. Comprender estos factores es necesario para el desarrollo de nuevas técnicas y protocolos para tratar a pacientes desdentados. Nuestros datos han intentado alcanzar este fin y las diferencias de los resultados de estrés en los diferentes modelos se pueden explicar por la magnitud y distribución de la carga utilizada puesto que estos dos parámetros pueden modificar la calidad y cantidad de estrés en un sistema prótesis-implante-hueso, (Sahin et al, 2002; Glantz and Nilder, 2000).

6.3. DEL ESTRÉS EN LOS ATACHES LOCATOR EN LOS CUATRO MODELOS DE SOBREDENTADURAS.

A semejanza de lo que ocurre con el estrés óseo alrededor de los implantes, los resultados obtenidos muestran que para cualquier lugar de aplicación de carga unilateral e independientemente de la situación de los dos attaches en la sobredentadura (laterales, caninos, segundos premolares o en aspa), la magnitud del estrés en los dos componentes del atache (macho y hembra) siempre fue mayor en el atache del lado de carga o trabajo comparado al contralateral y siempre mucho menor (10 o más veces) en la hembra que en el macho. Con carga bilateral la distribución del estrés en el macho y la hembra del atache de cualquier modelo (a excepción del modelo en aspa) es casi uniforme entre los lados, con persistencia del mucho menor estrés en la hembra comparado al macho de cada atache.

Asimismo y en general con alguna excepción, tanto para carga unilateral como bilateral, la sobredentadura con implantes en laterales exhibía el mayor estrés en el macho y en la hembra del atache del lado de carga comparado a estar situados en caninos o segundos premolares, siendo este último modelo el que presentaba el menor estrés; en el lado de no carga, con los implantes en laterales, el estrés en el macho y en la hembra era aproximadamente la mitad de lo registrado para el lado de carga y para el resto de modelos la proporción era aún mayor. Este comportamiento prácticamente se corresponde a lo relatado para el estrés óseo periimplantario del lado ipsilateral y con menor disminución también para el contralateral. Para el modelo en aspa, el mayor estrés en los attaches

tanto en carga uni como bilateral, salvo alguna excepción, lo tenía el situado en el implante canino del lado carga, mientras que el contralateral situado en el segundo premolar presentaba mayor estrés que con carga unilateral de su lado a excepción de cuando se aplicaba a nivel del canino.

Estos hallazgos pueden tener importancia clínica, por cuanto una de las complicaciones mecánicas de las prótesis sobre implantes sean unitarias, parciales fijas, fijas de arco completo o sobredentaduras es el aflojamiento o fractura de los tornillos que unen pilares, restauración o supraestructura a los implantes, incluyendo el macho del Locator, que no es otra cosa que un tornillo con una cabeza especial y un vástago con rosca para atornillar al implante. En este contexto, si 1 MPa equivale a 10,2 Kg/cm² resulta que el menor valor registrado en el macho de todos los modelos es de 109 MPa que sería aproximadamente 1100 Kg/cm², que podría ser suficiente o no para superar el límite de fatiga (carga máxima a la cual no ocurre el fallo) del titanio del cuerpo del patix del atache, puesto que ese es el lugar del atache de mayor concentración de estrés. La mayor masa de titanio corresponde al cuerpo del patix y es poco probable que con esa tensión e incluso con la máxima registrada de 1141,00 MPa en el atache ipsilateral situado en el implante del lateral con carga unilateral posterior, se produzca deformación permanente o fractura en esa zona del atache, puesto que el límite elástico del titanio es aproximadamente de 650 MPa. Al contrario es más probable que el fallo por aflojamiento o fractura suceda en el vástago con rosca que a priori es la zona menos resistente del patix, en cuyas espiras en mayor o menor número también se localiza y disipa el estrés. Admitida esta posibilidad y de acuerdo con la distribución del estrés en las espiras del tornillo que registran nuestros datos, aquel que tiene mayor probabilidad de aflojamiento y/o fractura es el del atache contralateral situado en el implante en premolar con aplicación de carga a nivel de canino. Como esta tendencia también se observa en el resto de modelos, es un nuevo apunte para evitar guía canina o los contactos oclusales unilaterales a ese nivel en las sobredentaduras mandibulares soportadas por dos implantes. Asimismo para una mayor precisión del estrés en el macho del atache, recordar que se localizaba y distribuía principalmente, para cualquier situación de los ataches y carga, por la superficie vestibular de su porción

transgingival (cuerpo o altura del atache), con mayor concentración en general hacia oclusal, próximo a la zona de unión con la hembra. También se localiza tensión en su cabeza (sobre todo en el modelo con implantes en caninos), en la conexión tronco-cónica con el implante y en las espiras del tornillo, lugar este último que aunque se manifiesta en todos los modelos es más llamativo en el modelo premolar con carga en canino, también con carga en canino para los otros dos modelos y en estos en las espiras del lado contralateral. En conjunto la mayor superficie de distribución del estrés correspondería a los ataches situados en caninos y segundos premolares. Asimismo, aunque en nuestro ensayo la altura del atache fue constante (4 mm), esta variable puede tener importancia clínica puesto que puede aumentar el estrés óseo periimplantario tal como observó Hong et al, (2012), en un ensayo muy similar al nuestro, sugiriendo que el atache de bola debería ser lo más corto posible para disminuir el estrés al minimizar el brazo de palanca efectivo hasta el centro de rotación del implante (la zona rodeada por el hueso crestal) hueso, de acuerdo con la bien conocida fórmula para el momento de rotación $M = F \times L$, donde F es la fuerza y L la distancia hasta el centro de rotación. Así para cualquier opción de tratamiento debería utilizarse el atache de bola de menor altura para minimizar el estrés óseo periimplantario,

Por otro lado, una comparación modelo a modelo entre el estrés soportado por el atache y el soportado por el hueso periimplantario, muestra con claridad que para cada modelo y para cualquier lugar de aplicación de carga, el estrés en el patix del atache fue notablemente superior al registrado en el hueso periimplantario tanto en el lado ipsi como contralateral. Este mayor estrés con ser notable para el atache e implante del lado de carga, que puede ser de 20 o 30 veces más del registrado en el hueso alrededor del implante homologo, aún lo es más para el lado contralateral de carga. Quizás este alto estrés soportado por el atache contralateral actué como un freno para la trasmisión del estrés, lo absorba en gran medida, junto con el nylon de la hembra, impidiendo su transferencia al hueso periimplantario que así mostraría según los datos el menor estrés comparado al lado ipsilateral, independientemente de si los movimientos de la base o los momentos de flexión creados por la carga son su causa

intermedia o final. Si esto es así, los ataches Locator serían un aditamento beneficioso para prevenir y/o disminuir la pérdida de hueso crestral alrededor de los implantes y tanto este atache como en general los de bola, tal como dice Goto et al, (2014) son los adecuados para ser instalados en una base protésica utilizando cualquier fuerza de instalación por encima de 0 N.

