



UNIVERSIDAD DE OVIEDO

Investigación en Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas

Dinámica y deflexión mandibular en la transmisión de estrés al hueso de soporte en prótesis fija implantosoportada de arcada completa mandibular.

TESIS DOCTORAL

AUTORA: **Elena Martín Fernández.**

Marzo 2015.



UNIVERSIDAD DE OVIEDO

PROGRAMA DE DOCTORADO:

Investigación en Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas

Dinámica y deflexión mandibular en la transmisión de estrés al hueso de soporte en prótesis fija implantosoportada de arcada completa mandibular.

TESIS DOCTORAL

AUTORA: **Elena Martín Fernández.**

DIRECTORES: **Prof. Dr. Ángel Álvarez Arenal.**

Prof. Dr. Ignacio González González.



RESUMEN DEL CONTENIDO DE TESIS DOCTORAL

1.- Título de la Tesis	
Español/Otro Idioma: DINÁMICA Y DEFLEXIÓN MANDIBULAR EN LA TRANSMISIÓN DE ESTRÉS AL HUESO DE SOPORTE EN PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA DE ARCADA COMPLETA MANDIBULAR.	Inglés: DYNAMIC AND MANDIBULAR FLEXURE IN STRESS TRANSMISSION TO THE BONE IN FULL ARCH IMPLANT-SUPPORTED FIXED PROSTHESES.
2.- Autor	
Nombre: ELENA MARTÍN FERNÁNDEZ	DNI/Pasaporte/NIE:
Programa de Doctorado: Investigación en Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas	
Órgano responsable: Dpto. Cirugía y Esp. Médico-Quirúrgicas.	

RESUMEN (en español)

<p>INTRODUCCION: La Deflexión mandibular, es una deformación elástica caracterizada por la convergencia medial de las hemimandíbulas. La contracción simultánea de los pterigoideos externos durante diferentes movimientos mandibulares (apertura, protrusión y lateralidad), ejercen una tracción medial de los cóndilos, teniendo como consecuencia una flexión elástica, en la cual se reduce la distancia entre ramas ascendentes derecha e izquierda en el plano frontal. Desde el punto de vista protésico, puede afectar a dientes e implantes y debe tenerse en cuenta en ferulizaciones de arcada completa mandibular, sobre todo en prótesis implantosoportadas, ya que debido a esa flexión distal a los agujeros mentonianos, el estrés transmitido, podría ser una de las causas de pérdida ósea a nivel de la interfase hueso-implante.</p> <p>HIPÓTESIS: "El estrés óseo periimplantario transmitido por la deflexión mandibular para el movimiento de apertura bucal es mayor en una prótesis fija implantosoportada ferulizada en un único tramo que en una prótesis fija implantosoportada seccionada en dos o tres tramos".</p> <p>OBJETIVOS: 1. Cuantificar las tensiones producidas a nivel de hueso periimplantario e implantes en la rehabilitación de arcada completa mandibular sobre seis implantes oseointegrados, ferulizada en uno, dos y tres tramos para los movimientos de apertura media, protrusión y lateralidad derecha.</p> <p>2. Cuantificar y comparar la tensión transmitida al: hueso, implantes, pilares, estructura metálica y material de recubrimiento en los 3 tipos de ferulización y para los 3 movimientos mandibulares analizados.</p> <p>MATERIAL Y METODOLOGIA: Se realizaron 3 modelos o especímenes de trabajo, mediante la técnica de modelización y análisis de elementos finitos, de mandíbula edéntula humana, en la que se posicionaron 6 implantes osteointegrados a nivel de caninos, primeros premolares y posición de primeros molares distalizados; seis pilares y una estructura metálica con recubrimiento cerámico. Cada uno de los modelos simula una ferulización: en un único tramo, en dos y en tres tramos; y su comportamiento bajo la acción muscular, de ocho músculos masticatorios, participantes en los movimientos de apertura media, protrusión y lateralidad derecha. Se analizó y cuantificó el estrés transmitido, a nivel del hueso periimplantario, implantes, pilares, estructura metálica y material de recubrimiento para cada modelo y movimiento; así como, su localización y distribución.</p> <p>RESULTADOS: A nivel óseo periimplantario, el valor máximo de estrés (270 MPa) se registra en el hueso periimplantario que rodea a los implantes situados a nivel de primeros premolares cuando la estructura está dividida en tres tramos. Respecto implantes, pilares y prótesis (estructura y material de recubrimiento), el estrés es muy superior, siendo el tipo de ferulización más desfavorable la férula seccionada en dos tramos.</p> <p>DISCUSIÓN: Independientemente del tipo de ferulización, el movimiento de protrusión es el que peor comportamiento presenta, seguido del movimiento de lateralidad y la apertura media;</p>
--



siendo este movimiento el más perjudicial en la transmisión del estrés al hueso periimplantario. En cualquiera de los casos, los resultados obtenidos, no sólo por las simplificaciones asumidas para la realización del modelo de elementos finitos, sino por todas las tensiones experimentadas bajo distintas condiciones de carga, estarán dentro de los límites de adaptación del hueso.

CONCLUSIONES:

El modelo con peor comportamiento biomecánico para la transmisión de estrés al hueso periimplantario, es la ferulización dividida en tres tramos y movimiento de protrusión mandibular.

A nivel de implantes, pilares y estructura, es la ferulización en dos tramos la que presenta un peor comportamiento biomecánico.

Sin embargo, para el material de recubrimiento es el modelo todo ferulizado el que peor comportamiento presenta, independientemente del movimiento realizado.

Por tanto, se debe rechazar la hipótesis inicial.

RESUMEN (en Inglés)

INTRODUCTION: Mandibular deflection consists in a type of elastic deformation characterized by medial convergence of the hemi-mandibles. The simultaneous contraction of the external pterygoids for different jaw movements (opening, protrusion and side), exert a condyle medial traction, having consequently an elastic bending, wherein the distance between right and left ascending branches is reduced in the front plane. From a prosthetic perspective, it may affect teeth and implants and should be taken into account for splints of mandibular full-arch, especially in implant prosthetics, since due to that distal bending towards the mental foramina, the transmitted stress bending, might be one of the causes of bone loss at the bone-implant interface.

HYPOTHESIS: "The peri-implant bone stress transmitted by mandibular deflection for the mouth opening movement is larger in a fixed implant prosthesis splinted on a single stretch than in a fixed implant prosthesis split into two or three sections".

OBJECTIVES: 1. To quantify the stress produced at the level of peri-implant bone and implants in mandibular full-arch rehabilitation over six bone-integrated implants splinted in one, two and three sections for half opening, protrusion and right side movements. 2. To quantify and compare the pressure transmitted to bone, implants, abutments, metallic structure and coating material in the 3 types of splinting and also for the 3 jaw movements analyzed.

MATERIALS AND METHODS: 3 models or working specimens were performed using the modeling and finite element analysis technique of human edentulous mandible, in which 6 osteo-integrated implants were placed at the level of canines, first premolars and first molars distalized position; six abutments and a metal structure with ceramic coating. Each of the models simulates a splint: in a single section, in two and also in three sections; and their behavior under muscle action of eight masticatory muscles involved in half opening, right-sided, and protrusion movements. The transmitted stress was analyzed and quantified at the level of peri-implant bone level, implants, abutments, metallic structure and coating material for each model and movement. Their location and distribution was likewise analyzed.

RESULTS: At the peri-implant bone level, the maximum value of stress (270 MPa) is recorded in the peri-implant bone surrounding the implants placed at the level of first premolars when the structure is divided into three sections. Regarding implants, abutments and prosthetic (structure and coating material), stress is much higher, the splint split into two sections being the worst splint type.

DISCUSSION: Whatever the type of splinting, the protrusion movement is the one presenting the worst behaviour, followed by lateral movement and half opening; the latter movement being the most damaging in the transmission of stress to peri-implant bone. In any case, the results obtained will be within the limits of bone adaptation not only due to the simplifications assumed for the performing of the finite elements model, but also to all the strains experienced under different load conditions.

CONCLUSIONS: The worst biomechanical behavior model for the transmission of stress to peri-implant bone is that of splinting divided into three sections combined with mandibular



Vicerrectorado de Internacionalización
y Postgrado
Universidad de Oviedo



protrusion movement.

At the level of implants, abutments and structure, splinting in two sections is the one with the worst biomechanical behavior.

However, for the coating material the fully splinted model is the one presenting the worst behavior, regardless of the movement performed.

Therefore, the initial hypothesis is to be rejected.

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

AGRADECIMIENTOS

Al Prof. Dr. Ángel Álvarez Arenal, por su apoyo y ayuda durante todos estos años, pero sobretodo por haber sido (espero que siga siendo) un pilar básico en mi formación profesional, docente y personal.

Al Prof. Dr. Juan Sebastián López-Arranz, por enseñarme a crecer en todas las facetas de la vida. Es un privilegio y un placer poder disfrutar de sus consejos y sus lecciones. Gracias Don Juan.

Al Dr. Ignacio González, profesor y compañero, por tu apoyo y generosidad.

A mi compañero y amigo el Dr. Mario Mauvezin, por todos estos años de lucha siempre en la misma línea. Gracias Mario.

Al Dr. José Pedro Fernández Vázquez por su ayuda en el inicio de esta aventura, gracias por tu apoyo en esos primeros momentos.

A Fernando Sánchez Lasheras, ingeniero que ha sido básico en la realización de este proyecto de tesis doctoral.

A Adela del Dpto. de Cirugía y Esp. Médico-Quirúrgicas, a Teresa y Maribel de la Biblioteca de la Facultad de Medicina y a Carmen Calleja del Servicio de Prótesis Estomatológica y Oclusión, por su buen hacer y amabilidad.

A todos mis amigos/as por estar siempre que los he necesitado a mi lado.

AGRADECIMIENTO ESPECIAL

A mis padres Alejandro y Merche, sin ellos nada hubiera sido posible. Gracias, porque todo lo que soy es fruto de vuestro trabajo y cariño. Es un orgullo para mí pertenecer a vuestra gran familia. Os quiero.

A mi hermana Silvia, aunque nunca te lo diga eres fundamental en mi vida. Gracias por los consejos y riñas de hermana mayor, sin ti nada sería igual.

A mi marido Edu, eres mi alegría, mi ilusión, mi motivación y el camino que me guía y que me exige cada día para ser mejor. Te quiero mucho.

A mi futura hija, algún día te contaré cómo ha sido esta aventura... Gracias por compartirlo conmigo y permitirme hacerlo con alegría e ilusión.

A toda mi familia, por su apoyo incondicional. En especial a mi abuelo Emilio, se que desde donde estés lo estarás celebrando y recogiendo tus frutos; nunca te olvido.

● Índice.

	Páginas
1. Introducción: Motivación en la elección del tema.	13
2. Estado Actual del Tema:	18
2.1. De la Deflexión mandibular: concepto, justificación y métodos de estudio.	19
2.2. De la Dinámica mandibular y su relación con la deflexión mandibular.	31
2.3. De la prótesis fija implantosoportada de arcada completa mandibular: tipos y diseños:	44
2.4. Del estrés periimplantario en relación a la deflexión mandibular, a la dinámica mandibular y a la prótesis mandibular de arcada completa totalmente ferulizada o seccionada.	54
2.5. Del análisis de elementos finitos y otros métodos de estudio biomecánico en relación a la deflexión mandibular y a la prótesis mandibular de arcada completa.	65
3. Hipótesis y Objetivos:	76
4. Material y Metodología:	79
4.1. Espécimen, modelo de trabajo.	80
4.2. Modelización de los componentes.	84
4.3. Datos computados.	88
4.4. Ensayos y Procedimientos.	90
5. Resultados:	95
5.1. Del Estrés y su localización y distribución en el Hueso Periimplantario.	96
5.2. Del Estrés y su localización en los Implantes.	112

5.3. Del Estrés y su localización y distribución a nivel de los Pilares.	116
5.4. Del estrés en la Estructura metálica y en el Material de recubrimiento.	121
5.5. De la Localización y Distribución del Estrés en el Estructura metálica en su cara gingival o inferior.	123
5.6. De la Distribución y Localización del Estrés en la Estructura y Material de Recubrimiento. (cara oclusal).	126
6. Discusión de los resultados:	128
6.1. Del material y metodología empleados.	129
6.2. Del estrés transmitido al hueso periimplantario y de su localización y distribución.	138
6.3. Del estrés transmitido a los implantes y de su localización y distribución.	145
6.4. Del estrés transmitido a los pilares y de su localización y distribución.	150
6.5. Del estrés transmitido a la estructura metálica y recubrimiento estético y de su localización y distribución.	155
7. Conclusiones.	161
8. Bibliografía.	164

1 ● Introducción: Motivación en la elección del Tema.

1. INTRODUCCIÓN: MOTIVACIÓN EN LA ELECCIÓN DEL TEMA.

La atrofia severa del proceso alveolar y el hueso basal subyacente, a menudo resulta un problema para las prótesis inferiores. Estos problemas incluyen la retención insuficiente, la intolerancia a la carga por parte de la mucosa, dolor, dificultades para comer y hablar, pérdida de soporte de los tejidos blandos, y apariencia facial alterada (Stellingsma et al., 2004).

Con la aparición de los implantes dentales, se han desarrollado numerosas técnicas para mejorar el punto de partida para la rehabilitación protésica exitosa del paciente desdentado.

En algunas ocasiones, la imposibilidad de colocar implantes en las regiones posteriores puede dar lugar al uso de cantilevers largos en las prótesis, incrementando el riesgo de fallo de los implantes. En otras, sí existe la posibilidad de colocar implantes en esas regiones, la elección del tratamiento protésico, no es otra, que la férula única rígida. Será en esas ocasiones cuando deberemos tener en cuenta la deflexión mandibular como posible factor de riesgo para implantes y estructuras protésicas.

La deflexión mandibular, es una deformación elástica caracterizada por la convergencia medial de las hemimandíbulas, debido fundamentalmente a la inserción de músculos y ligamentos en la rama y ángulo mandibular (Canabarro and Shinkai, 2006). Varios investigadores, como Bruch and Borchers (1970) o De Marco and Paine (1974) han especulado con la posibilidad, de que esta deflexión puede ser causada por la contracción de los músculos pterigoideos laterales o externos.

Anteriormente, Du Brul and Sicher (1954) señalaron que la contracción simultánea de los músculos pterigoideos externos (al menos en el plano frontal) durante la abertura y protrusión de la mandíbula, ejercían una tracción hacia dentro de los cóndilos mandibulares. Esto tenía como consecuencia una flexión elástica de la mandíbula durante la cual se reducía la distancia entre las ramas ascendentes derecha e izquierda en el plano frontal.

Según, Fischman (1976, 1990) y en sintonía con sus investigaciones, la ocurrencia de esta deformación mandibular durante la actividad muscular masticatoria, tiene implicaciones biomecánicas y protésicas importantes.

Desde el punto de vista protésico, la deformación o deflexión mandibular puede afectar a los dientes naturales durante procedimientos como la toma de impresiones. Debido a la deflexión del arco mandibular, los dientes posteriores se lingualizan y rotan respecto a su posición de intercuspidación a medida que aumenta el grado de abertura de la boca (Fischman, 1976). Por otro lado, la deflexión mandibular, puede transmitir cargas mayores e inadecuadas a las restauraciones protésicas fijas de arcada completa mandibular sobre dientes naturales, siendo esta influencia mayor en las prótesis fijas implanto-soportadas de igual localización por la anquilosis de los implantes al hueso mandibular.

Estudios recientes de Nokar and Naini (2010) señalan que cuánto más distal se localice la ferulización rígida, de un lado a otro, en prótesis fija sobre implantes de arcada mandibular, mayor será el riesgo de que la dinámica mandibular pueda influir en el pronóstico de los implantes o de la prótesis; proponiendo dividir la restauración protésica en varias secciones.

Según el glosario de términos prostodónticos de 1999, ferulización es la unión de 2 o más dientes o implantes en una unidad rígida por medio de mecanismos fijos o removible. Desde el punto de vista biomecánico, hay diferencias en cuanto a la ferulización entre dientes e implantes. Mientras las fuerzas en los dientes naturales son distribuidas por el ligamento periodontal, en los implantes éstas tienden a concentrarse en la cresta ósea subyacente, lo que puede ocasionar pérdida de hueso de soporte. El movimiento natural del diente oscila entre 28 μm apicalmente y de 56 a 108 μm lateralmente. Sin embargo, el implante tiene un movimiento de hasta 5 μm y de 10 a 60 μm lateralmente.

Aún así, existen muchas ventajas para la ferulización en implantes, ya que ésta, aumenta el área de superficie de soporte, incrementa la distancia anteroposterior para resistir las cargas laterales, reduce el riesgo de pérdida ósea marginal y disminuye el riesgo de fractura de los componentes del implante.

La excepción a la regla, en las ferulizaciones en prótesis sobre implantes, parece ser la prótesis implanto-soportada de arcada completa mandibular, porque el cuerpo mandibular flexiona distalmente a los agujeros mentonianos al abrir o protruir la boca. Lo que significa que una prótesis sobre implantes de toda la arcada, que se extienda distalmente hasta primeros o segundos molares, no debería estar unida. Por ello, las rehabilitaciones de toda la arcada mandibular deberían estar seccionadas, en dos o tres secciones, para adaptarse a la dinámica mandibular durante la función.

Por otro lado, los implantes dentales funcionan transfiriendo las cargas a los tejidos biológicos circundantes. El manejo de la carga biomecánica depende de dos factores: el carácter de la fuerza aplicada y el área de superficie funcional sobre la cual la carga se disipa. Cargas excesivas en un implante osteointegrado puede ocasionar pérdida en el terreno de soporte. Aunque existen diferentes circunstancias que pueden causar pérdida del hueso crestral, una de ellas es la sobrecarga protésica. Cargas excesivas en el hueso tienen como consecuencia un aumento de las condiciones de deformación ósea y por tanto, una pérdida de hueso. La cantidad de deformación de hueso está directamente relacionada con la cantidad de estrés transmitido a la interfase hueso-implante (hueso periimplantario). Cuanto mayor sea el estrés a lo largo de la interfase hueso-implante, mayor será el factor de riesgo de pérdida de hueso crestral y posterior fallo del implante.

Muchos autores han descrito los cambios dimensionales de la mandíbula durante la actividad mandibular como resultado de la acción masticatoria. Se han postulado cuatro patrones de deformación mandibular: aproximación medial (convergencia medial), rotación del cuerpo mandibular, cizalla dorso-ventral y antero-posterior, y torsión sinfisal; esta última sólo demostrada en animales (primates). La convergencia medial es la más común. La mandíbula es estable entre los agujeros mentonianos en cuanto a flexión y torsión. Sin embargo, distal a los agujeros mentonianos, la mandíbula presenta un movimiento medial al realizar movimientos de abertura, protrusión y lateralidad. La distorsión de la mandíbula se produce en una fase temprana del ciclo de apertura, pudiéndose producir

cambios importantes con solo un 28% de abertura (12 mm de movimiento mandibular). La amplitud de la flexión del cuerpo mandibular hacia la línea media es de hasta 800 μm en la región de primer a primer molar, y de hasta 1500 μm entre las ramas.

El tratarse la deflexión mandibular y sus repercusiones, de un tema no suficientemente aclarado, sujeto a controversia, de importancia en prótesis implanto-soportada y necesitado de una mayor evidencia científica, es el motivo por el cual se inicia este proyecto de tesis doctoral. Con ello pretendemos valorar, la transmisión de estrés a nivel del hueso periimplantario en las restauraciones protésicas fijas de arcada completa mandibular, mediante el análisis de elementos finitos.

2. Estado Actual del Tema.

2. ESTADO ACTUAL DEL TEMA.

2.1 De la Deflexión mandibular: concepto, justificación y métodos de estudio:

La mandíbula es un hueso impar, en forma de “U” que constituye el esqueleto facial inferior. No dispone de fijaciones óseas al cráneo; está suspendida y unida al maxilar por medio de músculos, ligamentos y otros tejidos blandos que le proporcionan la movilidad necesaria para su función. Es por lo tanto, una estructura especializada, donde los músculos, las articulaciones temporo-mandibulares y los dientes trabajan sinérgicamente de forma compleja. Asimismo se considera biomecánicamente a la mandíbula como una palanca de clase III en la que la analogía lleva a considerar al cóndilo mandibular como el punto de fulcro; la fuerza combinada de los músculos masticatorios, como la fuerza de potencia aplicada y la fuerza oclusal (el contacto oclusal) como la resistencia. Este tipo de palanca requiere que la fuerza oclusal, es decir, la resistencia, sea inferior a la fuerza muscular aplicada, para conseguir un equilibrio. De lo que deducimos, que cuanto más anteriormente se mueva la mandíbula, mayor fuerza muscular necesitaremos para mantener el equilibrio.



FIGURA 1. *Mandíbula Humana.*

Por otro lado, la forma y estructura de cualquier hueso están relacionadas con su función y con las fuerzas que actúan sobre él. Así, la mandíbula humana, absorbe las fuerzas ejercidas por los músculos de la masticación transmitidas a través de los dientes en el contacto oclusal, de tal manera que la forma de la mandíbula sugiere que hay en ella, áreas reforzadas estructuralmente, que se explican por la necesidad de asegurar que el hueso resista con la menor o sin distorsión, las fuerzas a las que es sometido en su función normal. En este sentido ya en 1869 se postularon las Leyes de WOLFF (Ralph and Caputo, 1975), quién mostró que la arquitectura ósea se ve influenciada por la acción y la orientación de las fuerzas que sobre él actúan y desde entonces en el transcurso de los años se han estudiado nuevos y diferentes aspectos de las fuerzas, su relación y repercusiones.

Los músculos de la masticación han de tenerse en cuenta debido a su posible acción en la flexión o deformación de la mandíbula durante la abertura, así como por el efecto de este fenómeno en los implantes o en la ferulización protésica de los implantes mandibulares de toda la arcada en la zona de los molares. El músculo pterigoideo externo o lateral es corto, grueso y aplanado; está situado transversalmente; en la región infratemporal o pterigomaxilar y se extiende desde la apófisis pterigoides hasta el cuello de la mandíbula. Este músculo, se inserta anteriormente mediante dos cabezas o fascículos: una superior o esfenoidal y otra inferior o pterigoidea. El fascículo superior o esfenoidal nace de la parte horizontal del ala mayor del hueso esfenoides, comprendida entre la lámina lateral de la apófisis pterigoides y la cresta infratemporal; la inserción en esta cresta tiene lugar mediante otros dos fascículos tendinosos unidos a los del músculo temporal, y del tercio o cuarto superior de la cara lateral de la lámina lateral de la apófisis pterigoides. El fascículo inferior o pterigoideo del músculo pterigoideo externo se inserta en los tres cuartos o dos tercios de la cara lateral de la lámina lateral de la apófisis pterigoides; en la cara lateral de la apófisis piramidal del hueso palatino, comprendida entre la lámina lateral de la apófisis pterigoides y la tuberosidad del maxilar, y en la parte adyacente de esta tuberosidad. Estas inserciones se realizan mediante fibras musculares y fibras tendinosas cortas. Sin embargo se distingue un manojito tendinoso bastante fuerte que se inserta en la parte anterior de la cresta infratemporal y, más particularmente, en el tubérculo esfenoidal. Los dos fascículos del músculo

ptergoideo externo convergen posterior y lateralmente hacia la articulación temporomandibular; el fascículo superior es casi horizontal, el fascículo pterigoideo es oblicuo superior, posterior y lateralmente. Están separados por un intersticio celular por el que pasa, en la mitad de los casos, la arteria maxilar. Los dos cuerpos musculares se confunden enseguida y terminan juntos mediante fibras cortas tendinosas y pequeños fascículos tendinosos en el borde anterior del fibrocartílago articular y en la fosita anteromedial del cuello de la mandíbula (Rouvière and Delmas, 2005).

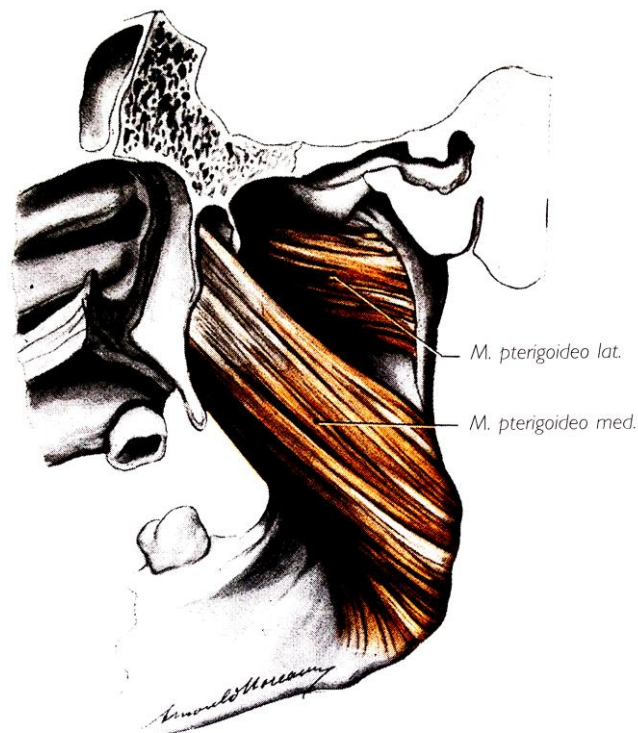


FIGURA 2. *Músculos Pterigoideos (cara medial).*

Esa convergencia posterior y lateral hacia la articulación temporomandibular de los músculos pterigoideos externos o laterales hace que algunos autores creen que la flexión mandibular (por la tracción de dichos músculos) pueda modificar la amplitud del arco mandibular y que el dolor que sufren los pacientes con implantes subperiósticos o una ferulización protésica de arcada completa puede deberse a la contracción de los músculos pterigoideos externos. (Misch, 2009)

La disposición estructural de la mandíbula es similar a la del tallo de un hueso largo e indica que la mandíbula se carga principalmente en la flexión y la torsión. Los estudios con dispositivos de tensión en monos confirman esta impresión biomecánica. Hylander (1979) demostró una flexión y torsión sustancial en el cuerpo de la mandíbula asociadas a la función masticatoria normal.