Hay datos en los artículos que achacan esta prevención de pérdida ósea y menor estrés a la resiliencia del plástico de la hembra; la flexibilidad y resiliencia proporcionada por el nylon del Locator o la goma de otros ataches de bola o botón que pueden actuar como un sistema rompedor de estrés o amortiguador resiliente que explicaría esos resultados, tal como también se señala en otros estudios de elementos finitos y extensométricos (Barao et al, 2013 y 2009; Tokuhisa et al, 2003; Jarayaman et al, 2012; Kono et al, 2014, Daas et al, 2008; Tanino et al, 2007), con diferencias incluso comparando ataches de bola y de bola rompedoras de estrés (Kono et al, 2014) y además con cierta dependencia de la carga, pues para cargas bajas de 8 N a nivel de la unidad implante/atache no hay diferencias en el estrés en hueso esponjoso con bolas O´ring con o sin plástico y sin embargo al aumentar la carga a 220 N el estrés en el hueso era mucho menor con el atache de bola con acrilonitrilo que sin él, (Jarayaman et al, 2012). Asimismo también se ha comprobado en sobredentaduras maxilares que modificando la resiliencia de un atache de botón rompedor de estrés, cuando este era más rígido por aumentar el módulo de elasticidad del material resiliente, aumentada el estrés óseo periimplantario y disminuía en la superficie del hueso cortical del reborde alveolar, relacionándolo con el menor desplazamiento de la prótesis al aumentar la rigidez del atache, (Tanino et al, 2007); similar conclusión también se deduce del estudio de Daas et al, (2008). Sin embargo en otro ensayo también en maxilar con ataches de bola rígidos y resilientes se señala que el máximo estrés periimplantario fue con un atache resiliente y el menor con uno rígido, (Chun et al, 2005).

Al igual que las hembras de plástico de las barras que por su menor módulo de elasticidad comparado a clips de oro, sufren mayor deformación, tienen un efecto de absorción del estrés y como consecuencia transmiten menor estrés al resto de estructuras cursando con menos microdeformación

en el hueso periimplantario para cualquier sección de barra y desajuste (Fernandes dos Santos et al, 2014), e incluso para barras con cantiléver de longitud variable, Elysad et al (2013) dice que el clip de plástico resiliente de sus barras transmitía menos fuerza a los implantes que el clip de metal regido de las barras de Cekic et al, (2007), y además soportado por los resultados de ensayos clínicos que muestran tasas de supervivencia mayores con ataches de bola que con barra (Ferrigno et al, 2002). Nuestros datos no lo avalan, salvo como modificadora del movimiento al ser una estructura resiliente, puesto que la cantidad de estrés que soporta la matrix de nylon es mínima comparada al macho tanto en el lado ipsi como contralateral (en alguno modelo con carga bilateral hasta treinta veces menor, aunque es más frecuente la relación 1/10), lo que está de acuerdo con el mínimo estrés registrado en la goma del atache O`ring del ensayo de Barao et al, (2009). En esta línea, la tensión en la hembra también sigue la tendencia general de menor estrés en el lado de no carga, con valores a su vez para uno y otro lado (con alguna excepción) mayores que los registrados para el hueso periimplantario homologo. Este hallazgo sigue avalando el efecto protector del atache para el hueso periimplantario. Por otro lado, combinando cantidad y distribución/localización del estrés en la hembra, los ataches que probablemente necesiten con mayor frecuencia el reemplazo del nylon de la hembra sean los del lado de carga unilateral posterior o combinada con carga anterior del modelo con implantes en incisivos y caninos y del modelo en aspa cuando esas cargas se aplican en el lado del implante en canino. Otro posible argumento más para evitar fuerzas unilaterales.

La literatura odontológica, no suele ofrecer datos de magnitud y localización/distribución del estrés en los ataches tipo bola, botón o Locator, lo que dificulta la comparación con estudios semejantes, en ocasiones solo indican en la interfase pilar-implante, (Tabata et al, 2010; Assunção et al, 2008). En aquellos que aportan algún dato como el de Liu et al (2013) con ataches Locator en caninos y carga posterior unilateral vertical e inclinada y vertical en incisivos, que dicen que el menor estrés en los pilares (patrix del atache) se registraba con carga unilateral posterior, que aumentaba con la inclinada y sobretodo con carga vertical anterior a nivel de incisivos; lo que no está de acuerdo con nuestros datos, que para similar modelo, la carga

unilateral posterior mostró mayor estrés que al aplicarla más mesialmente a nivel de canino o incisivo central (línea media). Quizás debido al mayor brazo de palanca desde el lugar de aplicación de la fuerza, a momentos de flexión aumentados cuando la fuerza se aplica a nivel de caninos o quizás debido al movimiento de rotación de la base alrededor de la línea de fulcro entre los dos implantes situados en caninos tal como opina Kimoto et al, (2009); lo que no ocurre con tres o cuatro implantes donde se señala menor estrés en los pilares del atache que con dos (Liu et al, 2013). Asimismo cierta concordancia se establece en la localización del estrés con este último autor, que lo distribuye por vestibular en la interfase entre el macho y la hembra de nylon, encontrándolo también nosotros en ese lugar para el modelo en caninos además de en otras situaciones. Por otro lado, la distribución del estrés en la hembra casi uniformemente por su periferia y ligera mayor concentración en su cara oclusal, coincide con Ozan and Ramoglu (2014), que en uno de los escasos artículos que relatan estrés en los ataches en laterales (Locator y bola) para carga de 100N unilateral posterior y anterior en la línea media, manifiestan que para el Locator se localizaba en la superficie superior de la hembra de nylon (en el de bola era en la zona cervical); lo que estaría indicando posiblemente el lugar de mayor desgaste de la hembra, favoreciendo su pérdida de retención. Y aunque no especifica la localización del estrés en los ataches, sí que encuentran que el menor estrés se registraba en el atache Locator comparado al de bola en ambos lados con carga unilateral posterior y similar con carga anterior. Esto es un dato positivo para los Locator, que estos autores atribuyen a su mecanismo de retención dual (contacto entre superficies externas e internas) que le proporcionan resiliencia vertical y mayor resiliencia en general.

Esta tendencia de menor estrés en los ataches de bola también se pone de manifiesto cuando se compara cuatro implantes interforaminales no ferulizados con atache de bola O'ring con ferulizados con barra, hallando que el menor estrés en los componentes protésicos se registraba con los no ferulizados (Barao et al, 2013), y en la misma línea se confirma en la literatura que los mecanismos de retención rígida pueden generar altos valores de estrés en el hueso periimplantario durante la masticación (Menicucci et al, 1998; Porter et al, 2002; Chun et al, 2005; Heckmann et al,

2001) y al contrario algún estudio in vitro muestra que la ferulización de implantes optimiza la distribución del estrés con menor magnitud (Celik and Uludag, 2007) y otro clínico prospectivo señala mayor pérdida de implantes en sobredentaduras retenidas por ataches de bola que con barra (Bergendal and Engquist, 1998). Sin embargo la cuestión está lejos de dilucidarse, al estar publicados investigaciones que muestran que ataches de bola tipo O´ring inducen concentraciones de estrés óseo periimplantario mayores que cuando están conectados por barra y clip (Tabata et al, 2010; Assunção et al, 2008), que se puede explicar por el diferente movimiento de la barra y el atache de bola; la barra permite solo un movimiento antero-posterior mientras que la bola permite además movimiento lateral e intrusivo. Esta amplitud de movimientos y sobretodo el intrusivo comprime la mucosa y dependiendo de su resiliencia el desplazamiento de la prótesis es mayor bajo cargas funcionales incrementando así el estrés óseo alrededor de los implantes. Sin embargo parece existir un mayor consenso en admitir un mejor ambiente biomecánico, una mejor optimización y menor estrés en implantes y hueso periimplantario con los ataches de bola o botón que con las barras (Barao et al, 2009, Meijer et al, 1992; Meniccuci et al, 1998; Daas et al, 2008; Porter et al, 2002), circunstancia que nuestro ensayo no nos permite clarificar.

7. CONCLUSIONES

De acuerdo con los resultados obtenidos en este proyecto de Tesis Doctoral y con las limitaciones propias de este tipo de estudios y su diseño, se pueden formular las siguientes conclusiones:

1. El estrés en el hueso periimplantario y en los ataches (patix y matrix) siempre fue mayor en el lado ipsilateral comparado al contralateral con independencia del lugar de aplicación de la carga unilateral y la situación de los implantes.
2. La carga bilateral posterior sola o combinada con carga anterior proporciona la mejor y más equitativa distribución del estrés óseo alrededor de los implantes y en los ataches de uno y otro lado para cualquier situación del complejo implante/atache.
3. El máximo estrés óseo periimplantario se registró con carga unilateral posterior sola o combinada con anterior en el lado ipsilateral de los modelos con implantes más anteriores (incisivos y caninos), incluyendo el modelo en aspa aplicada la carga en el lado del implante más mesial.
4. Independientemente de la situación de los implantes y del lugar de aplicación de la carga, el mayor estrés en uno y otro lado fue soportado por los componentes del atache, en especial del patix que exhibía mucho más tensión comparado a la hembra y al hueso periimplantario.
5. El modelo con implantes en segundos premolares/primer molar mostraba los menores valores de estrés comparado al resto de modelos para cualquier lugar de aplicación de carga incluida la bilateral, a excepción de con carga anterior.

6. La cantidad de estrés óseo alrededor de los implantes de los modelos de sobredentaduras con implantes a nivel de incisivos laterales o caninos registraba pequeñas diferencias en uno y otro lado, cualquiera que fuese el lugar de aplicación de la carga, con ligero mejor comportamiento para la situación en caninos.

7. El modelo con implantes en aspa con carga unilateral del lado del implante más distal, mostró los menores valores de estrés periimplantario en ese lado comparado al resto de modelos, incluido el de premolares, y con excepciones para el lado de no carga

8. Independientemente del lugar de aplicación de la carga, los attaches (macho y hembra) situados en el modelo con implantes en segundos premolares soportaban menor estrés en uno y otro lado comparado a los situados en laterales y caninos, con alguna excepción. De estos dos el mejor comportamiento era para los attaches en caninos.

9. Con implantes en aspa y con carga uni o bilateral en cualquier lugar del lado del implante más distal, los valores de estrés en el atache de ese lado eran menores comparados al resto de modelos. Con carga en el lado del implante más mesial el comportamiento es diferente.

10. La zona cresta óseo periimplantaria y en concreto sus áreas distales o disto-linguales además del hueso que rodea al ápice del implante, fueron los lugares preferentes de localización, distribución y concentración del estrés, en general para cualquier lugar de aplicación de carga y modelo.

11. En los attaches, con independencia de lugar de carga y modelo, el estrés en el macho se localizaba en el cuerpo con disipación hacia los espiras de la zona roscada y en la hembra distribuido más/menos por toda su periferia.

12. Los resultados obtenidos no nos permiten admitir en general y debemos rechazar la hipótesis de trabajo planteada como: - *La sobredentadura mandibular retenida por dos implantes axiales de situación anterior*

*provoca menor tensión/deformación en el hueso periimplantario y
ataches que los situados en otra posición.*

8. BIBLIOGRAFÍA

Abdel-Latif HH, Hobkrik JA, Kelleway JP. Functional mandibular deformation in edentulous subjects treated with dental implants. *Int J Prosthodont* 2000; 13:513-519.

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

Aglietta M, Lorio Siciliano V, Zwahlen M, Brägger U, Lang NP, Salvi GE. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2009; 5:441-451.

Akça K, Cehreli MC, Uysal S. Marginal bone loss and prosthetic maintenance of bar-retained implant-supported overdentures: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:137-145.

Akoglu B, Ucankale M, Ozkan Y, Kulak-Ozkan Y. Five-year treatment outcomes with three brands of implants supporting mandibular overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26:188-194.

Alsabeeha NH, Payne AG, Swain MV. Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont* 2009; 22:429-440.

Allen PF, Thomason JM, Jepson NJA, Nohl F, Smith DG, Ellis J. A randomized controlled trial of implant-retained mandibular overdentures. *J Dent Res* 2006; 85:547-551.

Assad AS, Hassan SA, Shawky YM, Badawy MM. Clinical and radiographic evaluation of implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. *Implant Dent* 2007; 16:212-223.

Assunção WG, Barao VAR, Delben JA, Gomes EA, Tabata LF. A comparison of patient satisfaction between treatment with conventional complete dentures and overdentures in the elderly: a literature review. *Gerodontology* 2010; 27: 154-162

Assunção WG, Tabata LF, Barão VA, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil* 2008; 35:766-774.

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

Assunção WG, Gomes EA, Barão VA, Delben JA, Tabata LF, de Sousa EA. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: a finite element analysis. *J Craniofac Surg* 2010; 21:689-695.

Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. *Int J Prosthodont* 2004; 17:425-433.

Attard NJ, David LA, Zarb GA. Immediate loading of implants with mandibular overdentures: one-year clinical results of a prospective study. *Int J Prosthodont* 2005; 18:463-470.

Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008; 100:422-423

Barão VA, Assunção WG, Tabata LF, de Sousa EA, Rocha EP. Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA. *Comput Methods Program Biomed* 2008; 92:213-223.

Barão VA, Assunção WG, Tabata LF, Delben JA, Gomes EA, de Sousa EA, Rocha EP. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *J Craniofac Surg* 2009; 20:1066-1071.

Barão VA, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible--a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech* 2013; 46:1312-1320.

Barbier L, Schepers E: Adaptative bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12:215-223.

Batenburg RH, Raghoobar GM, Van Oort RP; Heijdenrijk K, Boering G: Mandibular overdentures supported by two or four endosteal implants. A prospective comparative study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1998; 27:435-439.

Bayer S, Steinheuser D, Grüner M, Keilig L, Enkling N, Stark H, Mues S. Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures retention force changes. *Gerodontology* 2009; 26: 268-272.

Beaupré GS, Orr TE, Carter DR. An approach for time-dependent bone modeling and remodelling theoretical development. *J Orthop Res* 1990; 8:651-661.

Becker CM. Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: a 10-year retrospective analysis. *Quintessence Int* 2004; 35:437-441.

Berge TI, Grønningsaeter AG. Survival of single crystal sapphire implants supporting mandibular overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11:154-162.

Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:253-262

Besimo CH, Graber G, Flühler M. Retention force changes in implant-supported titanium telescope crowns over long-term use in vitro. *J Oral Rehabil* 1996; 23:372-378.

Besimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures *J Oral Rehabil* 2003; 30:671-678.

Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P. 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 MW, Misch CE. The biomechanics of interimplant spacing. In: *Proceedings of the 4th International Congress of Implants and Biomaterials in Stomatology*. Charleston: SC, 1990

Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent* 1992; 1:298-294.

Bilhan SA, Bilhan H, Bozdog E, Sunbuloglu E, Baykasoglu C, Kutay O. The influence of the attachment type and implant number supporting mandibular overdentures on stress distribution: an in vitro study, Part I. *Implant Dent* 2013; 22:39-48.