Una correlación clínica que coincide con este patrón de tensión superficial es la tendencia de algunos humanos a formar torus en las zonas de flexión y torsión maxilar. Los torus más grandes están en el lado de trabajo.

Aún así, al principio, la mandíbula fue tratada como una estructura rígida, no deformable e inflexible (De Marco and Paine, 1974); no obstante, autores como McDowell and Regli (1961) encontraron cambios significativos en la amplitud de arco mandibular en posiciones extremas de abertura, mostrando así que la mandíbula sufre deformación y por tanto, no puede ser considerada como un cuerpo rígido. Du Brul and Sicher (1954) y Weinman and Sicher (1955) previamente habían sugerido que la orientación y disposición de las fibras musculares de los músculos pterigoideos externos al contraerse, aproximaban los cóndilos hacia la línea media produciendo deformación mandibular.

La deformación mandibular podría, por tanto ser definida, como el cambio dimensional que sufre la mandíbula cuando es sometida a fuerzas funcionales o no funcionales.

Muchos han sido los autores que han observado cambios dimensionales de la mandíbula durante la actividad de los maxilares, como resultado de la acción de la musculatura masticatoria (Misch, 2007; De Marco and Paine, 1974; Fischman, 1990; Goodkind and Heringlake, 1972), desde Grunewald en 1921, que especulaba con la idea de que los músculos pterigoideos externos al contraerse durante los movimientos de abertura causaban este fenómeno (McDowell and Regli, 1961), hasta estudios realizados en los últimos cincuenta años, los cuales relatan que la deformación mandibular ocurre durante los movimientos de abertura, protrusión, lateralidades y retrusión (Chen et al., 2000).

Para detectar este fenómeno, se han empleado distintos métodos que podríamos clasificar en: en técnicas intraorales y técnicas extraorales.

Las técnicas intraorales diseñadas por los distintos investigadores para medir la cantidad de deformación mandibular, fueron empleadas en sujetos vivos dentados o con implantes oseointegrados, utilizando para ello calibradores, galgas, galgas tensionales o transductores (Canbarro and Shinkai, 2006; Burch and Borchers, 1970; De Marco and Paine, 1974; Fischman, 1990; Al-Sukhun and Kelleway, 2007; Chen et al., 2000; Omar and Wise, 1981; Hobkirk and Schwab, 1991; Horiuchi et al., 1997; Daegling and Hylander, 1998; Abdel-Latif et al., 2000; Al-Sukhun et al., 2006; El-Sheikh et al., 2007).

De la misma manera, las técnicas extraorales, fueron realizadas mediante comparación de modelos diagnósticos obtenidos de la toma de impresiones en distintas posiciones de abertura, en réplicas de mandíbula humana realizadas en distintitos materiales (modelos fotoelásticos, modelos de composite, etc.), o mediante la modelización matemática de la mandíbula humana (Ralph and Caputo, 1975; McDowell and Regli, 1961; Osborne and Tomli, 1964; Koriath and Hannam, 1994; Al-Sukhun et al., 2007 a y b; Choi et al., 2005; Vollmer et al., 2000).

En relación a las técnicas intraorales, en la literatura encontramos diversos mecanismos utilizados para la medición “*in vivo*” de la deformación mandibular, así en 1961 McDowell and Regli, utilizaron galgas para demostrar la existencia de un decremento de la amplitud del arco mandibular en movimientos de abertura y protrusiva forzadas a nivel de los segundos molares, encontrando valores de 0,4mm para la disminución de amplitud de arco en movimientos de abertura forzada y 0,5mm para los movimientos protrusivos. En la misma línea, Burch and Borchers (1970) con galgas cementadas en los primeros molares y conectadas a un polígrafo, incluían los movimientos de excursión lateral de la mandíbula y encontraron una mayor disminución de arco para los movimientos protrusivos, de 0,61mm y de 0,24mm para la lateralidad derecha. Asimismo, De Marco and Paine (1974) con un sistema de galgas unidas con una barra calibrada y colocadas en los primeros molares midieron la cantidad de disminución de arco mandibular para los movimientos de abertura máxima, considerando ésta de 52 mm, encontraron que el rango de

disminución del arco era de 0,6 a 1,5mm. Y relataron que el cambio dimensional ocurrido está directa y linealmente relacionado con el grado de abertura. Osborne and Tomlin (1964), realizaron un estudio a cuarenta individuos dentados inferior, utilizando transductores calibrados para medir el movimiento medial mandibular en protrusiva y abertura. Encontraron valores muy bajos de deformación, en un rango de 0,07 a 0,009 mm para estos dos tipos de movimiento a nivel de los molares mandibulares. Posteriormente Chen et al. (2010), estudian la deformación en movimientos de abertura mediante un transductor cementado bilateralmente en los primeros molares mandibulares y encontraron que había un amplio rango de deformación mandibular comprendido desde 20 a 437 μm en abertura completa. Además en su estudio, se midió la densidad de masa ósea en la región sinfisal, ya que era considerada por este autor como un factor contribuyente de la deflexión mandibular. La densidad de masa ósea se observó por medio de un densímetro y radiografías laterales de cráneo, sus resultados indican que esta región es el área más estable y que un incremento en la densidad de masa ósea disminuiría el grado de deflexión mandibular.

No obstante a lo largo de los años, los sistemas empleados para la observación de la deformación mandibular fueron sofisticándose buscando más allá de la simple deflexión medial mandibular en los movimientos de abertura y protrusiva en sujetos dentados. Así Omar and Wise (1981) relataron un aumento de amplitud del arco mandibular de 0,073 mm a nivel del primer molar al realizar movimientos de retrusión, utilizando un aparato denominado periodontómetro e interponiendo un jig de Lucía. Fischman (1976, 1990), demostró con sus estudios que el arco mandibular disminuía en movimientos de abertura aproximadamente 0,86 mm. Para su estudio realizó distintos tipos de ferulizaciones en la arcada mandibular de pacientes desdentados parciales y mostró como, todas las ferulizaciones contempladas en el mismo, reducían de alguna manera la disminución del arco mandibular. Sin embargo, ninguna eliminaba totalmente la flexión mandibular, lo que sugería que las ferulizaciones se ven sometidas a un cierto tipo de estrés. En la dentición natural, este estrés puede ser compensado por el potencial adaptativo del ligamento periodontal pero en las prótesis fijas implantosoportadas, este estrés, podría ser la causa de pérdida ósea a nivel de la interfase hueso-implante. Posteriormente en 1990,

mostraría utilizando un sistema de galgas la existencia de un componente rotacional en la flexión mandibular, basándose en que la contracción de los músculos pterigoideos externos tracciona del cóndilo hacía una posición medial, pudiendo esta acción causar torsión del cuerpo mandibular. Es decir, los músculos pterigoideos externos contraídos, al menos, en el plano frontal, durante la abertura y protrusión, traccionarían de los cóndilos causando deflexión presumiblemente alrededor de la sínfisis mandibular con un movimiento sagital resultante de los segmentos posteriores. Según este autor, la ocurrencia de esta deformación o deflexión mandibular durante la actividad muscular masticatoria, tiene implicaciones biomecánicas y protésicas importantes.

Desde el punto de vista protésico, la deformación o deflexión mandibular puede afectar a los dientes naturales durante la toma de impresiones, así debido a la deflexión del arco mandibular, los dientes posteriores se lingualizan y rotan respecto a su posición de intercuspidación a medida que aumenta el grado de abertura de la boca (Fischman, 1976 y 1990). Por otro lado, la deflexión mandibular, puede transmitir cargas mayores e inadecuadas a las restauraciones protésicas fijas posteriores de arco mandibular completo, siendo esta influencia mayor en las prótesis fijas implantosoportadas de igual localización por la anquilosis de los implantes al hueso mandibular que no les permite ningún desplazamiento.

En plena expansión de la indicación de implantes Hobkrik and Schwab en 1991, vieron la necesidad de medir la deformación mandibular en individuos con prótesis sobre implantes oseointegrados, colocando un transductor en los movimientos de abertura máxima y lateralidad y encontraron que era de 0,032 a 0,16 mm en el movimiento de abertura máxima, y de 0,18 a 0,92 mm para lateralidades. Además sus resultados mostraban la existencia de un desplazamiento de los implantes asociado a los movimientos mandibulares, lo que da lugar en algunos casos a la aparición de un espacio (diferencia entre implante y estructura protésica) mayor de los valores recomendados.

Aunque el mejor método para determinar la flexibilidad mandibular sería el estudio "*in vivo*", observando el hueso mandibular directamente, la causa de optar por otros métodos de análisis no es otra que la dificultad que supone este estudio "*in*

vivo” del hueso mandibular, al que algunos autores (Jiang and Minoru, 2002) definen como prácticamente imposible en condiciones de salud. Por este motivo empiezan a aparecer en la literatura estudios de deflexión mandibular, utilizando técnicas “*in vitro*” o la combinación de técnicas “*in vivo*” e “*in vitro*”. Esta asociación, era justificada por los autores por la necesidad de realizar una validación del grado y tipo de deformación mandibular encontradas en sus estudios experimentales “*in vitro*”.

En esta línea y entre las técnicas “*in vitro*” incluimos la técnica de elementos finitos, que es una herramienta computacional efectiva que ha sido adaptada desde la ingeniería a la biomecánica dental y que es la técnica empleada en este proyecto de tesis doctoral.

Así Koriouth and Hannam (1994) empleando el análisis de elementos finitos sobre un modelo tridimensional de mandíbula humana dentada, para estudiar el grado de deformación mandibular durante cinco movimientos mandibulares, hallaron que la mandíbula se deforma elásticamente tanto en movimientos simétricos como asimétricos, siendo esta deformación compleja y en distintos planos del espacio. De igual manera Horiuchi et al. (1997) utilizando el mismo método para movimientos de abertura máxima y protrusiva, con implantes colocados a nivel de molares mandibulares, encontraron que la disminución de arco mandibular correspondiente a la deformación mandibular era de 0,003mm en apertura y 0,5mm en protrusión.

Resumiendo, los valores encontrados en la literatura de deformación mandibular, los podemos encuadrar en un ranking que iría de unas pocas micras a deformaciones de más de 1 mm (Chen et al., 2000). Estas diferencias pueden ser debidas: a los distintos métodos empleados, a los distintos grupos testados, a las variaciones individuales referidas a la actividad de fuerzas musculares o a la resistencia pasiva de la estructura ósea.

Por otro lado es conocido, que la deformación mandibular ocurre durante la función principalmente durante los movimientos de abertura y protrusión, y que es compleja, ocurriendo en distintos planos del espacio. Daegling and Hylander postularon cuatro patrones de deformación mandibular en estudios “*in vivo*” sobre mandíbulas de primates (Daegling and Hylander, 1998; Abdel-Latif, 2000), mediante

observación directa del hueso mandibular. Como no podría ser de otra manera, a partir de este momento, surgió la necesidad de demostrar la existencia de estos patrones de deformación en la mandíbula humana. La aproximación medial, la rotación del cuerpo mandibular y los movimientos de cizalla tanto antero-posterior como dorso-ventral han sido demostradas, empleando técnicas intraorales y extraorales; no así, la flexión sinfisal. En este sentido son destacables los estudios realizados por Al-Sukhun et al. (Al-Sukhun and Kelleway, 2007; Al-Sukhun et al., 2006; Al-Sukhun et al., 2007), en los que muestra tres de los cuatro tipos de deformación postulados, realizando para tal efecto dos tipos de estudio, uno “*in vivo*” empleando un transductor montado sobre dos implantes oseointegrados colocados en la región premolar y equidistantes al plano sagital medio, y otro “*in vitro*” mediante la aplicación del análisis de elementos finitos.

Los cuatro patrones de deformación mandibular, son:

(a). Aproximación medial: puede ser definida como el cambio de amplitud mandibular durante su función. Es el patrón de deformación mandibular más admitido (Hylander, 1975). La mandíbula es estable entre los agujeros mentonianos en cuanto a flexión y torsión, sin embargo, distal a los agujeros, la mandíbula presenta un movimiento considerable hacia la línea media en abertura (Hylander, 1975; McDowell and Regli, 1961). La deformación de la mandíbula se produce en una fase temprana del ciclo de abertura, pudiéndose producir los cambios más importantes con sólo un 28% de abertura, en torno a 12 mm de movimiento mandibular (Hylander, 1975). Esta flexión se ha observado también durante los movimientos mandibulares de protrusión. Cuanto mayor sea la abertura activa y los movimientos de protrusión, mayor será la amplitud. Además, es conocido que la cantidad de movimientos varía entre los individuos y depende de la densidad y del volumen del hueso.

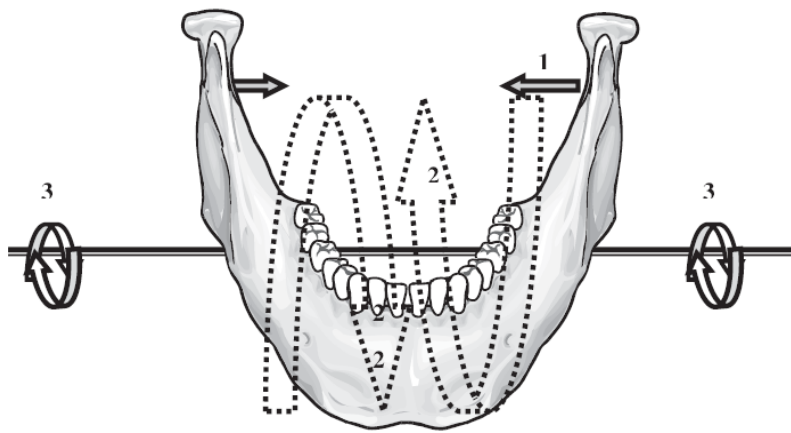


FIGURA 3. *Aproximación medial o Convergencia medial.*

(b). Rotación del cuerpo mandibular: es entendida como la rotación hacia el exterior de las dos hemimandíbulas. En estudios in vivo en individuos con dos implantes a nivel de premolares, esta rotación se relaciona con los cambios en la orientación de las cabezas de los implantes en el plano transversal. Tal enfoque dio lugar a expresar la deformación como un ángulo. Beecher (1979) sugirió que la rotación del cuerpo mandibular ocurre sólo durante una elevada fuerza de masticación. Sin embargo Al-Sukhun et al. (2006) en sus estudios sitúa su ocurrencia inmediatamente al comienzo del movimiento.

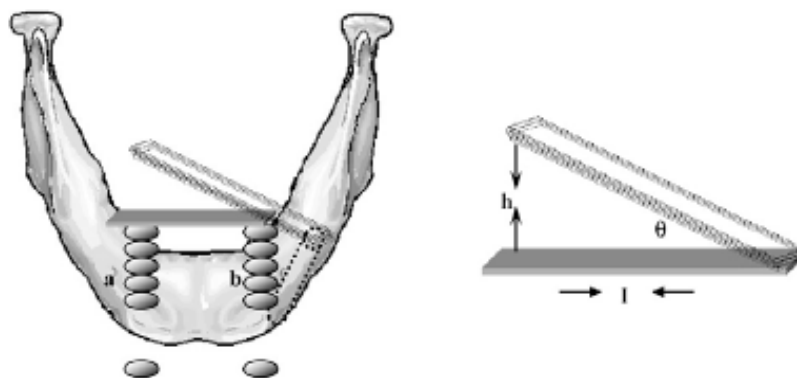


FIGURA 4. *Rotación del cuerpo mandibular.*

(c). Cizalla dorso-ventral y cizalla antero-posterior: es el movimiento de las dos mitades de la mandíbula entre sí en el plano vertical. Lo medimos en grados

mediante la observación y cuantificación del cambio en la orientación de las caras superiores de los implantes según el plano sagital (Abdel-Latif et al., 2000). Hobkirk and Havthoulas (1998) confirmaron en la mandíbula de pacientes con prótesis sobre implantes un valor de cizallamiento dorsoventral superior a 19°.

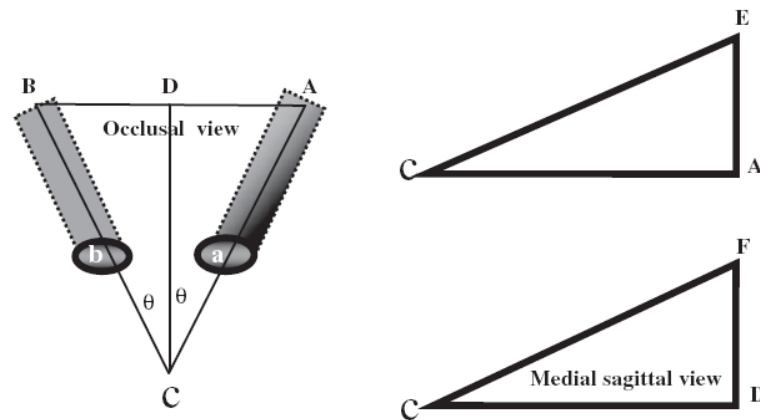


FIGURA 5. Cizalla dorso ventral.

(d). Flexión sinfisal: es el movimiento en el cual la mandíbula se retuerce hacia el lado de trabajo y se flexiona en el plano parasagital sobre el lado de balanceo durante el golpe de masticación y la masticación molar unilateral. Se ha documentado la torsión del cuerpo mandibular distal a los agujeros mentonianos en estudios de animales y humanos (Abdel-Latif et al., 2000).

La torsión durante la parafunción se produce principalmente por las fuerza de contracción de las inserciones musculares. Por tanto, el bruxismo y las parafunciones pueden dar lugar a problemas en los implantes y en las prótesis cuando los dientes mandibulares están ferulizados de molar a molar.

Un estudio de Miyamoto et al. (2003) determina la flexión de la mandíbula como la primera causa de pérdida de implantes posteriores en prótesis mandibulares de arcada completa. Cuanto más distal sea la férula rígida desde un lado a otro, mayor es el riesgo de que la dinámica mandibular pueda influir en los implantes y en el pronóstico de las prótesis. Además, el cuerpo de la mandíbula se flexiona más cuando el tamaño de hueso disminuye.

En consecuencia, los implantes rígidos, fijados entre sí en una ferulización de toda la arcada están sometidas a una fuerza vestibulolingual considerable al abrir la boca (Zarone et al., 2003). El movimiento natural del diente oscila entre 28 μm apicalmente y de 56 a 108 μm lateralmente. En contraste, el implante rígido tiene un movimiento de hasta 5 μm apicalmente y de 10 a 60 μm lateralmente (se describirá más extensamente en apartados posteriores). Sin embargo, la flexión y torsión mandibular pueden ser de más de 10 a 20 veces el movimiento de un diente sano. Por tanto, la flexión y torsión del cuerpo mandibular son importantes en la evaluación del paciente subsidiario de tratamiento con prótesis fija mandibular implantosoportada de arcada completa.

2.2 De la Dinámica mandibular y su relación con la deflexión mandibular:

La dinámica mandibular estudia los movimientos mandibulares y su relación con los maxilares y sus arcadas dentarias, así como la posición de la cabeza y cuello para poder realizarlos. La forma, modo y frecuencia con que la mandíbula realice estos movimientos condiciona las principales funciones del aparato estomatognático, tales como la masticación, deglución y fonética.

La dinámica mandibular se comenzó a estudiar relativamente tarde, y los primeros estudios serios datan del siglo XIX. Una de las personas claves en este estudio fue Bennett, que a principios del siglo XX estudió en él mismo los movimientos de apertura y cierre habituales y los movimientos de lateralidad; a partir del estudio de dichos movimientos de lateralidad se describió en el plano horizontal el ángulo que lleva su nombre.

La dinámica mandibular se apoya en una serie de determinantes que son: las articulaciones temporomandibulares, el sistema neuromuscular y la morfología de las arcadas oclusales.

El sistema masticatorio humano está formado por la mandíbula, la cual es una estructura preparada para realizar movimientos respecto al cráneo, y está guiada por las articulaciones tempormandibulares (ATM) mediante la contracción de los músculos masticatorios. La morfología del sistema masticatorio humano puede ser resumida brevemente:

Morfología de las Articulaciones Temporomandibulares y consecuencias mecánicas: La anatomía de la ATM ha sido descrita ampliamente. Los movimientos mandibulares están guiados por las superficies articulares. Las superficies articulares son por una parte, la fosa mandibular y el tubérculo articular de cada uno de los huesos temporales y, por otra parte, las apófisis condilares de la mandíbula. El tubérculo articular o raíz transversa de la apófisis cigomática del hueso temporal es una eminencia casi transversal, un poco oblicua medial y posteriormente. Es convexo de anterior a posterior y ligeramente cóncavo de lateral a medial. Su extremo lateral corresponde al tubérculo cigomático anterior. El tubérculo articular

se continúa anteriormente con la superficie plana, y subtemporal y posteriormente con la fosa mandibular. La fosa mandibular es posterior al tubérculo articular, anterior al conducto auditivo externo, medial a la raíz longitudinal del arco cigomático y lateral a la espina del hueso esfenoides. Es ancha, profunda y oblonga. Su eje mayor sigue la misma dirección que el tubérculo articular. Está dividida por la fisura petrotimpánica en dos partes: una articular, en continuidad con la vertiente posterior del tubérculo articular; otra posterior, no articular, que se confunde con la pared anterior del conducto auditivo externo. El tubérculo articular y la parte de la fosa mandibular situada anteriormente a la fisura petrotimpánica constituyen la superficie articular del hueso temporal.

Por otra parte, las apófisis condilares son dos eminencias oblongas, alargadas de lateral a medial y un poco de anterior a posterior. Están inclinadas en sentido medial y sobresalen marcadamente de la cara medial de la rama de la mandíbula. Cada una de las apófisis condilares presenta una cara superior en el lomo de burro, la cabeza de la mandíbula o cóndilo de la mandíbula, cuyas vertientes anterior y posterior están separadas entre sí por una cresta roma paralela al eje mayor de la apófisis condilar. La vertiente anterior es convexa. La vertiente posterior es aplanada y desciende casi verticalmente, estrechándose. Tiene continuidad con el borde posterior de la rama de la mandíbula. La superficie articular de la apófisis condilar comprende la vertiente anterior, la arista y la parte inmediata de la vertiente posterior. Está revestida, al igual que el tubérculo articular del hueso temporal, por una delgada capa de fibrocartílago. Ambas superficies son convexas y no pueden adaptarse. La concordancia se establece mediante un menisco articular.

El menisco de la articulación temporomandibular es alargado transversalmente, ovalado y con un grueso extremo medial. Es bicóncavo. Su espesor disminuye desde la periferia hacia el centro. Su cara superior se orienta superior y anteriormente. Es cóncavo de anterior a posterior, aunque a lo largo de su borde posterior se observa una convexidad anteroposterior en relación con la concavidad de la parte anterior de la fosa mandibular. Presenta también una ligera convexidad transversal que se opone a la concavidad transversal del tubérculo articular del hueso temporal. La cara inferior del menisco se corresponde con la cabeza de la mandíbula y es cóncava en

ambos sentidos. El borde periférico del menisco es el doble de grueso posteriormente, donde mide de 3 a 4 mm de altura, que anteriormente, donde no sobrepasa los 2 mm, los dos extremos se incurvan inferiormente y están completamente adheridos a la cápsula; ésta une estrechamente los extremos del menisco a la apófisis condilar. Por lo tanto, el hueso temporal y la mandíbula están unidos mediante una cápsula reforzada por dos ligamentos, uno lateral y otro medial. Ésta es delgada y muy laxa, se inserta superiormente en todo el contorno de la superficie articular del temporal, es decir, anteriormente sobre el borde anterior del tubérculo articular, posteriormente en el labio anterior de la fisura petrotimpánica, medialmente en la base de la espina del hueso esfenoides y lateralmente en el tubérculo cigomático anterior y la raíz longitudinal de la apófisis cigomática. Inferiormente la cápsula se inserta también, en el contorno de la superficie articular, salvo posteriormente, donde la línea de inserción desciende 0,5 cm inferior al revestimiento fibrocartilaginoso. La cara medial de la cápsula articular se adhiere al contorno del menisco. En consecuencia, la cavidad articular se divide en dos partes: una temporomeniscal y otra meniscomandibular. Se compone de dos tipos de fibras: fibras largas superficiales, que se extienden directamente del hueso temporal a la mandíbula, y fibras cortas, que van desde ambos huesos a la periferia del menisco. Las fibras cortas forman, en la parte posterior de la cápsula articular, un haz de fibroelástico grueso y corto que se extiende entre la fisura petrotimpánica y el borde posterior del menisco que se denomina freno meniscal posterior. Además las fibras cortas forman, según Farabeuf, otros tres frenos: freno posterior meniscomandibular y dos frenos anteriores, uno temporomeniscal y otro meniscomandibular. Estos tres frenos meniscales tienen poca importancia. Algunos haces del músculo pterigoideo externo o lateral se insertan en la cara anterior de la cápsula y, por medio de ésta, en el menisco articular (Rouvière and Delmas, 2005).

Las superficies articulares son altamente incongruentes, esto significa que la forma superior e inferior difieren considerablemente. Esta circunstancia permite una mayor cantidad de movimiento a expensas de verse disminuida la estabilidad en la articulación, ya que van a existir sólo pequeñas áreas de contacto. El menisco articular parece que es el que disminuye esta incongruencia entre superficies articulares y será el que aumentará la estabilidad de la articulación aumentando las

áreas de contacto. Consecuencia también de esta incongruencia, es que el movimiento en la articulación no va a estar restringido a rotar en uno o más ejes determinados, como una articulación clásica. El cóndilo y el hueso temporal pueden considerarse como dos cuerpos independientes en el espacio, normalmente en contacto, cuando la mandíbula se mueve. La mandíbula puede presentar movimiento con seis grados de libertad.

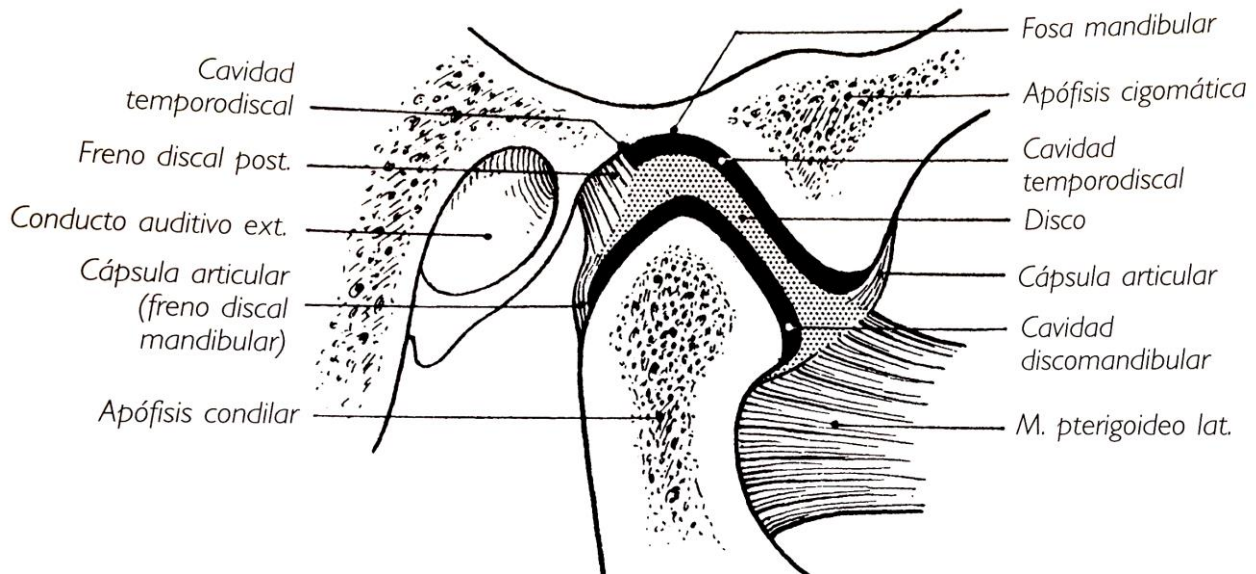


FIGURA 6. Corte sagital de la Articulación Temporomandibular.

Movimientos mandibulares:

(a). Abertura o descenso de la mandíbula: Es aquel movimiento mandibular durante el cual los dientes de la arcada inferior se separan progresivamente de los de la arcada superior, y a la vez que el mentón se dirige hacia abajo y hacia atrás. En cuanto a su trayectoria condilar, el movimiento de apertura mandibular se desarrolla en dos fases: una primera fase correspondiente a los primeros 20-25 mm de desplazamiento del punto interincisivo inferior, en el que se produce un movimiento de rotación “in situ” sin desplazamiento, sin traslación de los cóndilos mandibulares por el interior de la cavidad glenoidea a través de un eje transversal, que es el eje terminal transversal de bisagra, que pasa por los tubérculos mediales de ambos cóndilos (aunque no tiene que ser ese eje estrictamente, pueden ser otros pero próximos siempre a los tubérculos internos). También se dice que este movimiento

de rotación se realiza y participa preferentemente el compartimiento o cámara inferior de la articulación. Por último, los músculos participantes en esta fase del movimiento de abertura o descenso mandibular son: vientre anterior del digástrico, milohioideo, geniohioideo (músculo suprahioideo), músculos infrahioideos que fijan el hioides durante el movimiento.

En la segunda fase, a partir de los 20-25 mm de abertura y hasta el final de la misma, se produce un movimiento combinado de rotación y traslación, en virtud de la cual el cóndilo rota y se traslada a lo largo de la vertiente posterior de la eminencia articular del temporal hasta situarse inmediatamente por debajo de su cara anterior y ligamente por delante. El eje de rotación transversal a través del cual se desarrolla el movimiento, es cambiante, para desplazarse desde la región condílea inicialmente hasta un centro virtual situado a nivel de la espina de spix. Hay que decir también que la distinción entre movimiento de rotación y traslación es artificial pues ambos movimientos se combinan entre sí a lo largo de la abertura bucal para permitir una abertura amplia sin compromiso de los tejidos retromandibulares. Debemos saber también que durante la abertura bucal, el cóndilo acompañado de su menisco articular se desplaza hacia adelante y hacia abajo, es decir, desciende y tanto más cuando mayor sea la altura de la eminencia articular del temporal y tanto más avanza cuanto mayor sea su longitud; de todas formas en el curso de esta traslación, el camino recorrido por el cóndilo es mayor que el recorrido por el menisco, debido a que éste se ve frenado en su desplazamiento por la tensión de la lámina superior elástica retrodiscal o el resultado es que al final de la abertura la cima de la cabeza del cóndilo se relaciona con la banda anterior del menisco y el disco que al principio de la abertura es oblicuo hacia abajo y hacia delante, al final de la abertura tiene casi una dirección inversa a la precedente, oblicuo hacia abajo y atrás después de haber pasado por una fase horizontal. Los músculos responsables de esta segunda fase del movimiento de abertura son fundamentalmente, el fascículo inferior de ambos pterigoideos externos, que se ven apoyados en su función por las fibras anteriores del ligamento lateral.

En relación a la trayectoria del punto interincisivo, decir que, la trayectoria normal es rectilínea sin desviaciones laterales superiores a 2mm. Señalar también que la amplitud normal de abertura se encuadra en un rango de 47 ± 7 mm.

(b). Cierre o elevación de la mandíbula: el cierre de la boca corresponde al movimiento de elevación mandibular y durante él ocurre o se acompaña de un mecanismo simétrico e inverso al del movimiento de abertura bucal. A nivel condilar durante el movimiento de cierre, el cóndilo acompañado de su menisco se dirige hacia arriba y hacia atrás, desplazándose sobre la cara inferior y vertiente posterior de la eminencia articular del temporal, separados ambos, por la porción intermedia del menisco que se ve comprimido y deformado por la cabeza del cóndilo en su desplazamiento, hasta llegar a la posición inicial.

El cierre bucal también se realiza en dos fases sucesivas. En la primera, el inicio del movimiento de elevación es debido a las contracciones isométricas de los fascículos anteriores del músculo temporal, y en menor medida, si es que interviene, por los fascículos superficiales del masetero y por los músculos pterigoideos internos. En la segunda fase del cierre, intervienen las fibras posteriores de los músculos temporales, fascículos profundos de los músculos maseteros y vientre posterior del músculo digástrico, es decir músculos retropulsores; es decir durante el movimiento de cierre mandibular se contraen aquellos músculos que llevan a la mandíbula hacia arriba y hacia atrás en lo que se llama acción u oclusión molar que es la que utilizamos para el habla o la oclusión sin contactos fuertes y excesivos que no requieren una gran fuerza de contracción. Si cuando finaliza el cierre normal (contacto dentario), se continua un cierre forzado bien sobre dientes en oclusión (bruxismo) o sobre un cuerpo extraño, los músculos que se contraen principalmente e isométricamente son los músculos maseteros y los pterigoideos internos que lo hacen con gran fuerza y además debido a la dirección de sus fibras, el vector de fuerza se dirige hacia arriba y hacia adelante hacia un cierre en contacto masivo. Además, al final del cierre se contrae el fascículo superior del músculo pterigoideo externo o mejor el aparato tensor del disco, permitiendo la correcta adaptación cóndilo-menisco controlando el retroceso, ascenso y posicionamiento de la cabeza condílea en la cavidad glenoidea.

(c). Protrusión mandibular: Es aquel movimiento mediante el cual el mentón se propulsa o se dirige hacia adelante sin separarse de la línea media, al mismo tiempo el punto interincisivo inferior o los dientes anteroinferiores se dirigen primeramente hacia adelante y hacia abajo, siguiendo la cara palatina de los dientes anterosuperiores, para luego seguir dirigiéndose hacia adelante y ascender ligeramente mientras continua su anteropulsión.

En condiciones normales, la amplitud del movimiento es de 9-10 mm. En cuanto a la trayectoria del punto interincisivo, decir, que es recta sin desviaciones laterales siempre que no exista patología (articular, o muscular, más rara). En relación al desplazamiento o trayectoria condilar, durante el movimiento de protrusión, el cóndilo mandibular acompañado de su menisco se desliza a lo largo de la parte externa de la eminencia articular temporal en movimiento exclusivamente de traslación, sin alcanzar por supuesto la posición extrema de la abertura mandibular y por supuesto el cóndilo a la vez que se desplaza hacia adelante también desciende pero no tanto como en abertura; desciende más o menos, dependiendo de la altura de la eminencia articular del temporal.

El aparato motor responsable de este movimiento es fundamentalmente la contracción simétrica de los fascículos inferiores de los músculos pterigoideos externos y de los fascículos superficiales de los maseteros; también intervienen pero en menor medida como accesorios los músculos pterigoideos internos y los fascículos anteriores de los músculos temporales.

(d). Retropulsión y Retrusión mandibular: la retropulsión, es aquel movimiento que lleva a la mandíbula desde la protrusión a la posición de partida en Relación Céntrica, luego es un movimiento inverso al de protrusión.

La retrusión es el movimiento hacia atrás de los cóndilos desde una posición de máxima intercuspidadación y la amplitud de este movimiento no puede ser mayor de 2 mm.

El movimiento de retropulsión se produce debido a una contracción combinada y simétrica de los fascículos posteriores de los músculos temporales, músculos

depresores, vientre posterior del músculo digástrico y el fascículo profundo del masetero.

(e). Lateralidad mandibular: es aquel movimiento durante el cual el mentón se desvía hacia un lado alejándose de la línea media. O se habla de lateralidad cuando el mentón se va hacia un lado; lateralidad derecha hacia la derecha, lateralidad izquierda hacia la izquierda; asimismo el lado hacia el que se desplaza el mentón se llama lado de trabajo y el otro lado, el lado de no trabajo o de balanceo. La amplitud del movimiento de lateralidad mandibular normalmente es de 10-12 mm y mismo valor a ambos lados.

En cuanto a la trayectoria condilar durante el movimiento de lateralidad, se dice que para que se produzca el movimiento, uno de los cóndilos rota “in situ” alrededor de un eje vertical que pasa por su polo interno, aunque para otros autores puede tener otras situaciones no muy alejadas del polo interno. El cóndilo que rota es el cóndilo del lado de trabajo y por eso se llama cóndilo de trabajo, cóndilo pivotante o cóndilo rotacional. Realmente hoy se admite que sistemáticamente esta rotación no es tan pura sino que se acompaña de un ligero movimiento condíleo lateral, es decir, de un desplazamiento ligero lateral del conjunto de la mandíbula perpendicular al plano medio sagital y hacia el lado de trabajo, lo que se llama movimiento de Bennett. En otras situaciones o sujetos, el cóndilo del lado de trabajo no solo rota sino que también se desplaza, con lo que se produce un movimiento combinado de rotación y desplazamiento lateral hacia fuera, pero con distintos componentes hacia fuera. Se dice que el más frecuente es que el desplazamiento sea hacia fuera, atrás y arriba pero lo cierto es que siempre tiene que ser hacia afuera por los condicionantes anatómicos de la articulación y del propio movimiento y después hacia cualquier lugar, de tal forma que se dice que puede desplazarse a cualquier punto del denominado Cono de Guichet.

Este desplazamiento lateral que es en bloque de la mandíbula, hacia el lado de trabajo es el movimiento de Bennett. En este movimiento el cóndilo de trabajo se desplaza hacia afuera, pero al mismo tiempo el cóndilo del lado de balanceo o de no trabajo se desplaza hacia la línea media, realiza una mediotrusión y el de trabajo una laterotrusión.

El movimiento de Bennett puede tener un inicio brusco, es decir, un desplazamiento casi en línea recta o movimiento de Bennett inmediato (asociado a patología articular) o por el contrario un inicio suave sin brusquedades que va aumentando y desviándose hacia algún otro lado a medida que avanza el movimiento, es el movimiento de Bennett progresivo.

Por lo tanto, uno de los cóndilos rota pero al mismo tiempo el otro cóndilo, el del lado de no trabajo se desplaza o se traslada o bien sufre un movimiento de traslación hacia adelante, abajo y hacia dentro sobre la cavidad glenoidea, o sobre la vertiente posterior de la eminencia articular o sobre la pared antero-interna de la cavidad glenoidea, debido a la inclinación de la vertiente articular o de esa pared, a la vez que se desplaza, desciende y desciende tanto más cuando mayor sea la inclinación de la eminencia articular, además la trayectoria no será recta sino curva. Por lo tanto, lo denominamos cóndilo de no trabajo, cóndilo orbitante, cóndilo de traslación o traslacional.

Respecto al mecanismo muscular del movimiento de lateralidad, los músculos encargados del desplazamiento son: del lado de no trabajo, el fascículo inferior del músculo pterigoideo externo y accesoriamente el músculo pterigoideo interno y el fascículo superficial del músculo masetero. Y del lado de trabajo, las fibras posteriores del músculo temporal, el vientre posterior del músculo digástrico y el fascículo profundo del músculo masetero.

Al igual que ocurre con el cóndilo del lado de trabajo, el cóndilo del lado de no trabajo también puede desplazarse al inicio del movimiento muy bruscamente hacia fuera cuando hay un movimiento de Bennett inmediato, o suave progresivamente cuando no, y tendremos que decir que es durante los cuatro primeros milímetros de desplazamiento del cóndilo de no trabajo cuando se produce la mayor cantidad de desplazamiento lateral del cóndilo de trabajo.

Por otro lado es conocido, que la deformación o deflexión mandibular ocurre durante la función principalmente durante los movimientos de abertura y protrusión, y que es compleja, ocurriendo en distintos planos del espacio. Muchos artículos han abordado los cambios de la mandíbula durante la actividad muscular como resultado

de la acción muscular masticatoria. (Burch and Borchers,1970; McDowell and Regli,1960; De Marco and Paine,1974; Omar and Wise, 1981; Fischman, 1976 y 1990, Abdel-Latif, 2000; Al-Sukhum et al. 2007 a, b y c; El-Sheikh, 2007; Naini and Nokar, 2005)

La mandíbula humana presenta un complejo comportamiento elástico biomecánico bajo la carga funcional. Esto es consecuencia de su anatomía y de la compleja estructura ósea, ya que es un hueso elástico, anisotrópico y no homogéneo que puede ser deformado. De acuerdo con Misch (2009), la deflexión mandibular puede ser más de 10 a 20 veces el movimiento de un diente sano; por lo tanto, es importante en la evaluación del paciente y en la planificación protésica (Naini and Nokar, 2005).

Estudios realizados en los últimos cincuenta años, relatan que la deformación mandibular ocurre durante los movimientos de abertura, protrusión, lateralidades y retrusión. Así Koriouth and Hannam (1994) empleando el análisis de elementos finitos sobre un modelo tridimensional de mandíbula humana dentada, para estudiar el grado de deformación mandibular durante cinco movimientos mandibulares, hallaron que la mandíbula se deforma elásticamente, siendo esta deformación compleja y en distintos planos del espacio. De igual manera Horiuchi et al. (1997) utilizando el mismo método para movimientos de abertura máxima y protrusiva, con implantes colocados a nivel de molares mandibulares, encontraron que la disminución del arco mandibular correspondiente a la deformación mandibular era de 0,003mm en abertura y 0,5mm en protrusión.

Estudios de la aproximación medial en sujetos humanos durante la dinámica mandibular en movimientos como abertura, retrusión y protrusión han mostrado que la arcada mandibular puede ampliarse o estrecharse (Tabla 1). El rango de deformación horizontal de la mandíbula va desde 16 a 780 μ m y es más pronunciado en el movimiento de protrusión. Esta diferencia en los valores obtenidos por distintos investigadores es atribuible a las diferencias en la metodología empleadas como a la variación en la actividad muscular masticatoria entre individuos sometidos a estudio.

AÑO	AUTORES	SISTEMA EMPLEADO	POSICIÓN	RANGO DE DEFORMACIÓN/MOVIIMIENTO
1960	MC DOWELL REGLI	GALGAS	2ºM	ABERTURA MÁXIMA: ↓ 0,4mm PROTRUSIÓN: ↓ 0,5mm
1964	OBSORNE TOMLIN	TRANSDUCTOR	MOLARES	↓ 0,07 a 0,009mm PROTRUSIVA Y ABERTURA
1970	BURCH BORCHERS	GALGAS CONECTADAS A POLÍGRAFO	1ºM	PROTRUSIÓN: ↓ 0,61mm LATERALIDAD DRCHA: ↓ 0,24mm
1873	GOODKING HERINGLAKE	GALGAS	1º M	ABERTURA: 0,1092-0,0533 mm.
1974	DE MARCO PANE	GALGAS + BARRA CALBRADA	1ºM	↓ 0,6 a 1,5mm APERTURA MÁXIMA
1981	OMAR WISE	PERIODONTÓMETRO + JIG DE LUCIA	1ºM	RETRUSIÓN ↑ 0.073mm
1981	GATES NICHOLLS	GALGAS	1ºM	ABERTURA: 0-0,3mm. PROTRUSIÓN: 0,1-0,5mm.
1990	FISCHMAN	GALGAS Y FIJACIONES	1ºM	ABERTURA MÁXIMA: ↓ 0,86mm
1991	HOBKRIK SCHWAB	TRANSDUCTOR	IMPLANTES A NIVEL 1ºM	ABERTURA MÁXIMA: ↓ 0,032 a 0,16mm LATERALIDADES: ↓ 0,18 a 0,92mm

1996	HORIUCHI	CALIBRADORES	IMPLANTES A NIVEL 1°M	ABERTURA: 8-25 μm . PROTRUSIÓN: 10-37 μm .
2000	ABDEL-LATIF ET AL	GALGAS TENSIONALES	IMPLANTES PMs	ABERTURA: 41,3-1,4 μm .
2000	CHEN Y COLS	TRANSDUCTOR	1°M	ABERTURA COMPLETA: \downarrow 20 a 437 μm .
2002	JIANG MINORU	CÁMARA + SENSOR (CCD)	2°PM	ABERTURA: \downarrow 0,2 mm.
2004	SHINKAI ET AL	IMPRESIONES + PHOTOSHOP®	MOLARES	ABERTURA: 0,21-0,44 μm .
2006	AL-SUKHUN ET AL	TRANSDUCTORES	IMPLANTES A NIVEL PM	ABERTURA: 11-52,5 μm . PROTRUSIÓN: 25,5-57,8 μm . LATERALIDAD: 11-22 μm .
2006	CANABARRO ET AL	IMPRESIONES + MÉT. IMAGEN	MOLARES	ABERTURA: 0,133-0,160mm. PROTRUSIÓN: 0,031-0,230mm.
2007	EL-SHEIKH ET AL	TRANSDUCTORES	IMPLANTES A NIVEL ANTERIOR.	ABERTURA: 15-42 μm . LATERALIDAD: 10-21 μm . PROTRUSIÓN: 18-53 μm .
2014	PRASAD ET AL	IMPRESIONES	MOLARES	ABERTURA: \downarrow arco mandibular: -Braquifaciales: 1,12mm. -Mesofaciales: 0,69mm. -Dolicofaciales: 0,39mm.

TABLA 1. Estudios “in vivo” de aproximación medial mandibular en distintos movimientos de la dinámica mandibular.

Sí además quisiéramos ver el efecto de la deformación mandibular en prótesis implantosoportada, otro factor importante a tener en cuenta es la interfase entre

hueso e implante, por lo tanto, hay que valorar el contacto de oseointegración en el hueso cortical y trabecular y la transmisión de las cargas. A este respecto, los factores que influyen en la interfase hueso-implante son: tipo de carga, propiedades de los materiales de la prótesis y del implante, largo y ancho del implante, superficie del implante, naturaleza de la unión hueso-implante, y la cantidad y calidad del hueso envolvente. Asimismo la distribución de la tensión a través del implante-prótesis también se ha estudiado por la incidencia de problemas clínicos tales como fallo de la estructura protésica y fractura del implante. Y en este apartado juega un papel importante la dinámica mandibular, en la posterior transmisión de la tensión al complejo hueso-implante-prótesis. Los implantes dentales rígidos fijados entre sí en una ferulización de toda la arcada, están sometidos a una fuerza vestibulolingual considerable en los movimientos de abertura y durante la parafunción, con lo cual, se debería reconsiderar el tratamiento de los pacientes con edentulismo mandibular mediante una férula completa implantosoportada. Sin embargo, otros autores (Abdel-Latif et al., 2000; Hobkirk and Havthoulas, 1998; Zarone et al., 2003; Fischman, 1976; de Oliveira and Emtiaz, 2000; Paez et al., 2003) afirman, que la flexión de la mandíbula puede ser contrarrestada por la estructura protésica de la férula completa implantosoportada, aunque en ese caso se introduciría tensión lateral a las fijaciones, es decir a los implantes.

De lo relatado anteriormente deducimos y podemos afirmar que existe relación entre la dinámica mandibular y la deflexión mandibular, siendo un factor importante a tener en cuenta en la transmisión de estrés, tensión y deformación al hueso mandibular y por tanto a las restauraciones protésicas realizadas en dicha localización (ya sean sobre dientes naturales o implantes).

2.3 De la prótesis fija implantosoportada de arcada completa mandibular: tipos y diseños:

Un axioma del tratamiento con implantes es el de proporcionar el tratamiento más predecible, con el menor coste posible y que satisfaga las necesidades estéticas-funcionales y deseos personales del paciente.

A lo largo de la historia se han empleado diferentes tratamientos a la hora de rehabilitar a los pacientes desdentados dependiendo de la amplitud de la desdentación. En pacientes desdentados totales el tratamiento de elección ha sido la Prótesis Completa, en desdentaciones parciales amplias la Prótesis Parcial Removible y en desdentaciones parciales pequeñas la Prótesis Fija Convencional. Actualmente, el avance de la técnica y el desarrollo de los materiales, ha hecho que en el tratamiento de estas desdentaciones podemos incluir como alternativa la elección de las Prótesis Implantosoportadas, siendo un tratamiento predecible a largo plazo y ampliamente avalado por la comunidad científica y por los pacientes.

En general, el éxito o fracaso de las restauraciones protésicas depende de muchos factores, entre ellos el mantenimiento del terrero de soporte (dientes y hueso circundante), ya que tanto en la dentición natural como en las prótesis implantosoportadas, se transmiten microdeformaciones al hueso circundante. En el caso que nos ocupa, la desdentación total mandibular, a la hora de rehabilitar con una prótesis completa, cabe destacar que los portadores de dichas prótesis, presentan una disminución de la fuerza masticatoria de hasta 10 veces menor que los pacientes dentados y una eficacia masticatoria menor en un 40% (Rissin et al., 1978; Misch and Misch, 1991). El empleo de implantes y prótesis implantosoportadas ofrece muchas ventajas respecto a las prótesis removibles, ya que mejoran la estabilidad y funcionalidad de las prótesis, incluyendo que pueden llegar a ofrecer a estos pacientes, una fuerza masticatoria similar a la que poseen los pacientes dentados, mejorando ampliamente la eficacia masticatoria en comparación con las prótesis mucosoportadas (Al-Omiri et al., 2005).

Dentro de las prótesis implantosoportadas para la rehabilitación de las arcada completa mandibular, podemos contemplar dos tipos de tratamiento, la prótesis

implantosoportada removible y la prótesis implantosoportada fija, que pasamos a analizar.

Aunque en los pacientes completamente edéntulos, una prótesis removible implantosoportada puede ofrecer varias ventajas respecto a la prótesis fija implantosoportada, como puede ser: el poder ampliar la estética facial, la necesidad de un menor número de implantes o el tratarse de un tratamiento más corto habitualmente; algunos pacientes requieren una restauración fija por deseo propio o porque la condición oral hace difícil la realización de una prótesis removible. (Misch, 2009). La ventaja psicológica de una prótesis fija aportan un mayor beneficio, y los pacientes edéntulos sienten a veces que las prótesis implantosoportados son mejores que su propia dentición natural.

Hay cinco opciones de tratamiento empleadas para restaurar una mandíbula edéntula con prótesis fija implantosoportada:

- **Opción de Tratamiento 1:** Si se acepta que la mandíbula no se flexiona o muestra una torsión significativa entre los agujeros mentonianos, los implantes anteriores pueden estar ferulizados sin riesgo ni compromiso. Este era el enfoque de Brånemark (1977) y consistía en colocar de 4 a 6 implantes entre los agujeros mentonianos y una extensión en voladizo (cantiléver) a cada lado para reemplazar los dientes posteriores. En esta opción de tratamiento es importante tener en cuenta la forma de la arcada y la localización de los agujeros mentonianos, ya que va a afectar a la posición de los implantes. Ya que esta opción depende en gran medida de los factores fuerza y de la forma de la arcada del paciente, así como del número, tamaño y diseño de los implantes, la actuación más aconsejable es reservarla para pacientes con factores de fuerza bajos, tales como pacientes mayores con una prótesis completa superior, con abundante hueso anterior y altura de la corona inferior a 15mm, con una arcada ovoide o cónica, pero con segmentos posteriores de altura inadecuada para la colocación de un implante. Como norma general en esta opción se colocan cinco implantes en la mandíbula anterior, entre agujeros mentonianos.

- **Opción de Tratamiento 2:** Es una ligera variación del protocolo de Brånemark (opción de tratamiento 1) y consiste en colocar implantes adicionales sobre los

agujeros mentonianos, puesto que la mandíbula flexiona distalmente a ellos, como han demostrado estudios de Bidez (1994) o Hylander (1979) entre otros. Con lo cual el número de implantes aumentaría hasta siete (entre 6 y 7 implantes), disminuyendo las fuerzas de palanca de clase I generadas desde la extensión del voladizo distal y con ello la tensión transmitida a los pilares próximos al cantiléver. A la hora de plantearse esta opción es necesario contar con suficiente altura y anchura de hueso sobre los agujeros. Las posiciones habituales de los implantes en esta opción de tratamiento son las del segundo premolar, las del canino, las del incisivo central o línea media y las dos posiciones opcionales son las del primer premolar.