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

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

Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys* 2009; 31: 806-815.

Borchers I, Reidhart P. Three-dimensional stress distribution around dental implants at different stages of interface development. *J Dent Res* 1994; 62:155-159.

Botega DM, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil* 2004; 31:884-889

Bouazza K, Ijeilat E, Selva EJ, Mañes JF. Diseño y complicaciones de las sobredentaduras mandibulares retenidas mediante implantes. *Quintessence (Ed. Española)* 2005; 18:509-515.

Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle 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 Implant Res* 2001; 12:26-34

Bränemark PI, Engstrand P, Ohrmell LO et al. Bränemark novum. A new concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow up study. *Clin Impl Dent Related Res* 1999; 1:2-16.

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

- Bryant SR, Zarb GA. Crestal bone loss proximal to oral implants in older and younger adults. *J Prosthet Dent* 2003; 89:589-597.
- Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3:85-97
- Burch JG. Patterns of change in human mandibular arch width during jaw excursion. *Arch Oral Biol* 1972: 623-631.
- Burns DR, Unger JW, Coffey JP, Waldrop TC, Elswick RK Jr. Randomized, prospective, clinical evaluation of prosthodontic modalities for mandibular implant overdenture treatment. *J Prosthet Dent* 2011; 106:12-22.
- Büttel AE, Schmidli F, Marinello CP, Lüthy H. First clinical experiences with ceramic ball attachments for overdentures. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2008; 118: 27-35.
- Büttel AE, Bühler NM, Marinello CP. Locator or ball attachment: a guide for clinical decision making. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2009; 119: 901-918.
- Carlsson GE. Implant and root supported overdentures - a literature review and some data on bone loss in edentulous jaws. *J Adv Prosthodont* 2014; 6: 245-52.
- Carlsson GE, Kronstrom M, de Baat C. A survey of the use of mandibular implant overdentures in 10 countries. *Int J Prosthodont* 2004; 17:211-217.
- Carlsson GE. Dental occlusion: modern concepts and their application in implant prosthodontics. *Odontology* 2009; 97:8-17.
- Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal forces in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2:101-108.
- Cehreli MC, Uysal S, Akca K. Marginal bone level changes and prosthetic maintenance of mandibular overdentures supported by 2 implants: a 5-year randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010a; 12:114-121.
- Cehreli MC, Iplikcioglu H, Bilir OG. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses in vitro evaluation of axial versus off-set loading. *J Oral Rehabil* 2002; 29:394-400.

Cehreli MC, Karasoy D, Kokat AM, Akca K, Eckert SE. Systematic review of prosthetic maintenance requirements for implant-supported overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010b; 25:163-180

Cehreli MC, Karasoy D, Kökat AM, Akça K, Eckert S. A systematic review of marginal bone loss around implants retaining or supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010c; 25:266-277.

Cekiç C, Akça K, Cehreli MC. Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures. *Quintessence Int* 2007; 38:e291-e297.

Celik G, Uludag B. Effect of the number of supporting implants on mandibular photoelastic models with different implant-retained overdenture designs. *J Prosthodont*. 2014; 23: 374-380

Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2007; 97:229-235.

Cicero J, Daudt W: Implantes óseo-integrados: Cirugía y prótesis. In: Vedovato E, Chilvarquer I; eds. *Overdenture (sobredentadura) ¿Cómo y cuándo?* Brasil: Artes Médicas Ltda, 2003:179-203.

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

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 Suppl 1:33-58.

Cordioli G, Majzoub Z, Castagna S. Mandibular overdentures anchored to single implants: a five-year prospective study. *J Prosthet Dent* 1997; 78:159-165.

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.

Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont* 2005; 18: 99-105.

Cune M, Burgers M, van Kampen F, de Putter C, van der Bilt A. Mandibular overdentures retained by two implants: 10-year results from a crossover

clinical trial comparing ball-socket and bar-clip attachments. *Int J Prosthodont.* 2010; 23:310-317.

Cunha LD, Pellizzer EP, Verri FR, Pereira JA. Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. *Implant Dent.* 2008; 17:278-287.

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

Chaffee NR, Felton DA, Cooper LF, Palmqvist U, Smith R. Prosthetic complications in an implant-retained mandibular overdenture population: Initial analysis of a prospective study. *J Prosthet Dent* 2002; 87:40-44.

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

Chiapasco M, Gatti C. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a 3- to 8-year prospective study on 328 implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003; 5:29-38.

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

Christie TE. Cephalometric patterns of adults with normal occlusion. *Angle Orthod* 1977; 47:128-135

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

Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ Jr. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont* 2004; 13:221-226

Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys.* 2008; 30:218-225.

Dantas I de S, Souza MB, Morais MH, Carreiro Ada F, Barbosa GA. Success and survival rates of mandibular overdentures supported by two or four implants: a systematic review. *Braz Oral Res* 2014; 28: 74-80

Dashti MH, Atashrazm P, Emadi MI, Mishaeel S, Banava S. The effects of two attachment types on the stresses introduced to the mandibular residual ridge: a 3D finite element analysis. *Quintessence Int* 2013; 44:585-590

De Almeida EO, Rocha EP, Assunção WG, Júnior AC, Anchieta RB. Cortical bone stress distribution in mandibles with different configurations restored with prefabricated bar-prosthesis protocol: a three-dimensional finite-element analysis. *J Prosthodont* 2011; 20:29-34.

De Almeida EO, Rocha EP, Freitas AC Jr, Freitas MM Jr. Finite element stress analysis of edentulous mandibles with different bone types supporting multiple-implant superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:1108-1114.

De Boever AL, Keersmaekers K, Vanmaele G, Kerschbaum T, Theuniers G, De Boever JA.. Prosthetic complications in fixed endosseous implant-borne reconstructions alter an observations period of at least 40 months. *J Oral Rehabil* 2006; 33:833-839.

De Smet E, Jaecques SV, Jansen JJ, Walboomers F, Vander Sloten J, Naert IE. Effect of constant strain rate, composed of varying amplitude and frequency, of early loading on peri-implant bone (re)modelling. *J Clin Periodontol* 2007; 34:618-624.

Deporter D, Watson P, Pharoah M, Todescan R, Tomlinson G. Ten-year results of a prospective study using porous-surfaced dental implants and a mandibular overdenture. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002; 4:183-189.

Deporter D, Watson P, Pharoah M, Levy D, Todescan R. Five- to six-year results of a prospective clinical trial using the Endopore dental implant and a mandibular overdenture. *Clin Oral Implants Res* 1999; 10:95-102.

Doukas D, Michelinakis G, Smith PW, Barclay CW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *Int J Prosthodont* 2008; 21:152-154.

Dudic A, Mericske-Stern R. Retention mechanism and prosthetic complications of implant-supported mandibular overdentures. Long-term results. *Clin Oral Implants Res* 2002; 4:212-219.

Duyck J, Naert I. Failure of oral implants: etiology, symptoms and influence factors. *Clin Oral Invest* 1998; 2:102-114.

Duyck J, Van Oosterwyck, Vander Stolen J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11:465-475.

Duyck J, Ronold HJ, Oosterwyck HV Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influences of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implant Res* 2001; 207-218.

Ebadian B, Mosharraf R, Khodaeian N. Finite element analysis of the influence of implant inclination on stress distribution in mandibular overdentures. *J Oral Implantol* 2013. Apr 10. PMID 23574403.