- **Opción de Tratamiento 3:** Bidez (1994) evaluó la prótesis fijas de arcada completa con implantes posteriores unilaterales conectados a la región anterior, no encontrando complicaciones adicionales durante un periodo de tiempo en comparación con aquellos con segmentos independientes. Conforme a estos resultados, otra opción sería realizar una prótesis mandibular fija con implantes en la posición del primer molar conectados a 4 ó 5 implantes entre los agujeros mentonianos. La posición de los implantes sería en el primer molar (sólo en un lado) y en las posiciones de premolares y caninos bilaterales. Esta opción presenta algunas ventajas frente a las anteriores, como es, que solo presenta un voladizo unilateral y que cuando los factores de fuerza son mayores, se pueden aumentar fácilmente a 6 ó 7 el número de implantes.

- **Opción de Tratamiento 4:** Esta opción incluye implantes posteriores bilaterales siempre que no estén ferulizados en un único segmento, lo que resulta interesante cuando la densidad del hueso es pobre y/o los factores de fuerza son elevados. Así los implantes se sitúan en los tres segmentos de la mandíbula, a nivel de los espacios de los dos primeros molares, los dos primeros premolares y los caninos. Se pueden añadir implantes secundarios a nivel de los segundos premolares y/o posición del incisivo (línea media). Consecuentemente, la prótesis se construye en tramos, uno que feruliza los dos implantes anteriores de los caninos y dos de los posteriores de un lado y el otro tramo entre los dos posteriores del lado contralateral. La principal ventaja de esta opción es la eliminación de las extensiones en voladizo, con lo que se

disminuyen los riesgos de descementación en prótesis cementadas y de sobrecargas oclusales.

- **Opción de Tratamiento 5:** Otra opción para la mandíbula totalmente edéntula es fabricar tres prótesis independientes, en lugar de una o dos, sobre un mínimo de 6 implantes. La región anterior puede tener 4 ó 5 implantes. La disposición principal de los implantes sería, posicionados en los dos primeros molares, los dos primeros premolares y las regiones de los dos caninos y los secundarios en posición de los segundos premolares e incisivos centrales, con lo cual, normalmente en esta opción se posicionarían ocho implantes. Las prótesis posteriores se extienden desde el primer molar hasta el primer premolar y una prótesis anterior sustituye los seis dientes anteriores. La ventaja de esta opción es que los segmentos son más pequeños, si se espera un mayor movimiento del cuerpo mandibular debido a una parafunción o a la reducción del hueso de la mandíbula, las prótesis independientes permiten la máxima flexibilidad y torsión de la mandíbula. La principal desventaja es el gran número de implantes que se requiere.

Existe un cierto consenso en que seis implantes paralelos y simétricamente distribuidos pueden ser suficientes para la rehabilitación de la mandíbula edéntula.

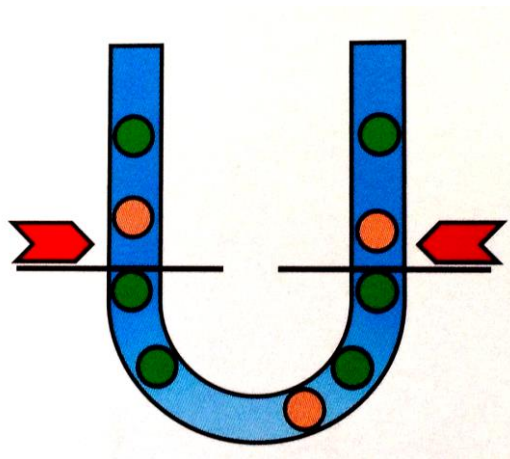


FIGURA 7. Distribución de los implantes en la arcada mandibular según opción V de Misch.

Esta opción sobre seis implantes y ferulización de arcada completa en tres tramos, con independencia de sectores posteriores y sector anterior, es una opción semejante

a la que se hace en rehabilitaciones de arcada completa mandibular con prótesis fija convencional, con la colocación de interlocks o rompefuerzas para minimizar los efectos que tiene la estructura rígida de arco completo sobre los dientes de pilares, por la acción de la musculatura masticatoria durante la dinámica mandibular.

No obstante, en esta opción de prótesis fija mandibular con seis o más implantes y ferulización en 3 tramos, dos tramos e incluso en uno solo, es de suponer que los efectos sobre implantes y hueso perimplantario sean diferentes por cuanto los implantes son estructura rígidas (no tienen movilidad fisiológicas) y su dirección de desplazamiento bajo carga, será la producida por la propia estructura de ferulización (prótesis), sea ésta en uno o varios tramos.

La ferulización en odontología se refiere a la unión efectiva entre varios dientes para promover un incremento en la estabilidad posicional y funcional de la unidad creada (Grossman et al., 2005). El Glosario de Términos Prostodónticos, tal como ya se comentó, considera a la ferulización como la unión de dos o más dientes o implantes en una unidad rígida, por medio de un mecanismo fijo o removible.

Una prótesis fija sostenida por varios implantes tiene como resultado una estructura combinada en la cual, la distribución de las cargas aplicadas depende de la relativa rigidez de los diversos miembros implicados en ella, así como, de la geometría de su distribución. Un implante osteointegrado forma una unión casi íntima con el hueso, por lo que su respuesta ante cualquier carga se espera sea de naturaleza elástica, lo que significa que la flexión de la fijación será proporcional a la carga aplicada.

Por otro lado, cuando se emplea una prótesis rígida se puede asumir que su comportamiento será relativamente rígido comparado con los implantes, cuyo diámetro de sección es menor. Con lo que, para determinar la distribución de la actuación de la carga y las deformaciones de la prótesis, ha de tenerse en cuenta los implantes y la mandíbula. A la estructura se la considera como indeterminada estáticamente y los análisis deben de tratar a la prótesis como una viga elástica curvada, sometida a flexión y torsión.

En estudios de elementos finitos realizados por Bidez and Misch en 1990, se mostraba que la fuerza distribuida sobre tres pilares da como resultado un estrés menor en la cresta del hueso que sobre dos pilares, siempre y cuando éstos estuviesen ferulizados. Además, la retención de la prótesis también se ve mejorada aumentando el número de implantes ferulizados. Los implantes ferulizados, por tanto, disminuyen también las fracturas de los componentes de la prótesis, ya que se reduce la cantidad global de estrés sobre el sistema. En este sentido hay autores que sostienen que para este tipo de prótesis que ferulizan varios implantes, la distribución de las fuerzas aplicadas se producen gracias a la deformación de los tornillos de sujeción, tanto del pilar como de la prótesis, que presentan un comportamiento más flexible que cualquier otro componente del conjunto prótesis-implante-hueso de soporte (Skalak, 1984) (Rangert et al., 1991). Sin embargo esta premisa resulta extremadamente complicada de cuantificar en el caso de múltiples pilares (Brunski, 1988).

En resumen, una prótesis fija rígida distribuirá las cargas a los pilares con mayor efectividad, porque permitirá que la carga máxima en cada implante sea menor que el total de la carga aplicada (Skalak, 1999). En general, la ferulización de los implantes, pueden aportar una serie de ventajas tanto protésicas como mecánicas, pero también inconvenientes. La ferulización de los implantes conlleva un mejor comportamiento biomecánico y para maximizar el beneficio de un mayor número de implantes, estos deberían ferulizarse. Los implantes unidos o ferulizados aumentan el área de superficie funcional de soporte, incrementan la distancia anteroposterior para resistir las cargas laterales, aumentan la retención del cemento de la prótesis, disminuyen el riesgo de pérdida de los tornillos de los pilares, reducen el riesgo de pérdida ósea marginal y disminuyen el riesgo de fractura de los componentes del implante. Por lo tanto, todo el sistema se beneficia (Guichet et al., 2002). Los implantes ferulizados transmiten y distribuyen una fuerza menor a sus cuerpos, lo que disminuye el riesgo de pérdida ósea marginal o de fractura del cuerpo del implante (Rangert et al., 1989; Quirynen et al., 1992; Hoshaw et al., 1994; Rangert et al., 1995). Además, cuando múltiples unidades son ferulizadas, las fuerzas oclusales son absorbidas dentro de la estructura; las fuerzas de tracción y cizallamiento se concentran en la región de los conectores, lo cual reduce la fuerza transferida al peridonto (el Ebrashi et al., 1970; Yang et al., 1999).

Se puede decir, que el objeto de ferulizar en prótesis sobre implantes, es el obtener una distribución más favorable de las tensiones aplicadas entre los mismos, para así, minimizar la transferencia de cargas horizontales a la interfase hueso-implante e incrementar el área de superficie del hueso que los soporta (Guichet et al., 2002; Wang et al., 2002; Grossman et al., 2005).

La excepción a la regla de la ventaja en el comportamiento biomecánico de los implantes ferulizados puede ser la prótesis implantosoportada de la arcada completa mandibular. El hueso, como ya comentamos anteriormente, es esencialmente elástico y se deforma bajo la función, dando lugar a tensiones que influyen sobre su geometría. Más allá de su importancia biológica, estas deformaciones tienen especial interés en el campo de la prótesis, ya que las prótesis fijas son relativamente rígidas y se fijan a los maxilares, ya sea utilizando como pilares dientes naturales o implantes osteointegrados (Abdel-Latif et al., 2000).

A este respecto y según Misch (2009), cuanto más distal sea la férula rígida, desde un lado a otro en la arcada mandibular, mayor es el riesgo de que la dinámica y la deflexión mandibular puedan influir en el pronóstico de los implantes o de las prótesis. En este sentido, Zarone et al. (2003) muestra que los implantes rígidos, fijados entre sí en una prótesis fija de toda la arcada, están sometidos a una fuerza vestibulolingual considerable al abrir la boca y durante la parafunción.

En cuanto al diseño de la ferulización de arcada completa mandibular, algunos autores sugieren colocar cuatro implantes dispuestos: dos en la zona de los primeros molares y dos en la zona de los caninos (Parel and Sullivan, 1989), aunque habitualmente se indican más implantes, colocando cuatro implantes adicionales en la región de los premolares e incisivos. Se trata, por tanto, de una ferulización con una estructura rígida curva que abarca toda la arcada, en la que se debe de considerar la influencia de la deflexión mandibular. Algunos autores defienden que la deflexión de la mandíbula es contrarrestada por la prótesis (Zarone et al., 2003; Paez et al., 2003). En este sentido, Abdel-Latif et al., 2000 realizó un estudio cuyo objeto era medir la aproximación medial, el cizallamiento dorsoventral y la rotación del cuerpo de la mandíbula humana durante la función. Las mediciones se realizaron mediante la instalación de unos transductores intraorales de tensión a seis pacientes edéntulos

en los que previamente se habían colocado implantes en la mandíbula. Los transductores fueron instalados sobre el implante más distal de cada hemiarcada, uniendo ambos implantes, y las mediciones se realizaron cuando los implantes se sometían a carga y los pacientes realizaban movimientos de abertura, cierre y lateralidad. Los resultados mostraron que la deformación mandibular ocurría inmediatamente al comienzo del movimiento y que además era proporcional al grado de abertura y que los tres tipos de deformación a estudio ocurrían de forma simultánea. Sin embargo, los resultados que se obtuvieron para la aproximación medial, durante los movimientos de abertura y lateralidad, fueron significativamente menores que en estudios previos, lo cual los autores lo explican, por el hecho de que estos estudios anteriores se habían realizado sobre dentición natural y no sobre implantes. De los resultados obtenidos en este estudio, así como de otros mediante el análisis de elementos finitos y estudios fotoelásticos (Wright and Yetram, 1971; Landry et al., 1987; Davidoff, 1996; Stegaroiu et al., 1998) algunos autores parecen avalar la teoría de que la ferulización de implantes mandibulares mediante una prótesis fija de arcada completa mandibular pudiera contrarrestar la deflexión mandibular, sin efectos significativos en el pronóstico de la prótesis (estructura) e implantes, y concluyendo que la elevada tasa de éxito de los tratamientos con implantes implican necesariamente que la influencia de la deflexión está, en ocasiones, sobrevalorada.

En contraste, otros autores consideran que las prótesis fijas ferulizadas de arcada completa mandibular sobre implantes generan más estrés en el terreno de soporte durante la flexión mandibular (Fischman, 1990; English, 1993; Koritoth and Hannam, 1994) y se sospecha que se debe a que se introduce tensión lateral en los implantes (Misch, 2009). En un trabajo del año 1991 Hobkirk and Schawb, encontraron mediante transductores tensionales intraorales situados sobre implantes ferulizados en la región premolar mandibular de cinco pacientes, una disminución del arco mandibular superior a los $420\mu\text{m}$ y una transmisión de fuerza superior a los 16N, como resultado del movimiento mandibular desde la posición de reposo. También se observó que las mayores deformaciones (en cuanto al aumento o decremento del arco mandibular) se producían en las mandíbulas más estrechas y cuando los implantes se situaban más separados entre sí. Las mayores deformaciones

fueron encontradas para los movimientos de abertura y protrusión y menores en lateralidad. En base a estos resultados, concluyeron que se producen desplazamientos entre implantes, asociados a los movimientos mandibulares y que estos son, en algún caso, considerablemente superiores al máximo desajuste aceptable en la interfase entre el implante y la supraestructura. Esto implicaría que las supraestructuras rígidas sobre implantes, construidas a partir de una impresión de trabajo realizada en una determinada posición mandibular, podrían generar fenómenos de tensión en el sistema prótesis-implantes-hueso, en otra determinada posición mandibular. Puesto que si la deflexión mandibular ocurre desde el inicio de la abertura bucal, la impresión de trabajo estará reproduciendo sólo una posición fija y no todo el transcurso del movimiento, en el cual la amplitud del arco mandibular disminuye.

Cuando la ferulización de arcada completa mandibular en un único tramo no se realiza, y se divide en varios tramos (2 o 3, más o menos extensos), el estrés en la interfase hueso-implante disminuiría de manera notable en algunas zonas, sobre todo posteriores. Esto podría ser debido a la separación del arco completo rígido bilateral que impediría la transmisión del efecto de la deflexión mandibular.

Asimismo, en el estudio realizado por Nokar and Naini (2010) mediante el análisis de elementos finitos, con el fin de observar como diferentes tipos de ferulizaciones transmitían el estrés al hueso periimplantario durante la deflexión mandibular, en movimiento de abertura y lateralidad derecha, se concluyó que la ferulización seccionada a nivel de la línea media, (con lo cual había fijación anteroposterior unilateral), aumenta los valores de estrés alrededor de los implantes posicionados a nivel del primer molar mandibular, en comparación con una ferulización en tres tramos con fijaciones anteriores y posteriores independientes.

A este respecto también se pronunciaba un trabajo de Kregzde (1993); este autor desarrolló un estudio mediante elementos finitos, en el que intentaba demostrar la importancia del número de implantes y la ferulización protésica a la hora de evitar altas concentraciones de estrés en el hueso de soporte. Sus resultados vinieron a demostrar que la opción en la que, por un lado, contaba con un número mayor de implantes y, por otro, éstos no se ferulizaban en un único tramo, estaba en relación

con menores niveles de estrés a nivel de hueso y consecuentemente constituía la opción más predecible y aconsejable.

Aunque los fenómenos de deflexión mandibular pueden explicar “*per sé*” 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 lateralmente) (Sekine et al., 1986; Kim et al., 2005) y la escasez de mecanoreceptores, en comparación con la mayor movilidad fisiológica de los dientes naturales (28 micras apicalmente y de 56 a 108 micras lateralmente) (Parfitt, 1960) y la riqueza de mecano y presoreceptores del ligamento periodontal. Así cuando se feruliza toda una arcada con una prótesis implantosoportada, la aproximación medial que se origina, debida a la deflexión mandibular, es del orden de 800 micras en la región de primer molar a primer molar, y ésta, no puede ser compensada por la movilidad fisiológica vestibulolingual de los implantes (que es menor cuando están ferulizados) originando un aumento de las tensiones en la interfase, y poniendo en riesgo no solo al hueso sino también al implante, tornillos y aditamentos protésicos.

No obstante, no hay evidencia científica suficiente para optar por una prótesis fija sobre implantes ferulizada de arcada completa mandibular o seccionada en dos o tres tramos. Muchos estudios con altas tasas de éxito ni siquiera contemplan en su diseño la deflexión mandibular en la transmisión del estrés al hueso periimplantario y su consecuente pérdida ósea, y aunque algunos autores se decantan por la separación en la línea media, no existe un protocolo de actuación.

2.4. Del estrés periimplantario en relación a la deflexión mandibular, a la dinámica mandibular y a la prótesis mandibular de arcada completa totalmente ferulizada o seccionada.

La forma en que una fuerza se distribuye sobre una superficie se denomina estrés mecánico, tensión o presión $\sigma = F/S$, donde σ es el estrés mecánico y se expresa en Pascales (Pa = Newtons/cm²), F es la fuerza (N = Newtons) y S la superficie (cm²). La magnitud de estrés depende por tanto de dos variables, la magnitud de la fuerza aplicada y el área de la sección transversal sobre la cual se aplica la fuerza, entendiendo ésta como la superficie que participa en el soporte de la carga y la disipación del estrés. Las fuerzas que actúan sobre las prótesis se expresan como unidades vectoriales, es decir, poseen magnitud, dirección y sentido. Por lo tanto, toda fuerza aplicada sobre una prótesis implantosoportada se representa por un vector que se puede descomponer en dos componentes: normal o axial y horizontal u oblicua. La componente normal o axial de la fuerza es paralela al eje mayor del diente o implante y la componente horizontal u oblicua depende de la angulación de la fuerza. Esto es, cuanto mayor sea la componente horizontal de una fuerza, mayor será la angulación de la misma, y por tanto, peor será el pronóstico de la prótesis ya sea sobre dientes naturales o implantosoportada. Asimismo, dependiendo del componente de la fuerza se podrán generar tensiones o fuerzas de tracción, compresión, de cizallamiento o flexión; y al igual que la fuerza, el estrés tendrá una componente normal y otra de cizallamiento y tiene carácter tridimensional.

En el caso de las prótesis implantosoportadas las fuerzas de tracción son aquellas que tienden a separar los componentes del sistema implante-prótesis o implante-hueso, es decir, tiende a separar el implante del hueso. Las fuerzas de compresión son aquellas fuerzas que tienden a comprimir los distintos componentes y por tanto, a intruir el implante. Y por último, las fuerzas de cizallamiento o flexión son aquellas que tienden a deslizar un cuerpo sobre otro. De la definición de cada una de estas fuerzas podemos intuir que las fuerzas compresivas serán las fuerzas mejor toleradas por el sistema, ya que son transmitidas principalmente por el componente axial de la fuerza. No así, las fuerzas de tracción y cizalla que serán transmitidas por el componente horizontal de la fuerza y serán capaces de crear altos momentos de

rotación, lo que dará lugar a destrucción a nivel de la interfase hueso-implante (Bidez and Misch, 1992). A este respecto, el hueso en general y el hueso periimplantario en particular, es más resistente a las fuerzas de compresión que a las fuerzas de tracción o cizallamiento.

En cuanto a las cargas oclusales, decir que éstas pueden ser estáticas, quasi-estáticas o dinámicas. Una carga estática se aplica lentamente, aumenta de forma gradual desde cero a su valor máximo y permanece constante. Las fuerzas quasi-estáticas se mantienen estáticas durante un tiempo determinado pero distribuidas en ciclos de una determinada frecuencia. Y las fuerzas dinámicas hacen referencia a las fuerzas que se aplican cuando se genera un movimiento o efecto de inercia. Saber que también existen las cargas cíclicas, que se caracterizan por la repetición de un estímulo de carga de manera reiterada por unidad de tiempo, pudiendo encontrar cargas ciclo-estáticas (quasi-estáticas) y cargas ciclo-dinámicas.

Además, asociado e inseparable al estrés está la deformación y la deformación relativa (ϵ), entendida ésta como la elongación por unidad de longitud. Cuando una fuerza actúa sobre un cuerpo éste se elonga, se deforma, y al cociente entre la elongación y la longitud inicial se le denomina deformación relativa (ϵ) y se expresa en microdeformaciones, unidad adimensional extensiométrica. El estrés y la deformación (ϵ) se relacionan matemáticamente entre sí por la Ley de Hooke ($\sigma = E\epsilon$), donde ϵ es la microdeformación y E el módulo de elasticidad. Su representación gráfica es una curva, dicha curva es la denominada “Curva de estrés o tensión/deformación”(FIGURA 9), la cual, tiene una región de deformación elástica, es decir, si cesa la fuerza el material vuelve a su forma original, y otra de deformación plástica donde el estrés puede causar un daño permanente; siendo el módulo de elasticidad la pendiente de la región elástica, y nos va a servir para predecir de alguna manera cuánta deformación experimentará, el material sometido a estudio, bajo la acción de una carga. De su observación se deduce que la mayor o menor deformación que puede experimentar un cuerpo o material bajo una tensión determinada, depende de su rigidez, de tal forma que aquellos menos rígidos sufrirán mayor deformación. Así un cuerpo o material con un módulo de elasticidad alto, significa que el material es rígido y poco deformable.

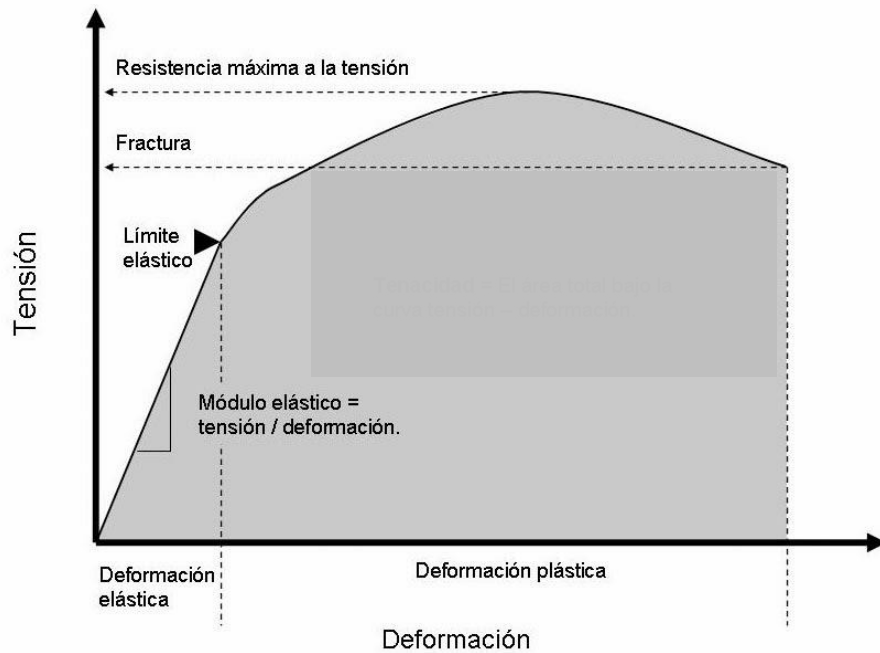


FIGURA 8. *Curva estrés o tensión/deformación.*

Así pues, una carga aplicada a un implante dental puede inducir la deformación del implante y de los tejidos circundantes. Los tejidos biológicos pueden ser capaces de interpretar la deformación y responder con la iniciación de la actividad de remodelación ósea. La deformación y las características de rigidez de los materiales empleados en implantología, pueden influir en la interfase hueso-implante. Para su comprensión, es necesario realizar una relación entre la fuerza aplicada, el estrés transmitido al implante y a los tejidos circundantes, y la deformación subsiguiente que experimentan todas las partes del sistema. Si algún cuerpo elástico es sometido experimentalmente a una carga aplicada, entonces se puede generar una curva de estrés-deformación, la cual asegura la predicción de cuanta deformación experimentará un material determinado bajo la acción de una carga aplicada. Así, la pendiente de la parte lineal de esta línea se denomina módulo de elasticidad y su valor indica la rigidez del material. A mayor similitud del módulo de elasticidad del implante con el de los tejidos biológicos, menor será la probabilidad del movimiento relativo en la interfase hueso-implante.

Aplicando lo comentado a nuestro ámbito, cuando una fuerza actúa sobre una restauración implantosoportada, se genera un vector de fuerza que se distribuye a

través del implante hasta el terreno de soporte generando una tensión/deformación en los mismos que dependerá de sus características particulares. Las propiedades mecánicas de los materiales descritas para predecir el comportamiento en cuanto a tensión/deformación de la interfase hueso-implante están establecidas en la Teoría de la mecánica de sólidos (Timoshenko and Goodier, 1970). Esta tensión/deformación que se genera en el implante y hueso periimplantario va a tener una influencia importante en la longevidad de los implantes (Bidez and Misch, 1992) puesto que un determinado nivel de microdeformación del tejido óseo generado por la transmisión de las fuerzas, generalmente oclusales, es el estímulo mecánico para la respuesta biológica de remodelado y reabsorción ósea, pues los tejidos biológicos están preparados para interpretar la deformación y responder iniciando una actividad remodeladora (Cowin, 1989).

De acuerdo con los estudios y la teoría del mecanostato de Frost (1987, 1990, 1992, 1994, 1996, 2001, 2004) con su modelo de cuatro patrones histológicos de adaptación mecánica a la deformación y la revisión de Martin y Burr (1989), se ha propuesto que el hueso periimplantario necesita estar sometido a una serie de deformaciones para mantener su forma y densidad, cuyo valor oscila entre 2000-3000 microdeformaciones (Stanford and Brand, 1999). Sin embargo, cuando los niveles de deformación están por encima de las 4000 microdeformaciones se produce una sobrecarga patológica, en la que predomina la reabsorción sobre la aposición ósea en el proceso de remodelado óseo, sobrepasando el umbral de tolerancia fisiológica del hueso y pudiendo causar microfracturas en la interfase hueso-implante (Rangert and Sullivan, 1995; Roberts, 1993).

Como valores de referencia, 1 megapascal (MPa) corresponde a 50 microdeformaciones, con lo que 3000 microdeformaciones (límite de sobrecarga patológica, según Frost) equivalen a 60 MPa (Frost, 2004). Por lo tanto, para no alcanzar los niveles de microdeformación de sobrecarga patológica debemos controlar todos los elementos: hueso periimplantario, implante, interfase; así como controlar el estrés transmitido, entendiendo éste como fuerza por unidad de superficie.

Por lo tanto, las tensiones internas que se desarrollan en un sistema de implantes y en los tejidos biológicos circundantes bajo una carga pueden tener una influencia significativa en la longevidad a largo plazo de los implantes. Como regla general, un objetivo en la planificación del tratamiento debería ser minimizar y distribuir regularmente el estrés mecánico en el sistema de implantes y el hueso contiguo. Es raro que se pueda controlar la magnitud de la fuerza completamente, aunque puede disminuirse reduciendo los factores amplificadores de dicha fuerza, como puede ser la longitud del voladizo (cantiléver), las cargas laterales o la altura de la corona de las restauraciones. Asimismo, el área de superficie funcional sobre la que se distribuye, la fuerza puede ser controlada con un correcto diseño de la estructura prótesisica.

El hueso cortical es, al menos, cinco veces más flexible que el titanio. Con el incremento de la magnitud del estrés, la diferencia de rigidez relativa entre el hueso y el titanio aumenta. Con la disminución de la magnitud del estrés, la diferencia de rigidez se hace mucho menor. De esta manera, el hueso, viscoelástico, puede permanecer en contacto con el titanio más rígido de una manera más predecible cuando el estrés es bajo. En términos de cinemática de la arcada completa, el clínico debe considerar que la mandíbula en abertura flexiona hacia la línea media. Un sistema de soporte de prótesis e implantes ferulizado de molar a molar debe proporcionar un movimiento similar si la interfase permanece intacta.

Una vez que se selecciona un sistema de implantes determinado, el único modo que tiene el odontólogo de controlar la deformación experimentada por los tejidos es controlar el estrés aplicado o el cambio de densidad del hueso alrededor del implante. Tal estrés puede estar bajo la influencia del diseño del implante, del tamaño, del número de implante, de la angulación del implante y de la prótesis. La macrogeometría del implante tiene una fuerte influencia en la naturaleza de la transmisión de fuerza en la interfase hueso-implante. En cuanto a los implantes, se ha descrito que los de superficie rugosa aumentan la superficie de contacto con el hueso, mejorando la transmisión del estrés a ese nivel haciéndolo disminuir y por tanto mejorando su comportamiento respecto a implantes de superficie lisa, además de presentar mayor estabilidad primaria. Respecto a los implantes de superficie lisa,

algunos estudios defienden que pueden producir pérdida de hueso marginal al tener menor superficie de contacto con el hueso, lo que generaría tensiones muy bajas. El estrés también está bajo la influencia del diseño de las prótesis y el diseño del contacto oclusal. Generalmente, a mayor magnitud del estrés aplicado a un sistema de implantes dentales, mayor es la diferencia de estrés entre el material de implante y el hueso. En tales casos, el implante tiene menor probabilidad de permanecer anclado al hueso, y la probabilidad de crecimiento interno de tejido fibroso, en la región periimplantaria para contrarrestar la diferencia, se hace mayor. A su vez, la densidad del hueso está relacionada no solo con la resistencia del hueso sino también con el módulo de elasticidad. A mayor dureza del hueso, más rígido es; cuanto más blando es el hueso, mayor es su flexibilidad.

La manera en la que se aplican fuerzas a las prótesis sobre implantes dentro del ambiente oral dictan la probabilidad del fracaso del sistema. La duración de una fuerza puede afectar al resultado último de un sistema de implantes. Fuerzas relativamente bajas aplicadas reiterativamente durante mucho tiempo pueden causar el fallo por fatiga de un implante o prótesis. Se pueden desarrollar concentraciones de estrés y por último el fallo, si existe una sección transversal insuficiente para disipar las fuerzas de alta magnitud. Además, si se aplica una fuerza a una distancia alejada de una unión débil en un implante o prótesis, entonces se puede originar fracaso torsional o flexión como consecuencia de la aparición de un momento de carga. El momento de una fuerza sobre un punto tiende a producir una rotación o flexión sobre ese punto. El momento se define como un vector de valor igual al producto de la magnitud de la fuerza multiplicada por la distancia perpendicular del punto de interés de la línea de acción de la fuerza.

Además, la interfase implante-hueso es una zona de interacción extremadamente dinámica. Esta interfase cambia completamente desde su origen hasta su maduración. El ambiente biomecánico juega un papel importante. Se ha teorizado que la deformación real que percibe el hueso inicia una cadena de acontecimientos que resultan en una respuesta biológica. Para que la deformación influya en la adaptación ósea en la interfase hueso-implante, debe desencadenar algún tipo de respuesta química o biológica en una población sensible a la deformación.

El efecto de la carga mecánica sobre el hueso fue descrito por primera vez por Wolff en 1892, en “Law of bone transformation” (Ley de la transformación del hueso), en la que postulaba que cada cambio en la función del hueso originaba cambios en la conformación externa e interna de dicho hueso. Este proceso es lo que se conoce como adaptación ósea. Diferentes mecanismos se han considerado como responsables de gobernar los estímulos adaptativos, como el estrés, la tensión y la energía de deformación (Van Oosterwyck et al., 1998). Frost en 1983 introdujo el concepto de tensión mínima efectiva, definiéndola como el mínimo nivel de tensión que debe ser superado para inducir la adaptación del hueso. Lanyon et al. (1983) determinaron que no solo el nivel de tensión, sino el porcentaje de cambio de tensión, el número de ciclos de tensión y los cambios en la distribución de la tensión, también influían sobre esta respuesta del hueso.

El remodelado óseo inducido mecánicamente no puede contemplarse independientemente de los otros factores determinantes. Consecuentemente, las leyes matemáticas que intentan explicar la adaptación del hueso en general, fallan a la hora de explicar las numerosas incógnitas que aún están vigentes (Van Oosterwyck et al., 1998). Además, la respuesta del hueso frente a condiciones alteradas de carga también depende de la localización anatómica (Bertram and Swartz, 1991).

En resumen, dado que el hueso debe soportar cargas compresivas y de tracción y cizallamiento, está sujeto a fatiga, cuya acumulación puede conducir a fracturas, cuando se sobrepasa un determinado nivel de tensión/deformación en relación a su resistencia y rigidez. En esta línea, podemos distinguir dos factores determinantes de la rigidez y la resistencia a la fractura de cada hueso: la rigidez intrínseca del hueso, independiente de la forma del hueso y la distribución espacial, la forma, el tamaño y la macroestructura del órgano de sostén (Ferreti, 1998; Martin et al., 1998).

Un aspecto crítico que afecta al éxito o al fracaso de un implante es la manera en la que el estrés mecánico es transferido desde el implante al hueso. Por un lado resulta esencial que ni el implante ni el hueso reciban un estrés por encima de su capacidad de resistencia a la fatiga, y por otro, es también necesario prevenir cualquier tipo de movimiento relativo que pueda producir pérdida del hueso o pérdida progresiva de la oseointegración del implante (Skalak, 1983). Recordamos

que una fuerza aplicada sobre un cuerpo puede tener como resultado su desplazamiento, pero también su deformación (Timoshenko and Goodier, 1970). Así, cuando se comparan prótesis fijas sobre dientes con prótesis fijas implantosoportadas, se encuentran diferencias respecto al modo de transferencia del estrés al terreno de soporte; definitivamente por las propias diferencias entre ambos, fundamentalmente por la presencia de ligamento periodontal en el primer caso y por idiosincrasia de la oseointegración en el segundo, con características diametralmente opuestas. En el caso de los dientes naturales, el ligamento periodontal y la propia forma de la raíz dentaria, permiten micromovimientos dentales ante la aplicación de una carga. Por su parte los implantes no presentan micromovimientos, por ese motivo no se puede esperar una distribución de fuerzas idéntica a la de los dientes naturales.

Por otro lado, como comentábamos anteriormente, el mayor módulo de elasticidad del Titanio respecto al hueso cortical periimplantario de hasta 5-10 veces superior, hace que se cree mayor microdeformación aumentando los micromovimientos en la interfase e incrementando la tensión en la zona ósea crestral, ya que según el principio mecánico del haz complejo cuando dos materiales con distintos módulos de elasticidad se ponen en contacto y uno de ellos es sometido a carga, la mayor concentración de estrés se localiza donde toman contacto en primer lugar, en nuestro caso, la cresta ósea marginal. En general, se ha establecido que un aumento en la densidad ósea mejora las propiedades mecánicas de la interfase hueso-implante, ya que se aumenta el módulo de elasticidad óseo, disminuyen los micromovimientos ya que aumenta la estabilidad inicial (Holmes and Loftus, 1997; Kido et al., 1997).

Por otra parte, el odontólogo puede controlar la tensión transmitida por las fuerzas oclusales hacia la interfase y hueso periimplantario mediante el manejo de la fuerza y la superficie sobre la que actúa. Como hemos comentado, la relación $\text{estrés} = F/S$, por lo que para reducir el estrés, o aumentamos la superficie o reducimos la fuerza. De este modo, conseguimos reducir el estrés transferido al hueso periimplantario aumentando la superficie de carga funcional que se consigue aumentando el diámetro, longitud y el número de implantes. Así, las fuerzas producidas por los músculos de la masticación inciden sobre la cara oclusal de las restauraciones

implantosoportadas y desde ahí se transmiten a todos los componentes del sistema (estructura, pilar, tornillos) antes de incidir en el implante y hueso periimplantario. Las características de los materiales, así como la conexión entre los distintos componentes del sistema pueden afectar a la transmisión de la tensión, pudiendo dar como resultado un cambio en la tensión transmitida a la interfase hueso-implante.

En nuestro caso particular, la mandíbula humana presenta un complejo comportamiento biomecánico bajo cargas funcionales, consecuencia de su anatomía, (morfología de ambas hemimandíbulas e inserción de los músculos masticatorios). Es una estructura ósea compleja, elástica, anisotrópica y no homogénea, la cual puede ser deformada. Será la acción de los músculos masticatorios la que determine el tipo y grado de deformación que padece. Hace más de 50 años que aparecieron los primeros estudios que respaldaban que la contracción simultánea de los músculos pterigoideos laterales durante abertura y protrusión ejercían una tracción medial (hacia delante y abajo) de los cóndilos. Como consecuencia de ésta deflexión elástica de la mandíbula, la distancia entre las ramas mandibulares derecha e izquierda en el plano frontal se ve disminuida.

Esta deflexión tendrá lugar alrededor de la sínfisis mentoniana, por lo tanto, a nivel de los sectores posteriores mandibulares, la amplitud se verá disminuida. Varios estudios posteriores lo han confirmado (Fischman, 1990; Zarone et al., 2003; El-Sheikh et al., 2007; Al-Sukhun et al., 2006; Al-Sukhun et al., 2007 a, b y c; Álvarez-Arenal et al., 2009). Otros estudios (Naini and Nokar, 2005; Nokar and Naini, 2010) a este respecto, van dirigidos a estudiar las deformaciones generadas por la acción de los músculos masticatorios en diferentes posiciones de contacto dentario. Y de acuerdo con Fischman (1976 y 1990), la aparición de deformaciones en el arco inferior durante las actividades musculares, sugiere importantes consideraciones protésicas y biomecánicas.

Desde el punto de vista protésico, la torsión de la mandíbula afecta a las posiciones de los dientes naturales durante la toma de las impresiones de trabajo, ya que los dientes posteriores, por acción de la deflexión, se rotan y se lingualizan respecto a su posición de máxima intercuspidad, dando lugar a problemas de precisión de los modelos de trabajo y la subsiguiente estructura metálica, ya que la

estructura de la prótesis fija tendría un ajuste pasivo perfecto sobre el modelo de trabajo pero sería impreciso intraoralmente. Este hecho es mucho más relevante en las prótesis implantosoportadas, donde la conexión rígida de los implantes al tejido óseo es considerada más crítica desde el punto de vista de precisión a la hora de obtener un ajuste pasivo de la estructura.

Desde el punto de vista biomecánico, la deflexión de la mandíbula en las prótesis fijas de arco completo mandibular tanto en prótesis fijas sobre dientes naturales como implantosoportadas, generará estrés de torsión, que en el caso de los dientes naturales, a nivel óseo, puede ser compensado por el potencial adaptativo del ligamento periodontal, no así en la estructura, pudiendo aparecer fractura de la cerámica y fallos a nivel del cemento. En el caso de las prótesis implantosoportadas a nivel óseo, no existe esa compensación al no presentar ligamento periodontal y la unión hueso-implante podría verse comprometida. A nivel de la estructura aparecerán, para este tipo de prótesis, complicaciones biomecánicas a nivel de los distintos componentes del sistema, como puede ser fractura o aflojamiento de tornillos de conexión, fractura de la cerámica, fallos en el cemento, etc. De tal manera, que en las prótesis implantosoportadas, una óptima distribución biomecánica del estrés en los implantes y estructura es de suma importancia.

Habitualmente estas prótesis fijas de arco completo mandibular implantosoportadas, por la cantidad, calidad y distribución del tejido óseo remanente, se realizan posicionando los implantes entre los agujeros mentonianos y extendiendo la estructura distalmente a los mismos, es decir, se diseñan prótesis con cantilevers o voladizos distales. Estos voladizos distales van a generar una mayor cantidad de estrés y tensión biomecánica al sistema, siendo perjudicial tanto para los implantes como para el hueso circundante, como consecuencia de la aparición de brazos de palancas. Con lo cual, se podría pensar que aumentando el número de implantes en las regiones posteriores a los agujeros mentonianos, mejoraría la distribución del estrés, ya que con ello se aumenta la superficie, ayudando a la disipación de las fuerzas que actúan sobre el sistema.

Sin embargo, para algunos autores (Paez et al., 2000; Zarone et al., 2003; Abdel-Latif et al., 2000; Al-Sukhun et al., 2007 a y b) el diseño de una prótesis fija

implantosoportada de arco completo mandibular, como estructura única, continua y rígida, puede generar un estrés perjudicial a nivel de la interfase hueso-implante y de la estructura, como consecuencia de una deformación lineal y de torsión de mandíbula debido a las cargas funcionales o parafuncionales.

De acuerdo con Fischman (1990), la deflexión elástica de la mandíbula puede por sí misma explicar la pérdida de hueso a nivel de la interfase hueso-implante de los implantes anteriores en prótesis fijas implantosoportadas de arco completo mandibular con cantilevers distales. En el caso de prótesis con implantes posicionados distalmente y en ausencia de cantilevers, destacar que la estructura, al presentar un módulo de elasticidad superior al del hueso mandibular, no tendrá el mismo comportamiento mecánico ante las fuerzas generadas por la deflexión mandibular, con lo cual, se generarán altas concentraciones de estrés que van a poder afectar a la integridad estructural de los componentes biológicos y mecánicos del sistema (hueso y componentes protésicos). Por lo tanto, parece que la opción de seccionar cuando sea posible y no realizar conexiones rígidas entre implantes posteriores y anteriores sería una buena opción para la supervivencia a largo plazo tanto de los componentes biológicos como mecánicos (Zarone et al., 2003). Y con ello, mejorar así, la transmisión del estrés a la interfase hueso-implante.

Respecto a la distribución del estrés a nivel óseo en las prótesis fijas implantosoportadas de arco completo mandibular, según la literatura, el máximo estrés se localiza alrededor de los implantes mesiales, en el hueso cortical marginal, existiendo una mayor concentración de estrés vestibulolingual que mesiodistalmente, siendo significativamente menor el estrés a nivel del hueso trabecular (Naini and Nokar, 2005).

Por último, respecto a la dinámica mandibular en relación con la deflexión mandibular, los movimientos mandibulares que han sido estudiados y analizados a lo largo de los años son, el movimiento de apertura desde su inicio hasta la apertura máxima, el movimiento de protrusión, el movimiento de lateralidad, tanto izquierda como derecha y algunos autores incluso han analizado el movimiento de retrusión mandibular (Omar and Wise, 1981). Siendo el movimiento de protrusión el que mayor estrés/deformación genera.

2.5. Del análisis de elementos finitos y otros métodos de estudio biomecánico en relación a la deflexión mandibular y a la prótesis mandibular de arcada completa.

El propósito de un modelo biomecánico es medir los efectos de las fuerzas sobre un cuerpo con la suficiente precisión. ¿Qué califica como “suficiente” este contexto? Pues depende de la hipótesis del estudio, pero con respecto a los sistemas biológicos no existe duda que la aplicación de un modelo mecánico proporciona sólo una aproximación a lo que ocurre “*in vivo*”.

A este respecto, el cuerpo mandibular presenta un reto para la modelización biomecánica ya que es un material anisótropo, estructuralmente heterogéneo y geométricamente irregular. Del análisis de cualquier texto de la ingeniería introductoria podemos sustraer que la presencia de estas condiciones se oponen a la realización de estos modelos en la mandíbula; aún así, se realizan frecuentemente (Daegling and Hylander, 1998). Pero para ello, se efectúan simplificaciones, y a pesar de esas simplificaciones establecidas para realizarlos, éstos han ayudado a establecer que las cargas masticatorias y la morfología del cuerpo mandibular están vinculadas funcionalmente. Una de las razones por la que estos modelos han dado una idea de la función de la mandíbula, es que pueden predecir la localización de las tensiones máximas en mandíbulas de diferentes formas y tamaños, sin cuantificar las tensiones producidas. En este contexto, el valor de estas tensiones es menos importante que el conocimiento de cómo las mismas son distribuidas y cómo bajo idénticas condiciones de carga, son equivalentes entre individuos o especies.

En la actualidad, las técnicas empleadas para evaluar el estrés/deformación producidos al aplicar una carga sobre las restauraciones implantosoportadas, comprende el uso de cálculos matemáticos (Sato et al., 2000; Weinberg and Kruger, 1995), estudios de fotoelasticidad (Clelland et al., 1993), el análisis mediante elementos finitos bi o tridimensionales (Holmgren et al., 1998; Stegaroiu et al., 1998) y el análisis o estudio mediante galgas extensiométricas, es decir, extensiometría (Glantz et al., 1994; Merickse-Stern et al., 1996).

De forma genérica, las técnicas utilizadas en el estudio de estructuras se clasifican en: teóricas y experimentales. Las primeras se basan en leyes físicas y se apoyan en métodos matemáticos. Persiguen analizar la estructura objeto a estudio y su entorno para poder llegar a formular las ecuaciones que la gobiernan. El método de elementos finitos es un ejemplo de este tipo de técnicas. Las segundas, son las técnicas experimentales, las cuales, realizan modelos duplicados de la estructura objeto a estudio o bien utilizan la propia estructura. En este caso, el ingenio es muy importante para preparar modelos y encontrar métodos adecuados que conduzcan a resultados relevantes.

Así, Caputo and Standlee (1987) afirma que analizar estructuras o diseños, requiere conocer las características de los materiales constituyentes de las mismas, sus propiedades mecánicas y las fuerzas a las que están sometidas. Estos conocimientos permitirán predecir lo que ocurrirá en la clínica con las modalidades restauradoras y sugerirán directrices de utilización.

La *fotoelasticidad* es un método experimental para la medición de esfuerzos y deformaciones, que permite efectuar análisis cualitativos de una estructura. La primera referencia odontológica de medición del estrés mediante modelos fotoelásticos data de 1949, aunque hasta 1980 no se aplicó a los implantes dentales (Haraldson, 1980). Esta técnica requiere el duplicado de la estructura original en material fotoelástico (isótropo, transparente y continuo). Los materiales fotoelásticos modifican sus propiedades ópticas cuando se deforman, creando en ellos un campo de tensiones, y recuperando sus propiedades iniciales cuando cesen las deformaciones, esto es lo que comúnmente se denomina estado tensional. Del análisis de éstas, se obtienen las tensiones internas de la estructura sujeta a determinadas cargas. De este modo, sometiendo el modelo a luz polarizada bajo la influencia de fuerzas externas, se determina dónde y cómo se reparten las tensiones generadas en la estructura. Y su medición se logra al evaluar el cambio del índice de refracción de la fuerza, que es la relación que existe entre la velocidad de la luz en el vacío y la velocidad de la luz en el medio, al someterse a una carga. Los estudios fotoelásticos tienen ciertas limitaciones y sólo analizan la tensión en el terreno de

soporte, mientras que el estrés producido en los implantes, aditamentos y estructura, se desconocen.

Este método de análisis ha sido utilizado en las últimas décadas para el estudio de la distribución del estrés al hueso periimplantario en distintos tipos y diseños de prótesis implantosoportadas. Estudios recientes como el estudio de Pigozzo et al. (2014), evalúan el estrés óseo periimplantario transmitido en una sobredentadura mandibular sobre dos implantes entre agujeros mentonianos. O el estudio de Pimentel et al. (2013) realizado para evaluar la distribución de estrés a implantes oseointegrados de distintos sistemas de retención (atornillado, cementado o mixto) en una prótesis fija implantosoportada mandibular sobre cinco implantes oseointegrados. En prótesis fijas implantosoportadas de arcada completa mandibular, podemos encontrar estudios mediante esta técnica, para evaluar el estrés transmitido por el uso de cantilevers distales (Gastaldo et al., 2014).

Por otra parte, la *extensiometría* es una técnica experimental para la medición de esfuerzos y deformaciones basada en el cambio de la resistencia eléctrica de un material al ser sometido a una fuerza (Vasconcellos et al., 2011). Por tanto, es un método que nos permite medir la deformación, presión o carga “*in vivo*” o “*in vitro*”, mediante un sensor basado en el efecto piezorresistivo, que es la propiedad que tienen ciertos materiales de cambiar el valor nominal de su resistencia cuando se les somete a ciertos esfuerzos y se deforman. En su forma más común, consiste en una lámina metálica fijada a una base flexible y aislante que adherida al objeto cuya deformación va a ser medida, se va a deformar en función de la deformación que sufre el objeto a estudio, provocando una variación en su resistencia eléctrica (Glantz et al., 1993; Assif et al., 1996, Çehreli and Iplikçioglu, 2002). Pero las zonas de medición son muy limitadas, centrándose en el hueso periimplantario y en las zonas de unión implante-prótesis (Eser et al., 2009), además de la dificultad de introducir sensores adecuados de medición, tanto desde el punto de vista técnico como biológico, haciendo que su ejecución sea compleja.

Para el estudio de la deflexión mandibular se encuentran numerosos estudios en la literatura odontológica realizados con galgas extensiométricas. Desde diseños muy sencillos como el de McDowell and Regli en 1960 hasta diseños más complejos

como los el LVDT (linear variable differential transductor) utilizado por Hobkrik and Schwab en 1991 (e investigadores posteriores) o los empleados en estudios más recientes por Al-Sukhun et al. (2006) o El-Sheikh et al. (2007). Aunque es conocido que para el estudio de este fenómeno se debería realizar la medición “*in vivo*” con disposición de esta galgas tensionales o extensiométricas, directamente en el hueso mandibular, éste hecho que es imposible realizar en humanos.

En estos estudios (McDowell and Regli, 1960; Osborn and Tomli, 1964; Burch and Borchers, 1970; Goodkind and Heringlake, 1973; De Marco and Paine, 1974; Fischman, 1976 y 1990; Omar and Wise, 1981; Hobkrik and Schwab, 1991; Horiuchi et al., 1997; Hobkirk and Havthoulas, 1998; Abdel-Latif et al., 2000; Chen et al., 2000; Al-Sukhun et al. 2007c; El-Sheikh et al., 2007) mediante el uso de distintos tipos de galgas extensiométricas, posicionadas sobre dientes naturales o implantes oseointegrados en la zona de premolares o molares, y para los movimientos de abertura, protrusión y lateralidad; se observó que existía una disminución del arco mandibular a ese nivel, pudiendo establecer un rango de valores, que se cifra entre unas pocas micras a un milímetro aproximadamente, justificando así la existencia del fenómeno de la deflexión mandibular, y por tanto concluyendo, que está disminución en el arco mandibular durante la dinámica podría desembocar en problemas a nivel del hueso soporte (dientes e implantes) y a nivel de la prótesis o estructura protésica, tanto a nivel del material de la estructura o de recubrimiento, como a nivel de la unión de la prótesis con su terreno de soporte ya sea éste dientes naturales o implantes oseointegrados.

Además, para lograr el estudio completo de una estructura, se deben intentar combinar las diversas técnicas de análisis, siempre teniendo en cuenta que tanto los métodos teóricos como experimentales presentan limitaciones y carencias que se pueden solventar combinándolos entre ellos.

El *método de análisis de elementos finitos* es una técnica teórica de análisis que simplifica el comportamiento de una estructura en una matriz algebraica. La resolución de dicha matriz se efectúa con programas informáticos. Esta técnica se utiliza principalmente en estudios bidimensionales y estudios tridimensionales, en este último, convirtiéndose en un método muy complejo.

La modelización matemática y el análisis de elementos finitos han generado gran interés desde su origen, en particular, la aplicación de su uso en el estudio del cuerpo humano, ha sido extremadamente entusiasta. Estos estudios abarcan desde el análisis de diversas propiedades mecánicas utilizando modelos bidimensionales simplistas, a complejos problemas como puede ser el análisis de la vía aérea superior y su implicación en la apnea obstructiva del sueño. Igual de complejo es el desafío del estudio mediante este método de la mandíbula humana. La primera aplicación de análisis de elementos finitos en biomecánica fue presentada por Brekelmans et al. (1972) y desde entonces el número de aplicaciones ha ido en aumento hasta la actualidad.