Ebadian B, Farzin M, Talebi S, Khodaeian N. Evaluation of stress distribution of implant-retained mandibular overdenture with different vertical restorative spaces: A finite element analysis. *Dent Res J*. 2012; 9:741-747.

Eckert SE, Carr AB. Implant retained maxillary overdentures. *Dent Clin N Am* 2004; 48:585-601.

Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:810-818.

Eckfeldt A, Christiansson U, Eriksson T, Lindén U, Lundqvist S, Rundcrantz T, Johansson LA, Nilner K, Billström C. A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12:462-467.

Ekici B. Numerical analysis of a dental implant system in three-dimension. *Adv Engin Soft* 2002; 33:109-113.

Elsyad MA, Al-Mahdy YF, Salloum MG, Elsaih EA. The effect of cantilevered bar length on strain around two implants supporting a mandibular overdenture. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013a; 28:e143-150.

Elsyad MA, Elsaadawy MG, Abdou AM, Habib AA. Effect of different implant positions on strain developed around four implants supporting a mandibular overdenture with rigid telescopic copings. *Quintessence Int* 2013b; 44:679-686.

Ellis JS, Thomason JM, Jepson NJ, Nohl F, Smith DG, Allen PF. A randomized-controlled trial of food choices made by edentulous adults. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19:356-361.

Ellis JS, Burawi G, Walls A, Thomason JM. Patient satisfaction with two designs of implant supported removable overdentures; ball attachment and magnets. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20: 1293-1298.

Emami E, Heydecke G, Rompré PH, de Grandmont P, Feine JS. Impact of implant support for mandibular dentures on satisfaction, oral and general health-related quality of life: a meta-analysis of randomized-controlled trials. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: 533-544.

Engelman MJ. Oseointegración. Diagnóstico clínico y alternativas restauradoras. Barcelona: Quintessence, 1998.

Eser A, Akça K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009a; 24:439-446.

Eser A, Tonuk E, Akca K, Cehreli MC. Numeric simulation of time-dependent remodeling of bone around loaded oral implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009b; 24:597-608.

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

Evtimovska E, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *J Prosthodont.* 2009; 18: 479-483.

Fanuscu MI, Iida K, Caputo AA, Nishimura RD. Load transfer by an implant in a sinus-grafted maxillary model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18:667-674.

Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais J, Naert I, Payne AG, Penrod J, Stoker GT, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomson WM, Wismeijer D. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17:601-602

Feine JS, Carlsson GE. Implant overdentures. The standard of care for edentulous patients. Chicago: Quintessence, 2003.

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

Fischman B. The rotational aspect of mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 1990; 64:483-485.

Fernandes dos Santos MB, Bacchi A, Correr-Sobrinho L, Consani RL. The influence of clip material and cross sections of the bar framework associated with vertical misfit on stress distribution in implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont* 2014; 27:26-32.

Ferrigno N, Laureti M, Fanali S, Grippaudo G. A long-term follow-up study of non-submerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I: Ten-year life table analysis of a prospective multicenter study with 1286 implants. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13: 260-73.

Fitzpatrick B. Standard of care for the edentulous mandible: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2006; 95:71-78.

Frederick DR, Caputo AA: Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent* 1996; 76:624-632.

Freeman C, Brook I, Joshi R. Long term follow-up of implant-stabilised overdentures. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2001; 9:147-150.

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

Fromentin O, Picard B, Tavernier B. In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11:391-397.

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

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

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

- Frost HM. Perspectives: a proposed general model of the mechanostat (suggestions from a new paradigm). *Anat Rec* 1996; 244:139-147.
- Frost HM. From Wolff's law to the Utah paradigm: insights about bone physiology and its clinical applications. *Anat Rec* 2001; 262:398-419
- Frost HM. A 2003 update of bone Physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthod* 2004; 74:3-15.
- Gamborena JI, Hazelton LR, NaBadalung D, Brudvik J. Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. *Int J Prosthodont* 1997; 10:123-130.
- Gatti C, Chiapasco M. Immediate loading of Brånemark implants: a 24-month follow-up of a comparative prospective pilot study between mandibular overdentures supported by conical transmucosal and standard MK II implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002; 4:190-199.
- Geckili O, Cilingir A, Erdogan O, Kesoglu AC, Bilmenoglu C, Ozdiler A, Bilhan H. The influence of momentary retention forces on patient satisfaction and quality of life of two-implant-retained mandibular overdenture wearers. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015; 30: 397-402.
- Geering AH, Kundert M. *Atlas de Protesis Total y Sobredentaduras*. Barcelona: Salvat, 1988:163-169.
- Geng JP, Tan K, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85:585-598.
- Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK.. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 226-229.
- Glantz PO, Nilder K. Biomechanical aspects of prosthetic implant bone reconstruction. *J Periodontol* 2000; 17:119-124.
- Gonda T, Dong J, Maeda Y. Stress analysis of an overdenture using the finite element method. *Int J Prosthodont* 2013; 26:340-342.
- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003; 90:121-132.
- Gotfredsen K, Holm B. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 2000; 13:125-130.

Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load. A study in the dog. *Clin Oral Implant Res* 2001; 12:552-558.

Goto T, Nagao K, Ishida Y, Tomotake Y, Ichikawa T. Influence of Matrix Attachment Installation Load on Movement and Resultant Forces in Implant Overdentures. *J Prosthodont* 2015; 24:156-163.

Graf H. Bruxism. *Dent Clin North Am* 1969; 13:659-665

Greco GD, Jansen WC, Landre Junior J, Seraidarian PI. Biomechanical analysis of the stresses generated by different disocclusion patterns in an implant-supported mandibular complete denture. *J Appl Oral Sci* 2009; 17: 515-520.

Gross MD. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aust Den J* 2008; 53:s60-s68.

Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD. Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *J Prosthodont* 2005; 14:3-11.

Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res* 1977; 85:200-220

Haruta A, Matsushita Y, Tsukiyama Y, Sawae Y, Sakai N, Koyano K. Effects of mucosal thickness on the stress distribution and denture stability of mandibular implant-supported overdentures with unsplinted attachments in vitro. *J Dent Biomech* 2011; 2011:ID 894395 7 pages. doi: 10.4061/2011/894395.

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

Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Oral Implants Res* 2001; 12: 640-607.

Hegazy SAF, Elshahawi IM, ElMotayam H. Stresses induced by mesially and distally placed implants to retain a mandibular distal-extension removable partial overdentures. A comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28:403-407

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

Heydecke G, Thomason JM, Awad MA, Lund JP, Feine JS. Do mandibular overdentures and conventional complete dentures meet the expectations of edentulous patients?. *Quintessence Int* 2008; 9: 803-809

Heydecke G, Locker D, Awad MA, Lund JP, Feine JS: Oral and general health-related quality of life with conventional and implant dentures. *Community Dent Oral Epidemiol* 2003; 31:161-168.

Heydenrijk K, Batenburg RH, Raghoobar GM, Meijer HJ, Van Oort RP, Stegenga B. Overdentures stabilised by two IMZ implants in the lower jaw- a 5-8 year retrospective study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1998; 6:19-24.

Hobkirk JA, Abdel-Latif HH, Howlett J, Welfare R, Moles DR. Prosthetic Treatment Time and Satisfaction of Edentulous Patients Treated with Conventional or Implant-Supported Complete Mandibular Dentures: A Case-Control Study (Part 1). *Int J Prosthodont* 2008; 21: 489-495.