La aplicación de la técnica del análisis de elementos finitos para la investigación biomecánica de los dientes, ligamento periodontal, implantes y hueso mandibular fue iniciado a principios de los años setenta.

En las dos últimas décadas, el método de elementos finitos (MEF) se ha convertido en una herramienta útil en la observación de la deformación mandibular. Fue inicialmente desarrollado a principios de 1960 para solventar problemas estructurales en la industria aeroespacial desde donde se ha extendido a otros campos. El primer modelo de mandíbula tridimensional fue desarrollado por Gupta et al. en 1973 y consistía de 271 nodos y 240 elementos sólidos. Este modelo tenía muchas limitaciones. Knoell (1977) realizó un intento de modelo tridimensional de la mandíbula. Su modelo consistía en un modelo tridimensional de elementos finitos de una mitad de mandíbula pero no permitía precisión; consideró para su desarrollo, los materiales como homogéneos, isotrópicos y linealmente elásticos. Posteriormente, Ben Nissan et al. (1987) desarrollaron el primer modelo anatómicamente correcto para el análisis de deformaciones funcionales de mandíbula humana. Hart en 1992 desarrolló un modelo tridimensional de edentulismo parcial mandibular con el fin de calcular la respuesta mecánica tras la simulación de la masticación. Koriath and Hannam en el año 1994, desarrollaron su modelo partiendo de los datos tomados mediante tomografía computerizada de mandíbulas dentadas. Este último, más sofisticado que los anteriores, introducía las diferencias específicas de cada uno de los distintos materiales que conforman el modelo.

En el ámbito de la implantología los primeros en aplicar el análisis de elementos finitos fueron Weinstein et al. (1976) y a partir de entonces su uso se fue extendiendo rápidamente. Tal es así, que se ha convertido en una herramienta útil en la implantología, sobre todo para predecir los efectos de las cargas en implantes, huesos y componentes protésicos (Geng et al., 2001). Asimismo, el uso de MEF en el análisis de la deformación mandibular, también se ha ido extendiendo progresivamente y para obtener modelos más realistas, se emplean técnicas avanzadas de imagen digital que permiten modelar la geometría del hueso con gran detalle. Además se consideró la naturaleza isotrópica y no homogénea de los materiales y las condiciones de contorno para lograr una mayor perfección de los modelos.

En sí, la técnica de análisis por elementos finitos consiste en el empleo de los métodos numéricos en la resolución de un problema físico determinado. Este método numérico se basa en dividir la geometría en la que se quiere resolver un problema, en pequeños elementos (cada uno de ellos definidos por las propiedades mecánicas del material representado por: módulo de Young, coeficiente de Poisson, etc), en los cuales se resuelven las ecuaciones diferenciales correspondientes a un campo determinado (la temperatura en transmisión de calor, el campo de velocidades en la mecánica de fluidos, etc), en forma directa, teniendo en cuenta las propiedades físicas de los materiales empleados, los elementos de contorno de vecindad, las condiciones de contorno y las fuentes generadoras de campo. Desde su enfoque matemático, el análisis de elementos finitos fue desarrollado en 1943 por Richart Courant, quién empleando el Método Ritz del análisis numérico y cálculo variacional obtuvo soluciones aproximadas para los sistemas oscilatorios. Desde el punto de vista de la ingeniería, el análisis de elementos finitos se origina como método de análisis estructural de matrices de desplazamiento, el cual surge tras varias décadas de investigación, principalmente en la industria aeroespacial inglesa.

Volviendo a nuestro campo, podemos decir que el análisis de elementos finitos es un sistema que permite simular el comportamiento de las restauraciones protésicas, prótesis implantosoportadas, así como estudiar el comportamiento de las tensiones y deformaciones del sistema, lo que nos permite conocer mejor el comportamiento

clínico de dichas restauraciones. No obstante, su aplicación posee limitaciones respecto a las condiciones de contorno, propiedades de los materiales y las características de la interfase hueso-implante, que tanto nos interesan en nuestro caso particular. Aún así, el análisis de elementos finitos nos permite estudiar la transmisión de las cargas a los diferentes componentes, simulando la interacción entre implantes y hueso, para lo que hay que tener en cuenta el tipo de carga, las propiedades materiales de la prótesis a estudio, las propiedades materiales de los implantes: geometría, superficie, naturaleza, grado de unión implante-hueso, además de la cantidad y calidad ósea y el tipo de conexión implante-prótesis (Geng et al., 2001).

Así Koriath and Hannam (1994) empleando el análisis de elementos finitos sobre un modelo tridimensional de mandíbula humana dentada, para estudiar el grado de deformación mandibular durante cinco movimientos mandibulares, hallaron que la mandíbula se deforma elásticamente, siendo esta deformación compleja y en distintos planos del espacio. De igual manera Horiuchi et al. (1997) utilizando el mismo método para movimientos de abertura máxima y protrusiva, con implantes colocados a nivel de molares mandibulares, encontraron que la disminución de arco mandibular correspondiente a la deformación mandibular era de 0,003mm en abertura y 0,5 mm en protrusión.

Cuando además de modelar la mandíbula quisiéramos ver el efecto de la deformación mandibular en prótesis implantosoportada y con el fin de perfeccionar el procedimiento, a la hora de modelar la interfase entre hueso e implante, hay que valorar el contacto de oseointegración en el hueso cortical y trabecular y la transmisión de las cargas. A este respecto, los factores que influyen en la interfase hueso-implante son: tipo de carga, propiedades de los materiales de la prótesis y del implante, largo y ancho del implante, superficie del implante, naturaleza de la unión hueso-implante, y la cantidad y calidad del hueso envolvente. Asimismo la distribución de la tensión a través del implante-prótesis también se ha estudiado por la incidencia de problemas clínicos tales como fallo de la estructura protésica y fractura del implante.

El análisis mediante elementos finitos es considerado particularmente útil en la evaluación biomecánica de las restauraciones implantosoportadas (Geng et al., 2001; Akça and Iplikçioğlu, 2001; Iplikçioğlu and Akça, 2002), de tal manera que las tensiones resultantes a nivel de los implantes, hueso y pilares pueden ser evaluadas (Sütpideler et al., 2004). Tal es así, que en la literatura científica de las tres últimas décadas se encuentran numerosos estudios realizados mediante esta técnica, con el fin de observar la influencia de diversos factores tales como, el diseño y el número de implantes, el diseño y el material de la prótesis o el tipo de fuerzas aplicadas, para conocer su comportamiento biomecánico; encontrando distintos estudios, ya sea en prótesis fijas implantosoportadas unitarias, en prótesis fijas parciales, sobredentaduras o en prótesis fijas de arcada completa.

Así destacar los estudios de análisis de elementos finitos en prótesis fijas implantosoportadas de arcada completa mandibular, como el realizado por Naini and Nokar (2005), quienes desarrollaron un modelo tridimensional de una mandíbula edéntula humana con cinco implantes oseointegrados y una prótesis fija implantosoportada ferulizada en un tramo y con cantilevers bilaterales distales de 16,5 mm de longitud, con el fin de determinar el efecto de la deflexión mandibular sobre la estructura protésica. Para ello, simulaban nueve pares de músculos masticatorios por vectores de fuerzas sobre las áreas de anclaje de los mismos para poder realizar el modelo un contacto incisal. En sus resultados, estos autores encontraron una cantidad de estrés de 26,2 MPa alrededor del cuello del implante posicionado a nivel de la sínfisis mentoniana, y ello, como consecuencia de la deflexión mandibular.

O el estudio de Al-Sukhun et al. (2007), realizado con el objetivo de demostrar y medir la convergencia o aproximación medial de la mandíbula en los movimientos de apertura, protrusión y lateralidad. Para ello, modelizaron una mandíbula edéntula humana con dos implantes oseointegrados posicionados a 14 mm de la línea media mandibular, y simulaban ocho pares musculares (fascículo superficial y profundo del masetero, fascículo anterior, medio y posterior del temporal, pterigoideo externo, entre otros) para la consecución de la dinámica mandibular.

También relevante es el estudio de Prakash et al. en 2009, que concluyeron que la distribución de la tensión en las prótesis implantosoportadas por múltiples implantes es mucho más compleja que cuando se estudia la distribución de la misma en un implante único; y además, que la deflexión mandibular, puede causar bajo cargas funcionales estrés alrededor de los implantes y esto finalmente conducir a la reabsorción ósea. Estos autores realizaron su estudio utilizando la técnica de análisis de elementos finitos con el fin de observar y analizar la distribución de estrés alrededor de los implantes que soportan una sobredentadura sobre cuatro implantes oseointegrados posicionados entre los agujeros mentonianos, a nivel de canino y segundo premolar. Construyeron tres modelos de estudio; el primero consistía en una única barra para conectar los cuatro implantes, en el segundo modelo tres barras conectaban los implantes, y en el tercero serían dos barras las que conectaban los mismos. Al igual que los estudios descritos anteriormente, estos autores también emplearon la aplicación de las fuerzas musculares de masticación en su estudio; encontrando las mayores concentraciones de estrés en el modelo primero (una única barra conecta a los cuatro implantes) y por tanto el de peor comportamiento biomecánico.

Otro ejemplo, es el estudio realizado por Yokoyama et al. (2005), consistente en un modelo tridimensional de elementos finitos de hueso mandibular con ocho implantes oseointegrados, distintos tipos de ferulizaciones protésicas y la simulación en este caso de fuerzas oclusales oblicuas y verticales a nivel de la estructura. Estos autores concluyeron, que la estructura que menor estrés generaba en el hueso periimplantario era la estructura que ferulizada todos los implantes, seguida de la estructura ferulizada en dos tramos (seccionada en la línea media) y por la estructura ferulizada en tres tramos (sección anterior y dos secciones posteriores), situándose el mayor estrés a nivel de los implantes posicionados en situación del canino cuando los dientes posteriores eran cargados. De sus conclusiones, al contrario que lo visto en el estudio anterior de Prakash et al. (2009), se deduce que para conseguir una mejor distribución del estrés es mejor ferulizar las prótesis de arco completo mandibular. Estas conclusiones hay que tenerlas en cuenta con cautela en nuestro caso particular, ya que para su análisis, Yokoyama et al. (2005), no tuvieron en cuenta la deflexión mandibular ni las fuerzas musculares.

Álvarez-Arenal et al. (2014) publicaron un estudio realizado mediante el análisis de elementos finitos cuyo fin era examinar las diferencias en la distribución de estrés a nivel óseo periimplantario e implantes de tres tipos de ferulizaciones mandibulares implantosoportadas, bajo cargas oclusales axiales y no axiales. Estos autores, al igual que Yokoyama et al. (2005) y Praskask et al. (2009), no tuvieron en cuenta el fenómeno de deflexión mandibular, aunque contemplan la posible influencia que ésta puede tener en la transmisión de estrés al terreno de soporte en las prótesis fijas de arco completo mandibular, necesitando un mayor número de estudios para comprobar este hecho. Los tipos de ferulizaciones sometidas a estudio fueron: todo ferulizado, en dos tramos (seccionada en línea media) y en tres tramos (una sección anterior y dos posteriores) con la misma situación de los implantes que en el presente estudio e igual seccionamiento de las ferulizaciones. En sus conclusiones, el modelo seccionado en tres tramos fue el menor estrés óseo periimplantario generaba.

Por lo tanto, como se ha visto, podemos encontrar en la literatura estudios de análisis mediante elementos finitos que intentan observar el patrón de distribución del estrés/deformación en distintos diseños de estructuras o prótesis implantosoportadas para el fenómeno de deflexión mandibular en distintas posiciones de contacto oclusal o movimientos mandibulares. Las posiciones de contacto habitualmente sometidas a estudio son el contacto incisal y el contacto molar unilateral; y los movimientos comúnmente estudiados son, la abertura bucal, la protrusión y la lateralidad. Encontrando así, una posible relación entre los estudios, pudiendo ser comparables los resultados del contacto anterior incisal con otros hallados para el movimiento de protrusión y los relativos al contacto unilateral molar con los resultados obtenidos para el movimiento de lateralidad.

Respecto a las prótesis implantosoportadas de arcada completa relatadas en la literatura odontológica y analizadas mediante la técnica de análisis de elementos finitos, pueden clasificarse como se ha visto, en tres grupos fundamentalmente: ferulizaciones en único tramo, con o sin cantilevers; ferulizaciones seccionadas a nivel de la línea media, es decir en dos tramos; y ferulizaciones seccionadas en tres tramos, separando el sector anterior de los posteriores.

Todo ello, con el fin de observar el comportamiento a nivel óseo de cada tipo de ferulización bajo la acción de las fuerzas musculares necesarias para el desarrollo de la dinámica mandibular o del contacto dentario.

Aunque no existe una bibliografía extensa del tema, si que gracias a esta técnica de estudio, se pueden establecer unas bases del patrón de distribución de estrés en las prótesis fijas implantosoportadas de arcada completa mandibular, a nivel del hueso periimplantario debido a la deflexión mandibular.

3. Hipótesis y Objetivos.

3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.

3.1. Hipótesis:

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

“El estrés óseo periimplantario transmitido por la deflexión mandibular para el movimiento de abertura bucal es mayor en una prótesis fija implantosoportada ferulizada en un único tramo que en una prótesis fija implantosoportada seccionada en dos o tres tramos”.

Formulada la hipótesis inicial como una afirmación o pregunta dirigida a todo el marco de estudio, es indudable que dada su generalidad surgirán más interrogantes 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 significan o representan.

3.2. Objetivos:

Objetivo General:

“Mostrar y comparar el estrés transmitido al hueso periimplantario debido a la dinámica mandibular, en una prótesis fija sobre seis implantes oseointegrados de arcada completa mandibular ferulizada o no”.

Objetivos Específicos:

1. Medir y registrar las tensiones producidas a nivel de hueso periimplantario e implantes en la rehabilitación de arcada completa mandibular, para el movimiento de abertura media, protrusión y lateralidad derecha.
2. Cuantificar la tensión producida a nivel de la interfase hueso-implante en una ferulización de mandíbula edéntula sobre seis implantes oseointegrados seccionada en dos tramos, en distintos movimientos mandibulares.

3. Determinar la tensión transferida al hueso periimplantario e implantes, en una ferulización implantosoportada mandibular seccionada en tres tramos para los tres movimientos de la dinámica mandibular sometidos a estudio.
4. Identificar para cada uno de los tres tipos de ferulización de mandíbula edéntula qué implante o implantes, así como terreno óseo circundante, está sometido a mayores tensiones en relación con la dinámica mandibular.
5. Comparar y mostrar las diferentes tensiones transmitidas a nivel de implantes y hueso periimplantario en las tres opciones de ferulización y para cada movimiento de la dinámica mandibular a estudio.
6. Medir y registrar el estrés transmitido a los pilares prótesis en cada tipo de movimiento y ferulización.
7. Señalar la localización y distribución del estrés transmitido a nivel de la estructura metálica y recubrimiento estético para cada tipo de ferulización y movimiento.
8. Cuantificar y comparar la tensión transmitida al terreno de soporte: hueso, implantes, pilares, estructura metálica y material de recubrimiento; en los tres tipos de ferulización y para los tres movimientos mandibulares realizados.

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

4. Material y Metodología.

4. MATERIAL Y METODOLOGÍA.

4.1. *Espécimen, modelo de trabajo:*

El modelo de trabajo, tomado como base para la modelización, está formado por una mandíbula desdentada sobre la que se posiciona una prótesis fija mandibular de arco completo, 6 implantes estándar y 6 pilares, con las características que se relatan a continuación.

Prótesis fija mandibular de arcada completa:

Formada por una estructura metálica de aleación no noble, en Cr-Co, con un grosor uniforme de 0.5 mm y que cuenta con los 6 retenedores para cementado para cada uno de los correspondientes pilares.

Conforme a los tramos de ferulización de la prótesis, y a efectos de confirmar o rechazar la hipótesis y alcanzar los objetivos propuestos, se modelizaron 3 especímenes que quedan descritos a continuación:

Espécimen 1. La prótesis se construye en un único tramo, ferulizando los 6 implantes.

Espécimen 2. La prótesis se construye en dos segmentos. Cada uno de ellos feruliza 3 implantes unilaterales, de manera que queda una extensión en voladizo de dos dientes protésicos (incisivo lateral e incisivo central) hacía mesial del implante colocado en la región del canino.

Espécimen 3. La prótesis se construye en tres segmentos. Dos posteriores que ferulizan los implantes de la región del primer premolar y primer molar distalizado en cada hemiarcada y uno anterior que feruliza los implantes de la región canina. Como en el caso del espécimen 1, no existen voladizos en extensión para este caso.

Implantes:

Se modelizaron seis implantes Standard Plus de Straumann Dental Implant System (ITI; Instut Straumann AG, Waldenburg, Switzerland) de 4,1mm de diámetro y 10 mm de longitud, macizos, roscados y realizados en la aleación de titanio Ti6Al4V que se caracteriza por presentar en su plataforma un hombro de 45° que

permite una distribución óptima de las cargas y mínimo microespacio entre implante y prótesis (Ver FIGURA 9). Y están colocados en el hueso mandibular, según distribución de la Opción V de rehabilitación según Misch (2009) descrita en el estado actual del tema, con una pequeña modificación (en la zona de los caninos, primeros premolares y ligeramente distal a primeros molares de cada hemiarcada).



FIGURA 9: *Imagen del implante ITI empleado en el estudio para su modelización.*

Para tal distribución, se tiene en cuenta lo siguiente (ver FIGURA 10):

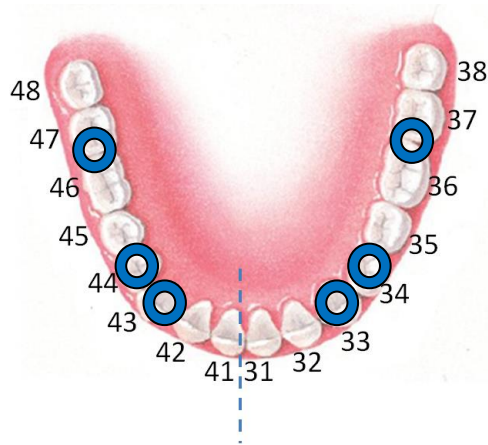


FIGURA 10: *Imagen distribución implantes en la arcada mandibular para su modelización.*

Región Canina. Para situar estos primeros implantes se consideró que la distancia media intercanina, medida entre sus ejes longitudinales, en pacientes braquicéfalos, es de 27 mm (Christie, 2000). Esto implica que nuestro primer

implante quedará situado a 13.5 mm de distancia entre su centro y la línea media mandibular.

Primer Premolar. Situando el primer implante en la región canina, el segundo lo colocaremos a 7 mm de distancia de centro a centro (Engelman, 1998).

Primer Molar. Finalmente el tercero lo colocaríamos a 17,73 mm, distancia entre centros, respecto al anterior situado sobre el primer premolar y se corresponde con la zona primer molar modificada (Ver FIGURA 11 y 12).

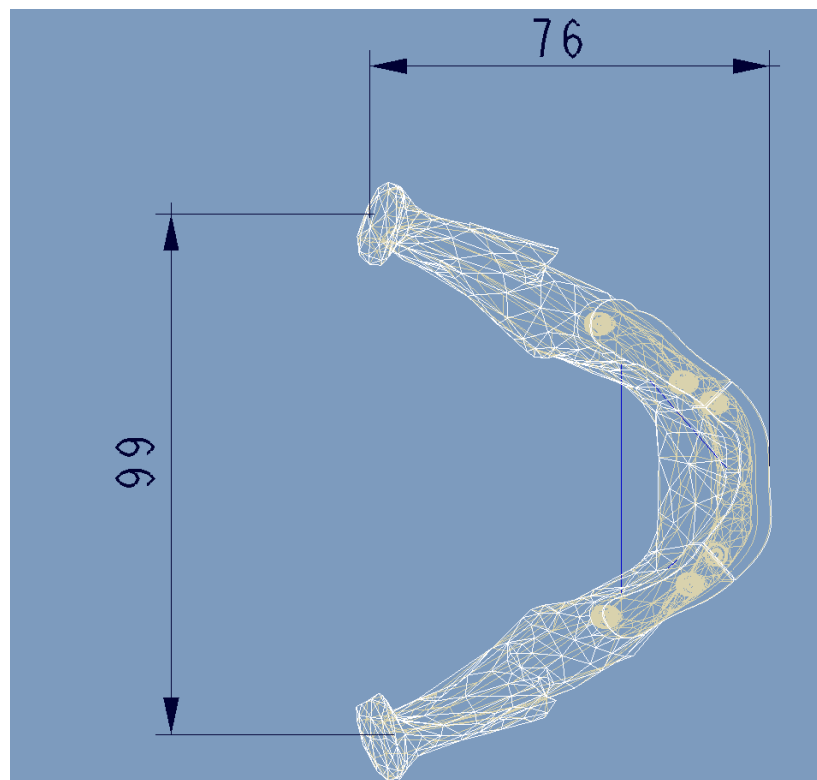


FIGURA 11. Vista general de la distancia entre los implantes.

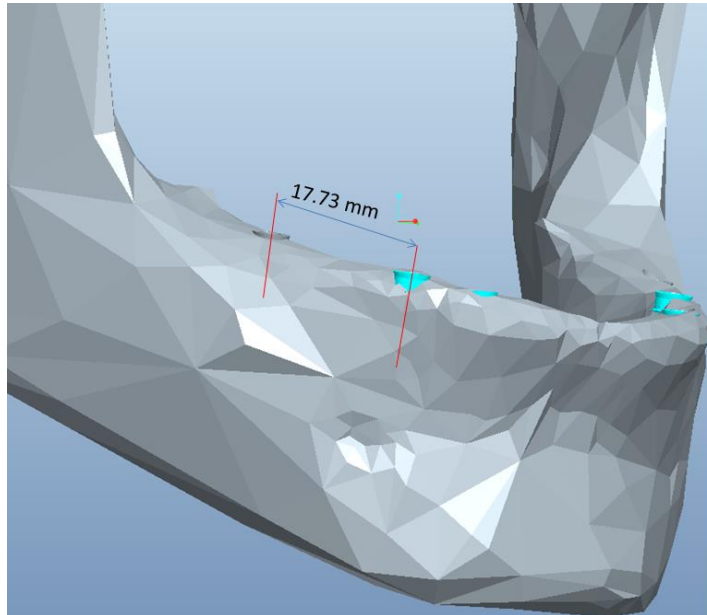


FIGURA 12. *Distancia entre los implantes en posición primer premolar y primer molar modificada.*

Pilares:

Se modelizaron seis pilares de 7 mm de altura, de los denominados macizos, contruidos en titanio grado I, de la marca ITI (Institut Straumann AG, Waldenburg, Switzerland). Estos pilares están diseñados para ser mecanizados 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 estáticas inherentes a un sistema atornillado. (Ver FIGURA13).

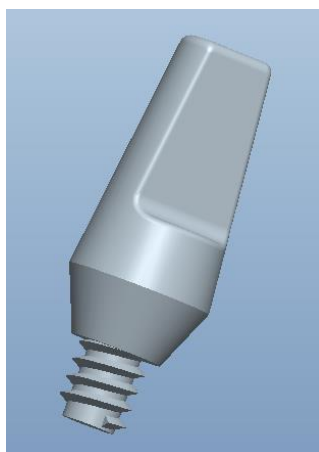


FIGURA 13. *Imagen de un pilar recto para cementado Straumann.*

4.2. Modelización de los componentes:

Para el modelado tanto del implante, pilar, supraestructura 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.

Modelización del Hueso:

Se procedió a la modelización matemática de una mandíbula edéntula humana de dimensiones aparentemente normales; por medio de un modelo de CAD 3D sobre la que se aplicó un software de elementos finitos. Las dimensiones del hueso mandibular se muestran en la FIGURA 14, y son las siguientes:

- Distancia intercondilar: 108 mm.
- Altura sinfisaria: 32 mm.
- Distancia entre protuberancia mentoniana y ángulo de la mandíbula: 71mm.
- Distancia entre ángulo de la mandíbula y apófisis coronoides: 67mm.

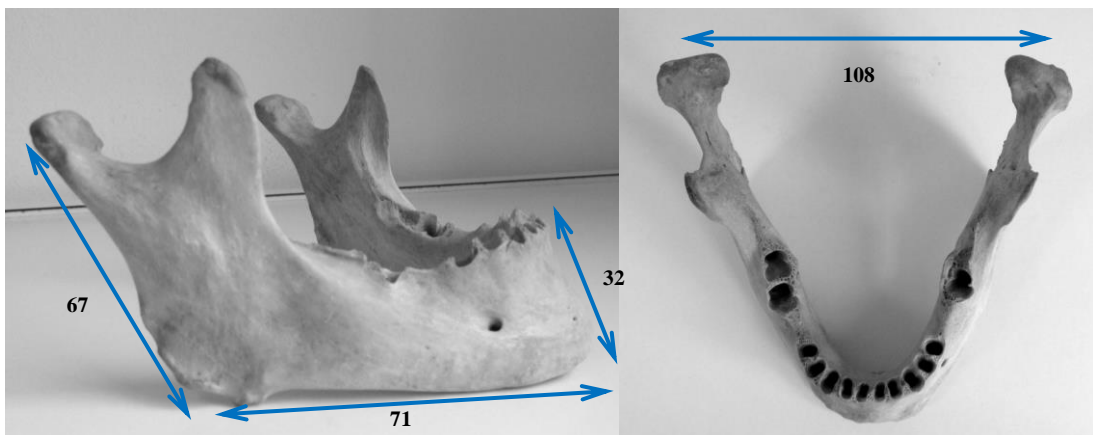


FIGURA14. Dimensiones de la mandíbula sometida a estudio.