Hobkirk JA, Abdel-Latif HH, Howlett J, Welfare R, Moles DR. Prosthetic Treatment Time and Satisfaction of Edentulous Patients Treated with Conventional or Implant-Supported Complete Mandibular Dentures: A Case-Control Study (Part 2). *Int J Prosthodont* 2009; 22:13-19.

Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position of detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prosthet Dent* 1998; 80:169-174.

Hussein MO. Stress-strain distribution at bone-implant interface of two splinted overdenture systems using 3D finite element analysis. *J Adv Prosthodont* 2013; 5:333-340.

Hong HR, Pae A, Kim Y, Paek J, Kim HS, Kwon KR. Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27:e69-76.

Hylander WL. Mandibular function in *Galago crassicaudatus* and *Macaca fascicularis*: an in vivo approach to stress analysis. *J Morphol* 1979; 159:253-258.

Hylander WL. Stress and strain in the mandibular symphysis of primates: a test of competing hypothesis. *Am J Phys Antropol* 1984; 64:1-46.

Ihde S, Goldmann T, Himmvola 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; 106:863-872.

İplikçioğlu H, Akça K, Cehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18:258-265.

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

Jayaraman S, Mallan S, Rajan B, Anachaperumal MP. Three-dimensional finite element analysis of immediate loading mini over denture implants with and without acrylonitrile O-ring. *Indian J Dent Res* 2012; 23:840-841.

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

Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörneús L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991b; 6:413-417.

Jong MH, Wright PS, Meijer HJ, Tymstra N. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with overdentures supported by two or four endosseous implants in a 10-year prospective comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:1168-1174.

Kayabasi O, Yüzbaşıoğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Adv Engin Soft* 2006; 37:649-658.

Karabuda C, Yaltirik M, Bayraktar M. A clinical comparison of prosthetic complications of implant-supported overdentures with different attachment systems. *Implant Dent* 2008; 17:74-81.

Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998; 80:559-564.

Kern JS, Kern T, Wolfart S, Heussen N. A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: post-loading implant loss. *Clin Oral Implants Res* 2015; Feb 9. doi: 10.1111/clr.12531. PMID 256646120.

Kiener P, Oetterli M, Mericske E, Mericske-Stern R. Effectiveness of maxillary overdentures supported by implants: maintenance and prosthetic complications. *Int J Prosthodont* 2001; 14:133-140.

Kim HY, Lee JY, Shin SW, Bryant SR. Attachment systems for mandibular implant overdentures: a systematic review. *J Adv Prosthodont* 2012; 4:197-203.

Kim Y, Oh T-J, Misch CE, Wang H-L. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 2005; 15:113-121

Kimoto S, Pan S, Drolet N, Feine JS. Rotational movements of mandibular two-implant overdentures. *Clin Oral Implants Res*. 2009; 20:838-43.

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: consideration based in a three dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15:401-412.

Kleis WK, Kämmerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W. A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12:209-218.

Klemetti E. Is there a certain number of needed to retain an overdenture? *J Oral Rehabil* 2008; 35 Suppl 1:80-84.

Kono K, Kurihara D, Suzuki Y, Ohkubo C. In vitro assessment of mandibular single/two implant-retained overdentures using stress-breaking attachments. *Implant Dent*. 2014; 23:456-462.

Kordatzis K, Wright PS, Meijer HJ. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 447-452.

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

Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors-Part II: surgical and prosthetic complications. *Implant Dent* 2004; 13:373-385.

Koutouzis T, Wennström JL. Bone level changes at axial-and-no axial-positioned implant supporting fixed partial dentures. A 5-year retrospective longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18:585-590.

Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18:720-726.

Krennmair G, Ulm C. The symphyseal single-tooth implant for anchorage of a mandibular complete denture in geriatric patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16:98-104.

Krennmair G, Krainhöfner M, Piehslinger E. Implant-supported mandibular overdentures retained with a milled bar: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22:987-994.

Krennmair G, Krainhöfner M, Piehslinger E. The influence of bar design (round versus milled bar) on prosthodontic maintenance of mandibular overdentures supported by 4 implants: a 5-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2008; 21:514-520.

Kuoppala R, Närpänkangas R, Raustia A. Quality of life treated with implant-supported mandibular overdentures evaluated with the oral health impact profile (OHIP-14): a survey of 58 patients. *J Oral Maxillofac Res* 2013; Jul 1;4(2): e4. doi: 10.5037/jomr.2013.4204. PMID 24422032.

Laney WR, Broggin N, Cochran DL et al. Glossary of Oral and Maxillofacial Implants. Berlin: Quintessence, 2007.

Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 102-105.

Lekholm U, van Steenberghe D, Hermann I, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:627-635.

Lekholm U. La zona quirúrgica. In: Lindhe J, ed. *Periodontología Clínica e Implantología Odontológica*. Buenos Aires: Médica Panamericana, 2008:892-906.

Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985: 199-210.

Liddelow G, Henry P. The immediately loaded single implant-retained mandibular overdenture: a 36-month prospective study. *Int J Prosthodont* 2010; 23:13-21.

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

Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent*. 2013; 41:241-249.

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; 76:1667-1674.

Lobbezoo F, Van Der Zaag J, Naeije M. Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants: an updated review. *J Oral Rehabil* 2006; 33:293-300.

Lowe LG, Shcherbukhin VM. An implant-supported, cobalt-chromium milled bar and nonflanged attachment-retained overdenture to rehabilitate the edentulous mandible. *J Prosthet Dent* 2009; 102:46-51.

Ma S, Tawse-Smith A, De Silva RK, Atieh MA, Alsabeeha NH, Payne AG. Maxillary three-implant overdentures opposing mandibular two-implant overdentures: 10-year surgical outcomes of a randomized controlled trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; doi: 10.1111/cid.12325. PMID 25828951

Ma S, Payne AG. Marginal bone loss with mandibular two-implant overdentures using different loading protocols: a systematic literature review. *Int J Prosthodont* 2010a; 23:117-126.

Ma S, Tawse-Smith A, Thomson WM, Payne AG. Marginal bone loss with mandibular two-implant overdentures using different loading protocols and attachment systems: 10-year outcomes. *Int J Prosthodont*. 2010b; 23:321-332.

Machado AC, Cardoso L, Brandt WC, Henriques GE, de Arruda Nóbilo MA. Photoelastic analysis of the distribution of stress in different systems of

- overdentures on osseous-integrated implants. *J Craniofac Surg.* 2011; 22:2332-2336.
- Maeda Y, Horisaka M, Yagi K. Biomechanical rationale for a single implant-retained mandibular overdenture: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2008; 19:271-275.
- Mallat-Desplats E, Mallat-Callís E: *Prótesis parcial removible y sobredentaduras.* Barcelona: Elsevier, 2003:373-426.
- Manda M, Galanis C, Georgiopoulos V, Provatidis C, Koidis P. Effect of varying the vertical dimension of connectors of cantilever cross-arch fixed dental prostheses in patients with severely reduced osseous support: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2010; 103:91-100.
- Manju V, Sreelal T. Mandibularbimplant-supported overdenture: an in vitro comparison of ball, bar and magnetic attachments. *J Oral implantol* 2013; 39: 302-307.
- Marinis A, Afshari F, Yuan J, Sukotjo C, Lee D, Syros G, Knoernschild K, Campbell S. Retrospective Analysis of Implant Overdenture Treatment in the Advanced Prosthodontic Clinic at the University of Illinois at Chicago. *J Oral Implantol* 2014; Sep 18. PMID 25233290
- Martin RB, Burr DB. *Structure, function and adaptation of compact bone.* New York: Raven Press, 1989
- Mau J, Behneke A, Behneke N, Fritze-meier CU, Gomez-Roman G, d'Hoedt B, Spiekermann H, Strunz V, Yong M. Randomized multicenter comparison of 2 IMZ and 4 TPS screw implants supporting bar-retained overdentures in 425 edentulous mandibles. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18:835-847.
- Meijer HJ, Raghoobar GM, Batenburg RH, Visser A, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: a 10-year clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: 722-728.
- Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *JProsthet Dent* 1992; 68:96-102
- Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman FA. Three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol* 1993; 38:491-496.