En cuanto a la calidad del hueso, se escogió un hueso tipo A-2, de acuerdo con la clasificación de Lekholm and Zarb (1985), que conforme a la literatura, es el más habitual en mandíbula (Sahin et al., 2002).

A efectos de simplificar el modelo, se asumió que el hueso y el resto de materiales eran homogéneos, isotrópicos y con elasticidad lineal y todas las interfases entre

materiales se asumió que eran continuas, conforme a los estudios de Holmes and Loftus (1997), Sergötz (1997) y el de Holmgren et al. (1.998).

Finalmente, tomando 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 2 (Geng et al., 2001)

Material	Módulo de Young (Pa)	Módulo de Poisson(μ)
Hueso Cortical	$1,5 \times 10^4$	0,3
Hueso Trabecular	$1,37 \times 10^3$	0,31
Titanio	110×10^3	0,33
Aleación Cr-Co	218×10^3	0,33
Cerámica feldespática	$68,9 \times 10^3$	0,28

TABLA 2. *Módulos de Young y Poisson de los diferentes elementos y materiales del estudio.*

Modelización de los implantes y pilares:

Para la modelización de los implantes, se aplicaron para el titanio de su composición los módulos de Young y Poisson descritos en la literatura y que aparecen recogidos en la TABLA 2 (Geng et al., 2001).

Asimismo, basándonos en consideraciones de estudios precedentes, se asumió que los implantes quedan perfectamente osteointegrados en el hueso (Ekici, 2002; Nagasao et al., 2003; Kayabasi et al., 2006; Ihde et al., 2008), considerando la osteointegración como la conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado y la superficie de un implante sometido a carga funcional (Brånemark et al., 1983).

Para la modelización de los pilares se consideró idénticos módulos de Young y Poisson que para el titanio en el que están contruidos los implantes (FIGURA 15).

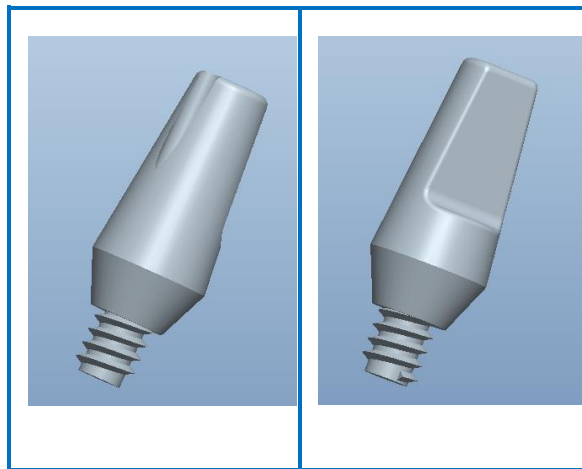


FIGURA15. Modelización Pilares macizos empleados en el estudio.

Modelización de la prótesis:

Para el modelado de la prótesis y a efectos de simplificar el modelo, se obvió el medio cementante y se consideró un ajuste pasivo exacto y una unión efectiva entre los retenedores y los pilares. Los módulos de Young y Poisson para el metal, quedan también recogidos en la TABLA 2 (Geng et al., 2001).

Respecto al recubrimiento cerámico, se modelizó una capa uniforme de 1mm de grosor de cerámica feldespática. La unión entre estructura metálica y recubrimiento cerámico, puede ser explicada mediante la existencia de una unión química, fuerzas compresivas, fuerzas de van der Waals y atrapamiento mecánico (Shillingburg et al., 2006) y en cualquier caso, se trata de una unión íntima, firme y efectiva asumida en nuestro modelado.

Para la modelización del recubrimiento cerámico, se utilizaron los módulos de Young y de Poisson recogidos en la literatura y que se muestran en la TABLA 2. (Geng et al., 2001).

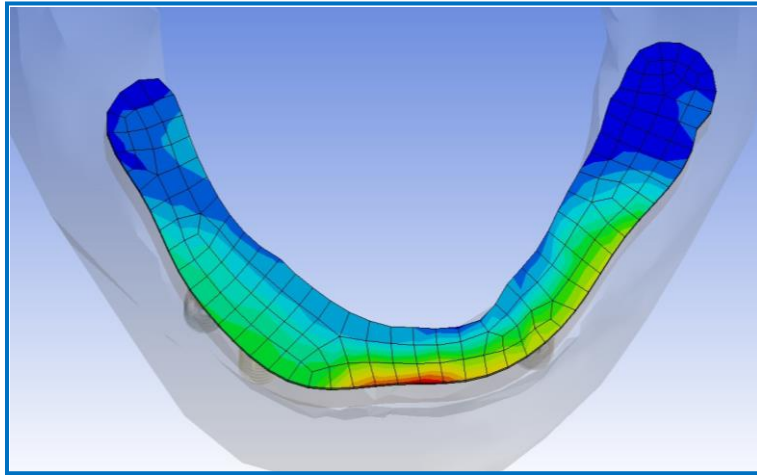


FIGURA 16. Vista cenital de la estructura en un tramo.

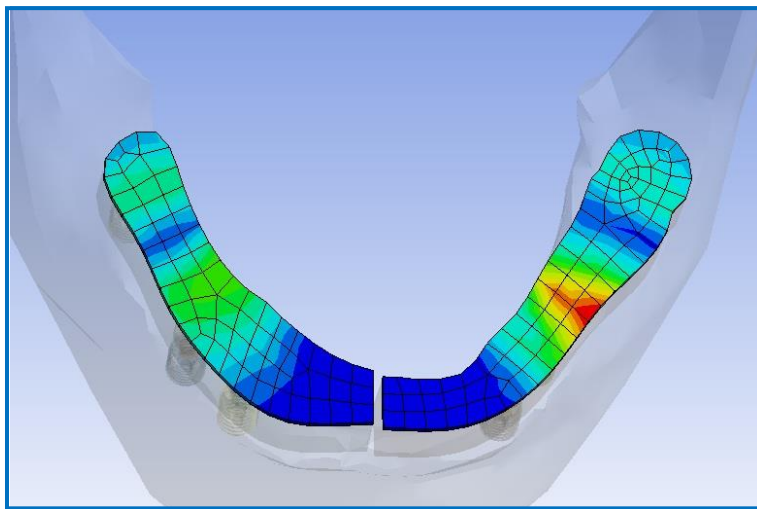


FIGURA 17. Vista cenital de la estructura en dos tramos.

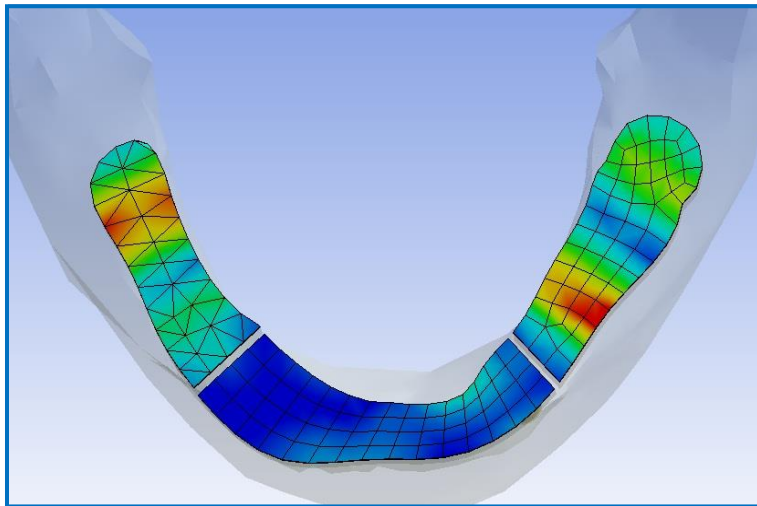


FIGURA 18. Vista cenital de la estructura en tres tramos.

4.3. Datos computados:

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, los modelos se completaron como muestran las siguientes TABLAS 3-5:

Espécimen 1: Prótesis en un único tramo:

Se completó con un total de 60.097 Nodos y 65.872 Elementos sólidos.

Tipo de Elemento	Cantidad	Nombre Ansys
10 Node Tetrahedral Structural Solid	50.629	Solid 187
20 Node Structural Solid	124	Solid 186
3D Target Segment	35	Targe 170
3D 8 Node Surface to Surface Contact	6.635	Conta 174
3D Target Segment	8.449	Targe 170

TABLA 3. Elementos y Nodos del Espécimen 1: Prótesis en un único tramo.

Espécimen 2: Prótesis en dos tramos:

Se completó con un total de 62.362 Nodos y 73.328 Elementos sólidos.

Tipo de Elemento	Cantidad	Nombre Ansys
10 Node Tetrahedral Structural Solid	55.691	Solid 187
20 Node Structural Solid	138	Solid 186
3D Target Segment	39	Targe 170
3D 8 Node Surface to Surface Contact	7.617	Conta 174
3D Target Segment	9.843	Targe 170

TABLA 4. *Elementos y Nodos del Espécimen 2: Prótesis en dos tramos.*

Espécimen 3: Prótesis en tres tramos:

Se completó con un total de 88.603 Nodos y 80.517 Elementos sólidos.

Tipo de Elemento	Cantidad	Nombre Ansys
10 Node Tetrahedral Structural Solid	66.550	Solid 187
20 Node Structural Solid	168	Solid 186
3D Target Segment	48	Targe 170
3D 8 Node Surface to Surface Contact	9.475	Conta 174
3D Target Segment	12.362	Targe 170

TABLA 5. *Elementos y Nodos del Espécimen 3: Prótesis en tres tramos.*

4.4. Ensayos y Procedimientos:

Para el ensayo de cargas, se aplicaron distintos vectores de fuerza sobre el área de anclaje de ocho músculos masticatorios diferentes (fascículos superficial y profundo del músculo masetero; músculo pterigoideo interno; fascículos anterior, medio y posterior del músculo temporal; y fascículo superior e inferior del músculo pterigoideo externo), a cada lado de la mandíbula, para la realización de tres movimientos de la dinámica mandibular. Los tres movimientos sometidos a estudio son: abertura media (considerando ésta: 27,5 mm), protrusión y movimiento de lateralidad derecha. Y para ello, se realizaron los ensayos utilizando los datos empleados por Al-Sukhun et al. (2007a, b y c) para tal efecto en su estudio de validación mediante elementos finitos de la deformación mandibular en pacientes tratados con implantes dentales. Estos datos son los que se muestran en la TABLA 6 y 7.

Músculos	Abertura Media						Protrusión					
	x	y	z	x	y	z	x	y	z	X	y	z
Masetero F. Superficial.	-64,736	274,18	131,176	-64,736	274,176	131,376	-97,104	407,456	194,208	-97,104	407,456	194,208
Masetero F. Profundo.	-12,24	17,136	-8,16	-12,24	17,136	-8,16	-15,504	20,4	-9,792	-15,504	20,4	-11,424
Pterigoideo Interno.	120,612	195,78	92,644	115,368	187,036	87,4	311,144	505,92	239,476	297,16	484,196	227,24
Temporal F. Ant.	-744,18	492,96	1,58	-744,18	492,96	1,58	-1273,5	837,4	37,92	1273,48	837,4	37,92
Temporal F. Medio.	-23,9	86,996	-52,58	-28,68	104,204	-62,14	-4,78	16,252	-9,56	-7,648	26,768	-16,252
Temporal F. Post.	-21,168	47,628	85,428	-21,168	47,628	85,428	-3,78	9,072	15,876	-3,024	6,804	10,584
Pterigoideo Externo F. Inf.	421,47	-117,1	508,44	421,47	117,075	508,44	418,125	-115,74	502,419	418,125	-115,74	502,419
Pterigoideo Externo F. Sup.	122,262	11,767	103,607	119,105	11,48	101,024	133,168	12,915	112,791	133,168	12,915	112,791

TABLA 6. Número y magnitud de las cargas musculares empleadas en el modelo de elementos finitos para los movimientos: abertura y protrusión.

Músculos	Lateralidad Derecha (Lado de Trabajo = LT)						Lateralidad Derecha (Lado no Trabajo = LNT)					
	x	y	z	x	y	z	x	y	z	X	y	z
Masetero F. Superficial.	-11,424	43,792	20,944	-41,888	178,976	85,68	-51,408	192,304	91,392	-7,616	32,368	15,232
Masetero F. Profundo.	-5,712	8,16	-3,264	-19,584	26,928	-12,24	-23,664	32,64	-15,504	6,528	8,976	-4,08
Pterigoideo Interno.	20,976	31,464	15,732	258,704	423,016	199,272	290,168	450,984	221,996	26,22	43,7	20,976
Temporal F. Ant.	-317,58	210,14	9,48	112,18	74,26	3,16	-94,8	63,2	3,16	-379,2	252,8	12,64
Temporal F. Medio.	-130,972	468,44	281,064	-5,736	0,956	-13,384	-9,56	32,504	-19,12	135,752	460,792	270,548
Temporal F. Post.	-65,016	151,2	269,136	-2,268	4,536	8,316	-3,024	6,804	12,096	-65,016	151,2	266,112
Pterigoideo Externo F. Inf.	32,781	-0,669	39,471	450,906	124,434	542,559	441,54	121,758	528,52	46,83	-5,352	56,196
Pterigoideo Externo F. Sup.	12,628	1,148	10,619	153,545	14,924	130,298	147,231	14,35	124,845	15,785	14,35	13,202

TABLA 7. Número y magnitud de las cargas musculares empleadas en el modelo de elementos finitos para el movimiento de lateralidad derecha.

Por su parte, la FIGURA 19 describe las condiciones de contorno que hemos asumido, mostrando las áreas de anclaje, la magnitud y dirección de las cargas musculares aplicadas en tres especímenes.

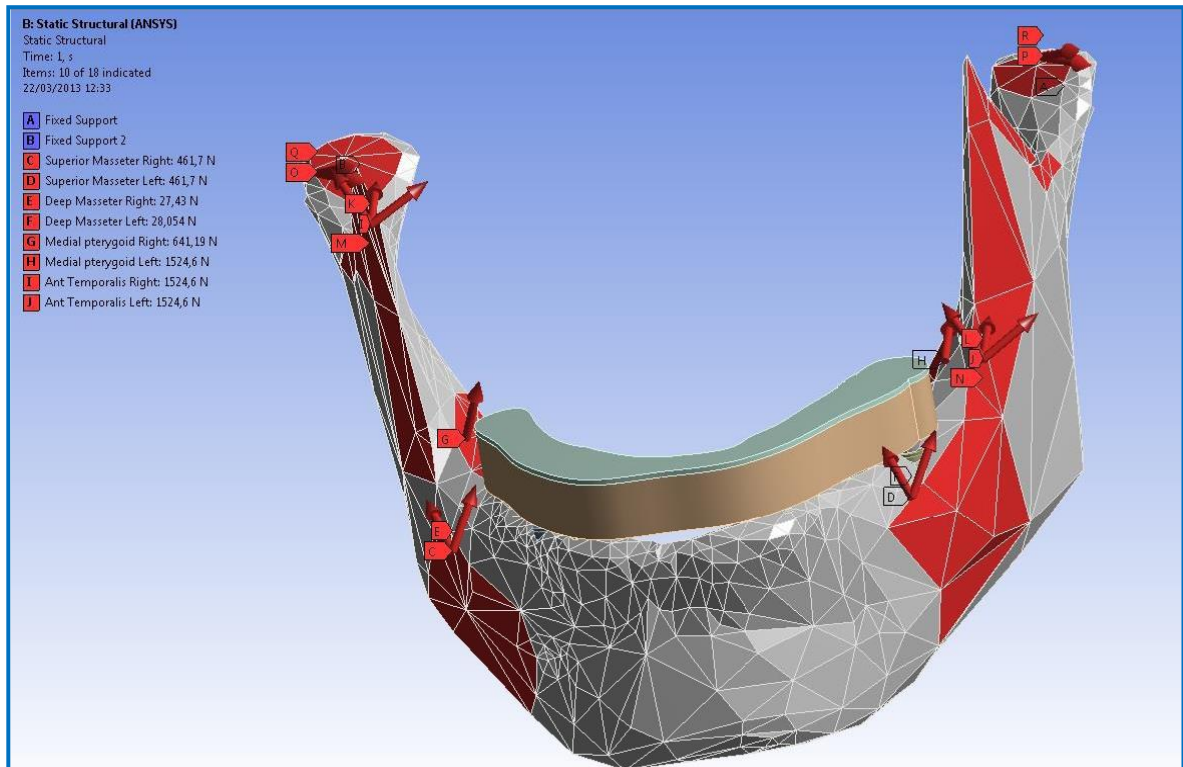


FIGURA 19. Representación gráfica de las condiciones de contorno.

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

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

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

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

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

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

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

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

Los modelos de elementos finitos se validan mediante la comparación de los resultados que se obtienen con ellos y los que se miden de forma experimental. Antes de dicha validación, su convergencia debe ser comprobada. Esto determina que las características generales del modelo son razonables pero no asegura su exactitud por lo que, en la gran mayoría de los modelos actuales, los valores absolutos de las cargas que predicen deben ser considerados con precaución. Sin embargo, donde sólo sea necesario un análisis cualitativo, el análisis puede considerarse adecuado (Fagan et al., 2002).

La validación de cualquier modelo de elementos finitos es esencial pero extremadamente difícil debido a la inevitable y a menudo significativa variación

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

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

Por otra parte, los diferentes valores de tensión y deformación experimentados por los distintos elementos finitos modelizados que componen cada objeto del estudio se registraron cualitativa y cuantitativamente.

La medición **cualitativa** se realizó mediante un sistema de gradación de color, donde el color rojo representa los valores más altos de tensión/estrés y el color azul los más bajos y donde la gama de colores intermedios representa los valores comprendidos entre el valor máximo y el mínimo para cada situación estudiada.

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

5. Resultados.

5. RESULTADOS.

5.1. Del Estrés y su localización y distribución en el Hueso Periimplantario:

La TABLA 8, muestra el máximo estrés para cada tipo de ferulización y movimiento mandibular. De su observación se deduce que independientemente de la ferulización o no de los implantes por la restauración protésica el valor máximo de estrés (270 MPa) se registra en el hueso periimplantario que rodea a los implantes situados a nivel de 34 y 44 cuando la estructura (la prótesis) no feruliza toda la arcada, estando dividida en tres tramos.

Situación implante	TODO FERULIZADO				TRES TRAMOS				DOS TRAMOS			
	Protusiva	Abertura	Lateralidad Dcha.		Protusiva	Abertura	Lateralidad Dcha.		Protusiva	Abertura	Lateralidad Dcha.	
			Lado T.	Lado NT.			Lado T.	Lado NT.			Lado T.	Lado NT.
46	60 (742)	40 (425)	90 (901)		130 (1850)	60 (522)	50 (1110)		120 (1620)	70 (459)	70 (1690)	
44	90 (775)	34 (391)	80 (821)		270 (1690)	40 (470)	150 (1000)		200 (1490)	80 (417)	80 (1820)	
43	50 (799)	30 (543)	68 (1100)		113 (2140)	30 (600)	70 (1210)		80 (2200)	30 (616)	60 (2790)	
33	38 (986)	30 (493)		90 (938)	113 (1920)	30 (535)		117 (1030)	80 (1760)	30 (490)		45 (4520)
34	40 (883)	34 (438)		113 (828)	270 (1830)	40 (513)		50 (961)	200 (1630)	80 (453)		70 (3960)
36	60 (808)	40 (458)		50 (813)	130 (1900)	60 (545)		100 (962)	120 (1670)	70 (480)		110 (3010)

TABLA 8. *Máximo stress Von Misses (MPa) en hueso periimplantario y en implantes (en paréntesis) por tipo de ferulización y movimiento.*

Cuando se simula el movimiento protrusivo, el menor estrés en el hueso periimplantario que rodea a cada implante se muestra con la estructura que feruliza todos los implantes, seguido por el modelo con estructura dividida en dos tramos, correspondiendo el mayor nivel de estrés a la dividida en tres tramos (uno anterior y dos posteriores). En este movimiento de protrusión, el mayor estrés para cualquier tipo de ferulización se registra a nivel de hueso que rodea a los premolares (44 y 34) a excepción del hueso periimplantario del 34 en la estructura todo ferulizado que es el 50% menor que a nivel de 44 y al contrario, los menores valores de estos para cada tipo de ferulización se registra en el hueso periimplantario de los implantes más anteriores situados a nivel de los caninos (33 y 43) sin excepción. El estrés en el hueso de los implantes más posteriores se mantiene en valores intermedios, entre máximos y mínimos, hallados para cada tipo de ferulización con algunas diferencias entre ellos.

Para este movimiento, en la prótesis de un solo tramo hay diferencias en los valores de estrés periimplantario entre el lado derecho y el izquierdo, con menores valores para éste último lado; para el resto de tipo de ferulización (dos y tres tramos) no hay diferencias en el estrés periimplantario entre lados.

En el movimiento de abertura mandibular, la distribución de los valores de estrés periimplantario es semejante, con la salvedad que la mayor estrés para cada hueso periimplantario se localiza en la prótesis dividida en dos tramos, en vez de en tres tramos. También en este movimiento el menor estrés para cada tipo de ferulización se localiza en los implantes más anteriores en magnitudes semejantes para los tres tipos de ferulización. Por otro lado en este movimiento, con independencia de la ferulización o no de los implantes, el mayor estrés se localizó en los implantes más posteriores sin diferencias entre la hemiarcada derecha y la izquierda, al igual que en la estructura en tres tramos. A señalar que en la estructura en dos tramos el mayor estrés es para el hueso que rodea a los premolares y no para los molares.

Al efectuar un movimiento de lateralidad, el mayor estrés periimplantario se localiza en el canino del lado de no trabajo comparando al del lado de trabajo para el modelo en un solo tramo y de tres tramos, con mayor magnitud en el modelo de tres tramos; en el de dos tramos el estrés en el canino del lado de trabajo es mayor que en

del lado de no trabajo y ambos con menor valor que en los otros dos modelos. Para los implantes más posteriores (a nivel de 36 y 46 distalizados; 36d y 46d) el mayor estrés periimplantario se localiza en el hueso que rodea a los implantes del lado de no trabajo en los modelos dos y tres tramos comparado el lado de trabajo (algo mayor en el de dos tramos, mientras que para el modelo de un solo tramo ocurre al revés, menor estrés en el hueso del último molar del lado de no trabajo comparado al lado de trabajo (aproximadamente un 50% menor). Para el hueso periimplantario de los implantes de situación intermedia (34 y 44), el mayor estrés en el lado de no trabajo se registra en el modelo de dos y un solo tramo comparado a lado de trabajo con mayor magnitud para el de un solo tramo; para el modelo de tres tramos el estrés en el hueso periimplantario del premolar del lado de no trabajo es el de menor magnitud comparado al de los otros modelos y a su vez, es 3 veces menor que el correspondiente al premolar del lado de trabajo que registra cuantitativamente (150 MPa) el mayor estrés en este tipo de movimiento.

En cuanto a la localización y distribución del estrés, ver FIGURAS 20, 21 y 22, con la estructura protésica ferulizando todos los implantes, en el hueso periimplantario del implante más distal de la hemiarcada derecha (46d), el estrés para cualquiera de los movimientos en estudio, se localiza en la zona distal del hueso que rodea a este implante extendiéndose hacia vestibular, lingual y distal, y en profundidad alcanza las 2-3 primeras espiras del implante (formando un triángulo más o menos definido).

Similar localización y distribución ocurre en el hueso periimplantario del implante homólogo contralateral, si bien en esta localización el estrés, aún localizándose en distal y extendiéndose hacia distal y algo más hacia lingual, abarca algo más de 180° del contorno del hueso periimplantario.

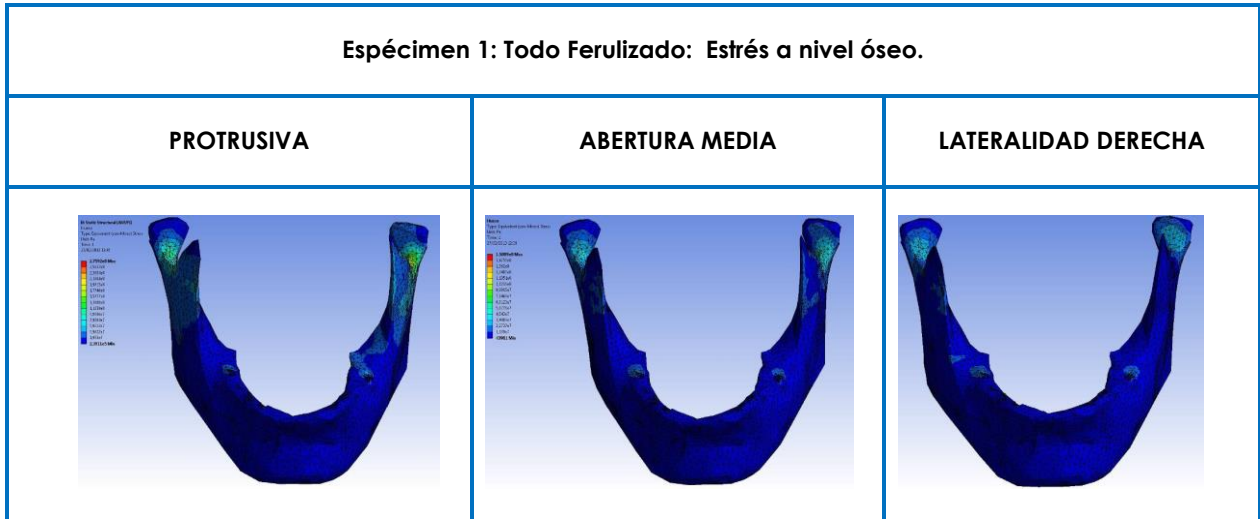


FIGURA 20. Distribución/Localización stress en el hueso periimplantario en el espécimen 1 para los tres movimientos del estudio.