Meijer HJ, Starmans FJ, Steen Wh, Bosman F. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the desing of the superstructure. *J Oral Rehabil* 1994; 21:47-56.

Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J Prosthodont*. 1994b; 7:271-279

Meijer HJ, Geertman ME, Raghoobar GM, Kwakman JM. Implant-retained mandibular overdentures: 6-year results of a multicenter clinical trial on 3 different implant systems. *J Oral Maxillofac Surg* 2001; 59:1260-1268.

Meijer HJ, Raghoobar GM, Van't Hof MA, Visser A. A controlled clinical trial of implant-retained mandibular overdentures: 10 years' results of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Brånemark implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004; 15:421-427.

Meijer HJ, Raghoobar GM, Batenburg RHK, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two Brånemark, IMZ or ITI implants: a ten-year prospective randomized study. *J Clin Periodontol* 2009; 36:799-806.

Meijer HJ, Raghoobar GM, Van't Hof MA, Visser A, Geertman ME, Van Oort RP. A controlled clinical trial of implant-retained mandibular overdentures: five-years results of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Brånemark implants. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11:441-447.

Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture finite element analysis of two anchorage systems *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:369-376.

Mericske-Stern R, Probst D, Fahrländer F, Schellenberg M. Within-subject comparison of two rigid bar designs connecting two interforaminal implants: patients' satisfaction and prosthetic results. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009; 11: 228-237.

Mericske-Stern R: Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 53:375-383.

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

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* 2000b; 84:535-547.

Mericske-Stern RD, Taylor TD, Besler U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 2000a; 11 Suppl 1:108-125.

Michelinakis G, Barclay CW, Smith PW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values. *Int J Prosthodont*. 2006; 19:507-512.

Misch CE: *Implantología Contemporánea*. Tercera ed., Barcelona: Elsevier 2009:68-87; 293-310; 543-55.

Misch CE. Densidad ósea: factor determinante en el plan de tratamiento. In: Misch CE, ed. *Implantología Contemporánea*. 3ª ed. Barcelona: Elsevier, 2009b:130-146.

Misch CE: *Prótesis dental sobre implantes*. Barcelona: Elsevier, 2006:206-250.

Misch CE. The effect of bruxismo on treatment planning for dental implants. *Dent Today* 2002; 9:76-81.

Misch CE, Bidez MW. Implant protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compend Cont Dent Educ* 1994; 15:1330-1343.

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; 57:700-706.

Miyamoto Y, Koretake K, Hirata M, Kubo T, Akagawa Y. Influence of static overload on the bony interface around implants in dogs. *Int J Prosthodont* 2008; 21:437-444.

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

Morneburg TR, Pröschel PA. Measurements of masticatory forces and implant loads: A methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002; 15:20-27.

Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 195-202.

Naert I, Alsaadi G, Van Steenberghe D, Quirynen M. A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: peri-implant outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004b; 19: 695-702.

Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D: Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures: a 4-years report. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 671-680.

Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont* 2004a; 17:401-410.

Naert IE, Gizani S; Vuylsteke M, Van Steenberge DA: Randomised Clinical Trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in mandibular overdenture therapy: a 3 years report. *Clin Oral Invest* 1997; 1:81-88.

Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil* 1999; 26:195-202.

Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models - Part II (effect of horizontal load). *J Craniomaxillofac Surg* 2003; 31:168-175.

Natali AN, Pavan PG. A comparative analysis based on different strength criteria for evaluation of risk factor for dental implants. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2002; 5:127-133.

Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser U. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Maxillofac Implants* 2006; 21:919-928.

Ohkubo C, Kurihara D, Shimpo H, Suzuki Y, Kokubo Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: in vitro assessment. *J Oral Rehabil.* 2007; 34:52-56.

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: 648-657.

Örtop A, Jemt T. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the partially edentulous mandible: a 10-year comparative follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008; 10:128-139.

Ozan O, Ramoglu S. Effect of implant height differences on different attachment types and peri-implant bone in mandibular two-implant overdentures: 3D finite element study. *J Oral Implantol* 2014; 28: PMID 244717669

Pan YH, Lin TM, Liang CH. Comparison of patient's satisfaction with implant-supported mandibular overdentures and complete dentures. *Biomed J* 2014; 37: 156-162.

Pan YH, Ramp LC, Liu PR: Patient responses to dental implant-retained mandibular overdenture therapy: a 6-year clinical study. *Chang Gung Med J.*2007; 30:363-369.

Parfitt GS. Measurement of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res* 1960; 39:608-612.

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

Peroz I, Leuenberg A, Haustein I, Lange KP. Comparison between balanced occlusion and canine guidance in complete denture wearers--a clinical, randomized trial. *Quintessence Int* 2003; 34:607-612.

Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, Pellizzer EP. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol* 2014; 40:217-228.

Petrie CS, Walker MP, Lu Y, Thiagarajan G. A preliminary three-dimensional finite element analysis of mandibular implant overdentures. *Int J Prosthodont* 2014; 27:70-72.

Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E. Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12:176-185.

Petropoulos VC, Smith W. Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17:526-535.

Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N, Souza GF, Ichi AL. Photoelastic stress analysis in mandibular bone surrounding bar-clip overdentura implants. *Braz Oral Res* 2014; 28: dx.doi.org/10.1590/S1806-83242013005000034. PMID: 24878673

Porter JA Jr, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17:651-662.

Praskash V, D' Souza M, Adhikari R. A comparison of stresses distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2009; 20:31-36.

Raghoobar GM, Friberg B, Grunert I, Hobkirk JA, Tepper G, Wendelhag I. 3-year prospective multicenter study on one-stage implant surgery and early loading in the edentulous mandible. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003; 5:39-46.

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

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

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

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

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

Rentsch-Kollar A, Huber S, Mericske-Stern R. Mandibular implant overdentures followed for over 10 years: patient compliance and prosthetic maintenance. *Int J Prosthodont* 2010; 23:91-98.

Rice JC, Cowin SC, Bowman JA. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *J Biomech* 1988; 21:155-168.

Rismanchian M, Bajoghli F, Mostajeran Z, Fazel A, Eshkevari Ps. Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients. *J Oral Implantol* 2009; 35:196-200.

Rocuzzo M, Bonino F, Gaudio L, Zwahlen M, Meijer HJ. What is the optimal number of implants for removable reconstructions? A systematic review on implant-supported overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23 (Suppl 6): 229-237

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

Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbenbo AO, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20:69-76.

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 Implants Res* 2003; 14:303-311.

Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Long-term survival and succes 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; 19:247-259.

Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil* 2007; 34:41-51.

Sading W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int* 2009, 40:313-319.

Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever desing. *J Prosthet Dent* 2004; 92:328-336.

Sahin S, Cehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent* 2002; 30:271-282.

Salvi G, Brägger U. Mechanical ang technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:69-85

Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. Biomechanical effects of double or wide implants for single molar replacement in the posterior mandibular region. *J Oral Rehabil* 2000; 27:842-845.

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

Scherer MD, McGlumphy EA, Seghi RR, Campagni WV. Comparison of retention and stability of implant-retained overdentures based upon implant number and distribution. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28:1619-1628.

Scherer MD, McGlumphy EA, Seghi RR, Campagni WV. Comparison of retention and stability of two implant-retained overdentures based on implant location. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 515-21.

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

Schwartz-Arad D, Kidron N, Dolev E. A long-term study of implants supporting overdentures as a model for implant success. *J Periodontol* 2005; 76:1431-1435.

Sekine H, Komiyama Y, Hotta H et al. Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems. In: Van Steeberghe D, ed. *Tissue integration in oral maxillofacial reconstruction*. Amsterdam: Elsevier, 1986

Sethi A, Kaus T, Sochor P, Axmann-Krcmar D, Chavanaz M. Evolution of the concept of angulated abutments in implant dentistry: 14-year clinical data. *Implant Dent* 2002; 11:41-51.

Setz I, Lee SH, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 1998; 80:323-329.

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

Sfandiari S, Lund JP, Penrod JR, Savard A, Thomason JM, Feine JS. Implant overdenture for edentulous elders: stud of patient preference. *Gerodontology* 2009; 26: 3-10.

Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent* 1994; 71:23-26.

Siadat H, Alikhasi M, Mirfazaelian A, Gerapimanah F, Zaery F. Patient satisfaction with implant-retained mandibular overdentures: a retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008; 10: 93-98.

Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J Jr. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25:239-246.

Spazzin AO, Abreu RT, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. Evaluation of stress distribution in overdenture-retaining bar with different levels of vertical misfit. *J Prosthodont* 2011; 20:280-285.

Stewart BL, Edwards RO. Retention and wear of precision-type attachments. *J Prosthet Dent* 1983; 49:28-34.

Stoker GT, Wismeijer D, van Waas MA. An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of aftercare and cost-analysis with three types of mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res* 2007; 86:276-280.

Strong JT, Misch CE, Bidez MW, Nalluri P. Functional surface area: thread-form parameter optimization for implant body design. *Compend Cont Educ Dent* 1998; 19:19-25.

Svetlize CA, Bodereau EF Jr. Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence Int*. 2004; 35:443-448.

Tabata LF, Assunção WG, Barão VA, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EA, Rocha EP. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*. 2010; 21:696-702

Takanashi Y, Penrod JR, Lund JP, Feine JS. A cost comparison of mandibular two-implant overdenture and conventional denture treatment. *Int J Prosthodont* 2004; 17:181-186.

Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 193-198.

Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complications rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21:275-282.

Taylor TD. Indications and treatment planning for mandibular implant overdentures. In: Feine JS, Carlsson GE, eds. *Implant overdentures as the standard of care for edentulous patients*. Chicago: Quintessence, 2003: 71-81.

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

Thomason JM, Heydecke G, Feine JS, Ellis JS. How do patients perceive the benefit of reconstructive dentistry with regard to oral health-related quality of life and patient satisfaction? A systematic review. *Clin. Oral Impl. Res* 2007; 18 (suppl.3): 168-188.

Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Müller F, Naert I, Ellis JS, Barclay C, Butterworth C, Scott B, Lynch C, Stewardson D, Smith P, Welfare R, Hyde P, McAndrew R, Fenlon M, Barclay S, Barker D. Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients--the York Consensus Statement. *Br Dent J* 2009; 207:185-186.

Thomasson JM. The use of mandibular implant-retained overdentures improve patient satisfaction and quality of life. *J Evid Based Dent Pract* 2010; 10:61-63

Tinsley D, Watson CJ, Russell JL. A comparison of hydroxylapatite coated implant retained fixed and removable mandibular prostheses over 4 to 6 years. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12:159-166.

Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont* 2003; 16:128-134.

Trakas T; Michalakis K, Hirayama H: Attachment Systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent* 2006; 15:24-34.

Türp JC, Greene CS, Strub JR. Dental occlusion: a critical reflection on past, present and future concepts. *J Oral Rehabil* 2008; 35:446-453.

Van Kampen FM1, van der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. *J Dent Res* 2004; 83: 708-711.

Van Eijden TM. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol* 1991; 36:535-539.

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

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

Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJ, Batenburg RH, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants. A 5-years prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16:19-25.

Visser A, Geertman ME, Meijer HJA et al. Five years of aftercare of implant-retained mandibular overdentures and conventional dentures. *J Oral Rehabil* 2002; 29:113-120.

Visser A, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Implant-retained mandibular overdentures versus conventional dentures: 10 years of care and aftercare. *Int J Prosthodont* 2006; 19: 271-278.

Vogel RC. Implant overdentures: a new standard of care for edentulous patients-Current concepts and techniques. *Compend Contin Educ Dent* 2008; 29: 270-276.

Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008; 36:463-471.

Walmsley AD. Magnetic retention in prosthetic dentistry. *Dent Update* 2002; 29:428-433.

Walton JN, MacEntee MI. Screening and enrolling subjects in a randomized clinical trial involving implant dentures. *Int J Prosthodont* 2008; 21:210-214.

Walton JN, Glick N, Macentee MI. A randomized clinical trial comparing patient satisfaction and prosthetic outcomes with mandibular overdentures retained by one or two implants. *Int J Prosthodont* 2009; 22:331-339.

Wang F, Monje A, Huang W, Zhang Z, Wang G, Wu Y. Maxillary Four Implant-retained Overdentures via Locator® attachment: Intermediate-term results from a retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015. doi: 10.1111/cid.12335. PMID 25810348.

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

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

Weinans H, Huiskes R, Grootenboer HJ. Quantitative analysis of bone reactions to relative motions at implant-bone interfaces. *J Biomech* 1993; 26: 1271-1281.

Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995; 8:421-433.

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

Wennström J, Zurdo J, Karlsson S, Ekestubbe A, Grondalh K, Lindhe J. Bone level change at implant-supported fixed partial dentures with and without cantilever extension after 5 years in function. *J Clin Periodontol* 2004; 31:1077-1083.

Wiemeyer AS, Agar JR, Kazemi RB. Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. *J Prosthet Dent* 2001; 86:434-437.

Wismeijer D, Van Wass MA, Vermeeren JI, Mulder J, Kalk W: Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *Int J Oral maxillofac Surg* 1997; 26:263-267.

Wismeijer D, van Waas MA, Kalk W. Factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible. *J Prosthet Dent* 1995; 74:380-384.

Wismeijer D, Van Waas MA, Mulder J, Vermeeren JJ, Kalk W. Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for

overdentures on implants of the ITI dental implant system. A randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 1999; 10: 297-306.

Zani SR, Rivaldo EG, Frasca LCF, Caye LF. Oral health impact profile and prosthetic condition in edentulous patients rehabilitated with implant-supported overdentures and fixed prostheses. *J Oral Sci* 2009; 51:535-543.

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

Zarone F, Apicella A, Nicolais L, Aversa R, Sorrentino R. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14:103-114.