46d

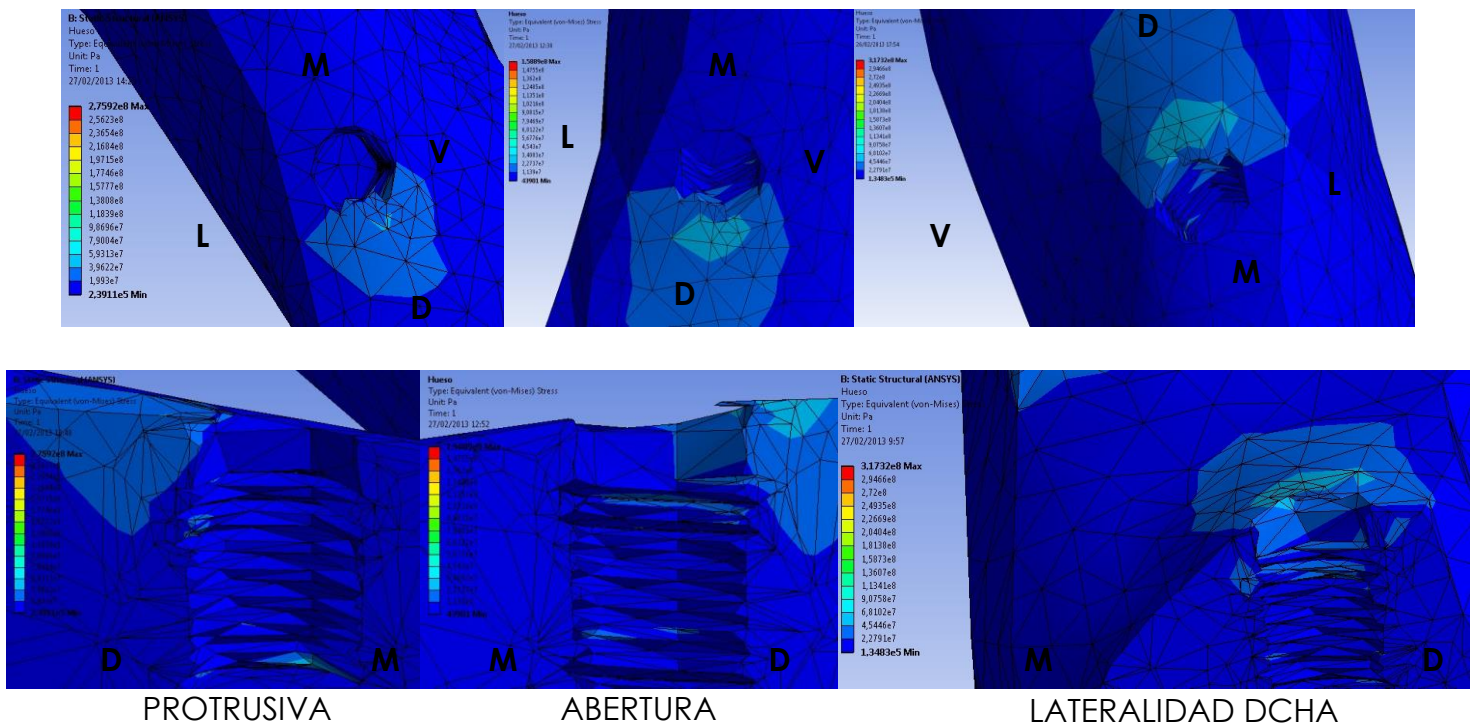


FIGURA 21. Distribución/Localización stress en el hueso periimplantario e implantes en posición 46d en el modelo todo ferulizado (Especimen 1) y todos los movimientos. (Vistas oclusal y lateral).

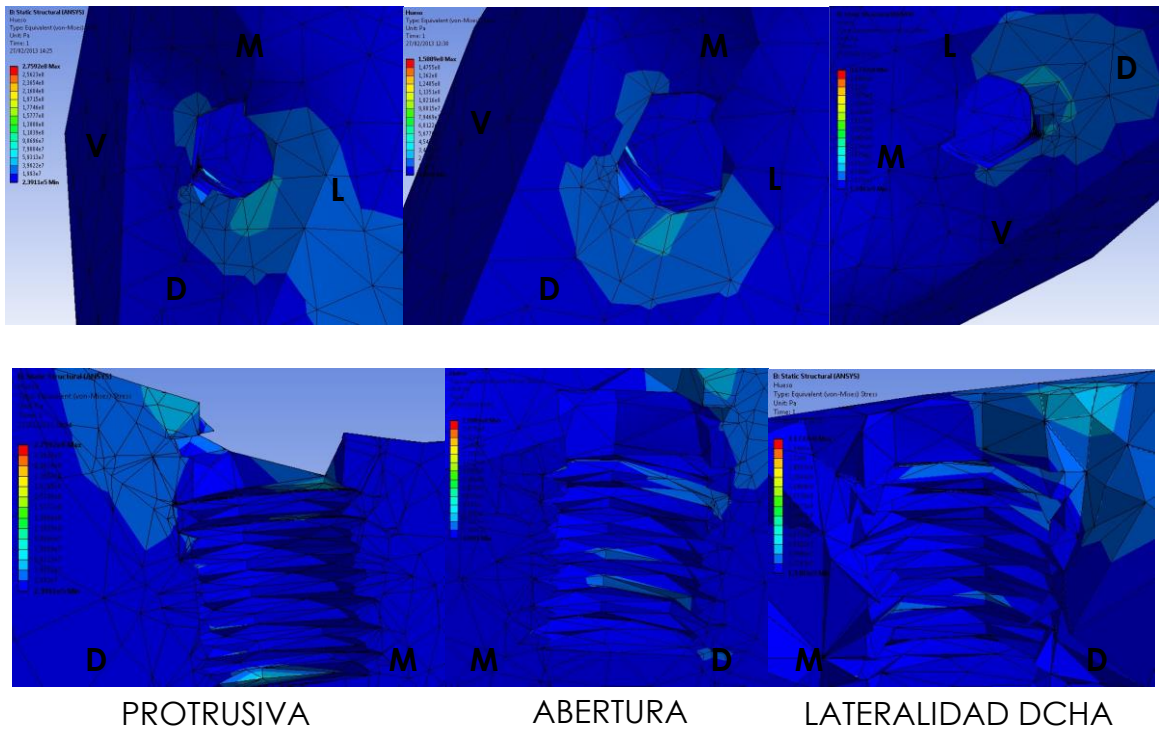
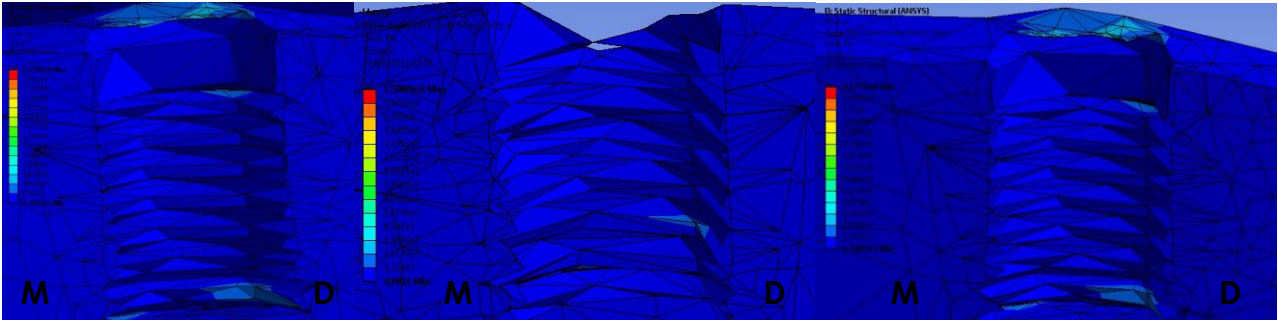
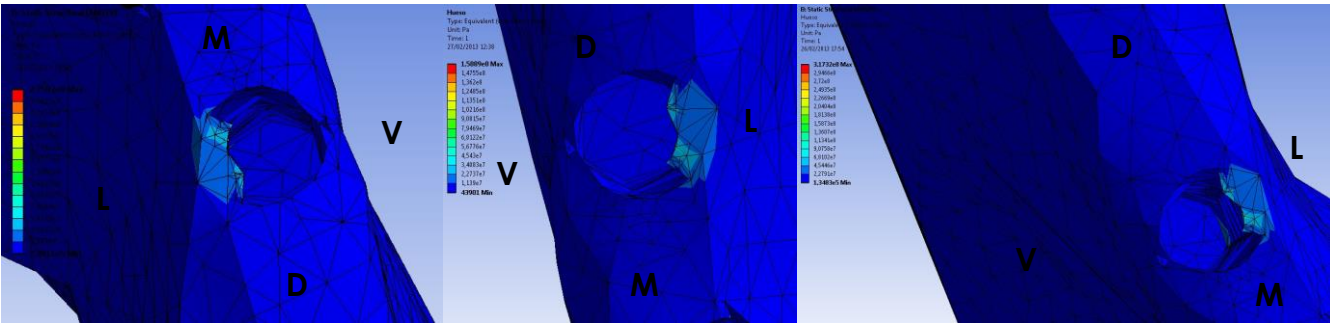


FIGURA 22. Distribución/Localización stress en el hueso periimplantario e implantes en posición 36d en el modelo todo ferulizado (Especimen 1) y todos los movimientos. (Vistas oclusal y lateral).

Sin embargo, para el hueso periimplantario que rodea al implante de situación intermedia en la hemiarcada derecha, el estrés se localiza por lingual principalmente en un área con una pequeña extensión hacia lingual y mínima extensión en profundidad, alcanzando mínimamente la primera espira del implante sea el movimiento que sea. En el lado izquierdo, el estrés se localiza por distal en los tres movimientos en forma de triangular, con algún islote por lingual en abertura y lateralidad y también localización de tensión a nivel del hueso que rodea las últimas espiras del implante. En el hueso periimplantario del implante más mesial del lado derecho, el estrés para los tres movimientos se localiza en dos áreas o islotes independientes de pequeña extensión superficial situados en mesiolingual y distolingual. Sin embargo, esta situación cambia para el lado izquierdo situándose la tensión, para los tres movimientos, en el hueso periimplantario mesial en un área o islote no muy extenso con alguna localización en lingual a nivel de ultimas espiras. (Ver FIGURA 23).

44

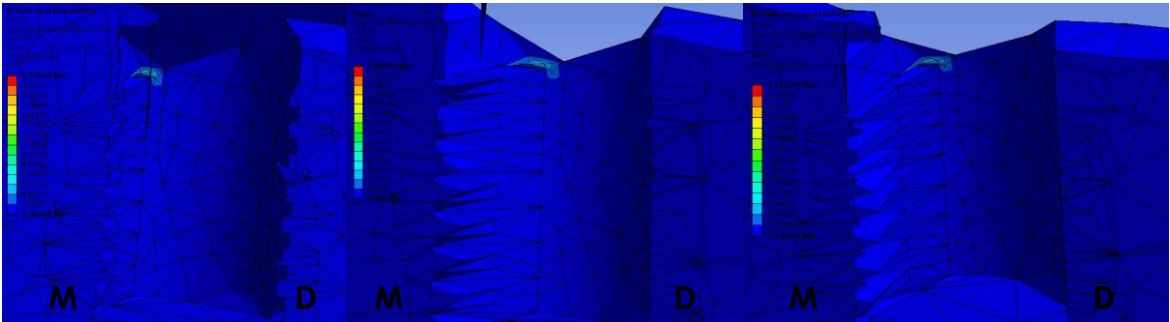
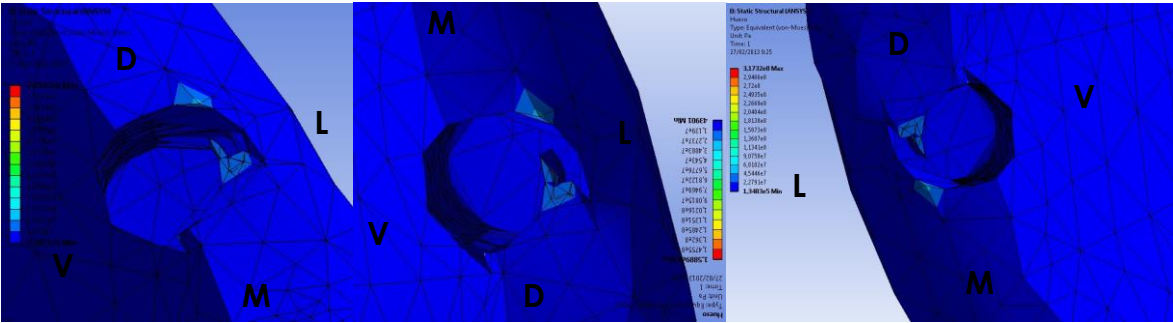


PROTRUSIVA

ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

43

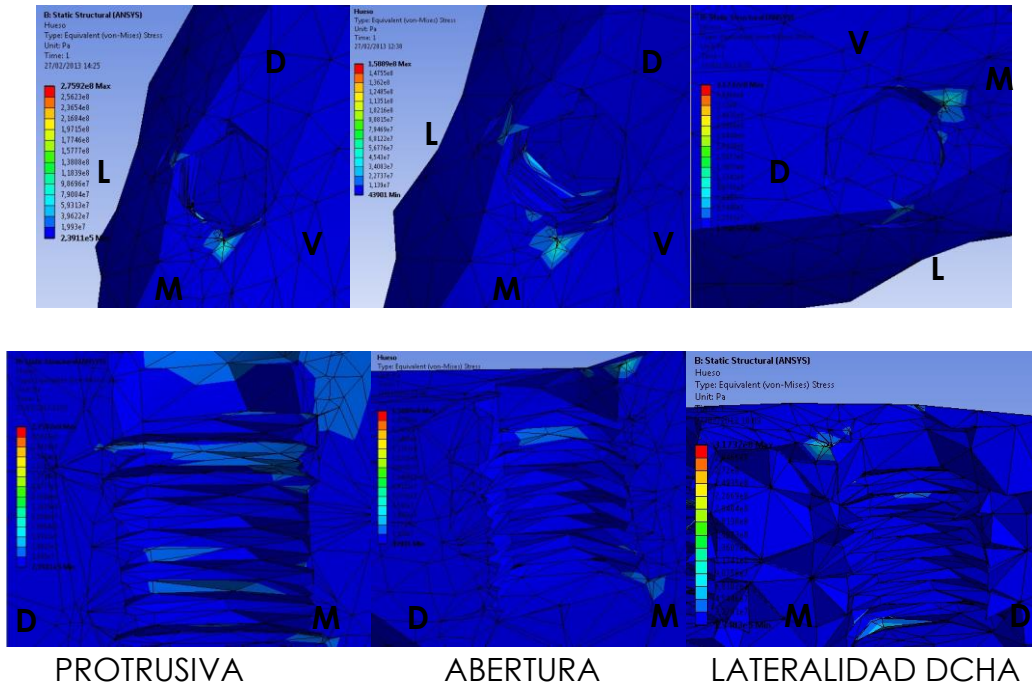


PROTRUSIVA

ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

33



34

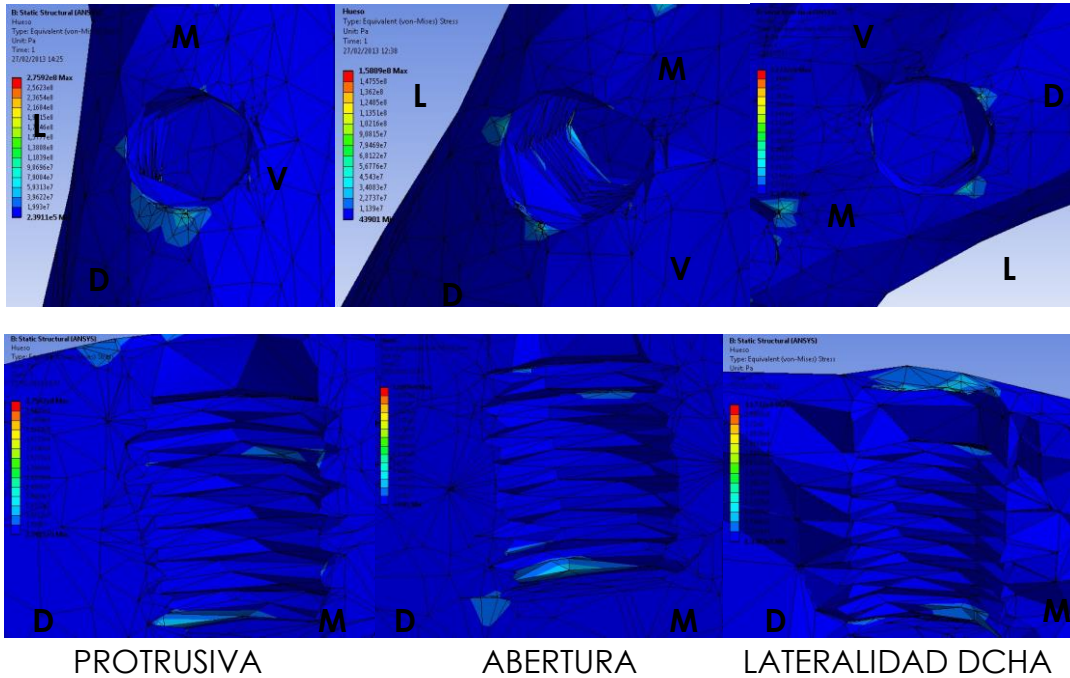


FIGURA 23. Distribución/Localización stress en el hueso periimplantario e implantes en posición 44, 43, 33 y 34 en el modelo todo ferulizado (Especimen 1) y todos los movimientos. (Vistas oclusal y lateral).

En el modelo dividido en tres tramos el estrés en el hueso periimplantario del implante 46d independientemente de los movimientos se localiza en la zona distal prácticamente en toda su longitud, extendiéndose ligeramente en dirección distal y en profundidad sin alcanzar espiras del implante con algún islote en apical para la protrusión. Esta localización y distribución del estrés no se modifica significativamente para el hueso periimplantario del implante homologo contralateral. Sin embargo, sí que se ve modificada, en el caso del hueso que rodea al implante 44, ya que ahora el estrés es de situación sensiblemente lingual en los tres movimientos con algún islote de situación apical. Para el lado izquierdo, el estrés vuelve a localizarse en los tres movimientos en un pequeño área distal y otro islote (o área) vestibular; con localización en la zona apical.

En los implantes más mesiales, la localización del estrés sigue siendo en la región distal periimplantaria, en toda ella, de forma rectangular y extendiéndose en profundidad hasta casi alcanzar el hueso que rodea a la primera espira del implante. (Ver FIGURA 24 y 25).

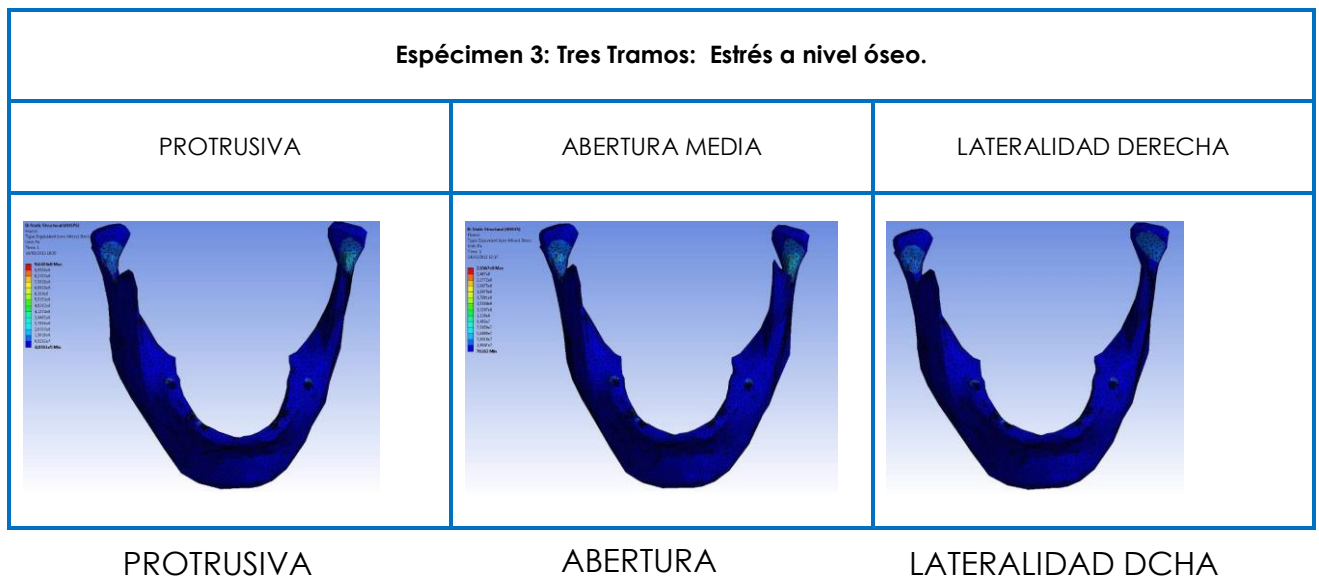
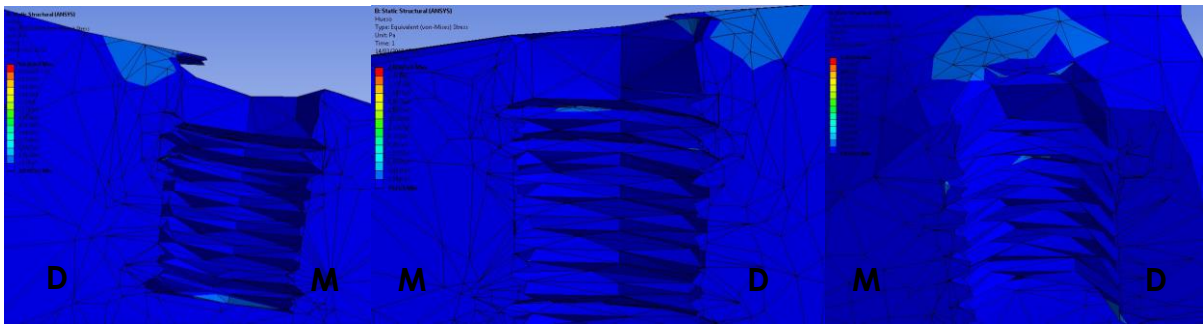
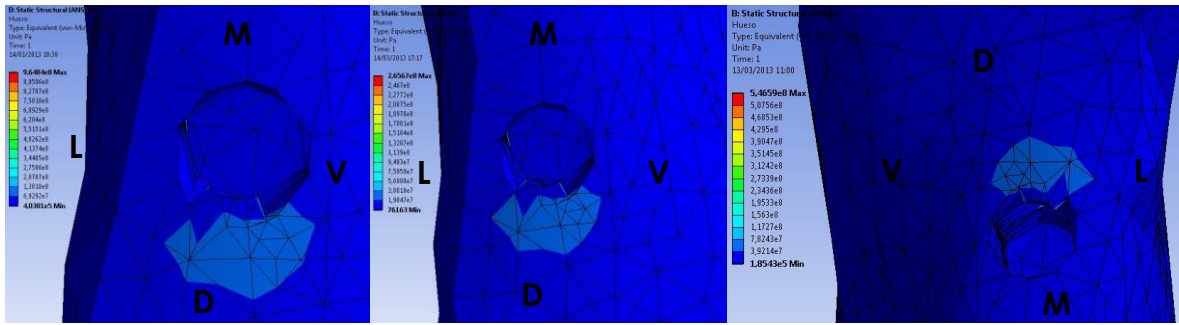


FIGURA 24. *Distribución/Localización stress en el hueso periimplantario en el espécimen 3 para los tres movimientos del estudio.*

46d

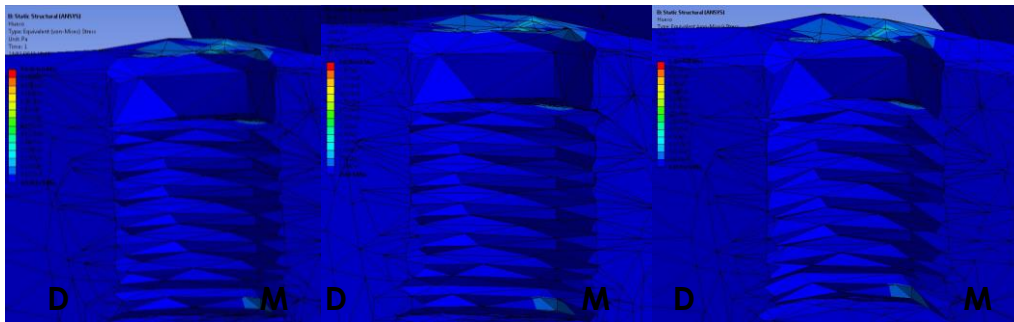
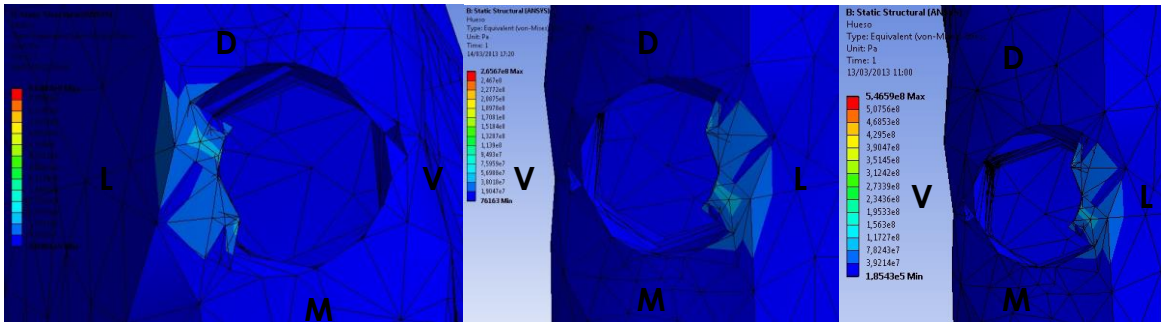


PROTRUSIVA

ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

44

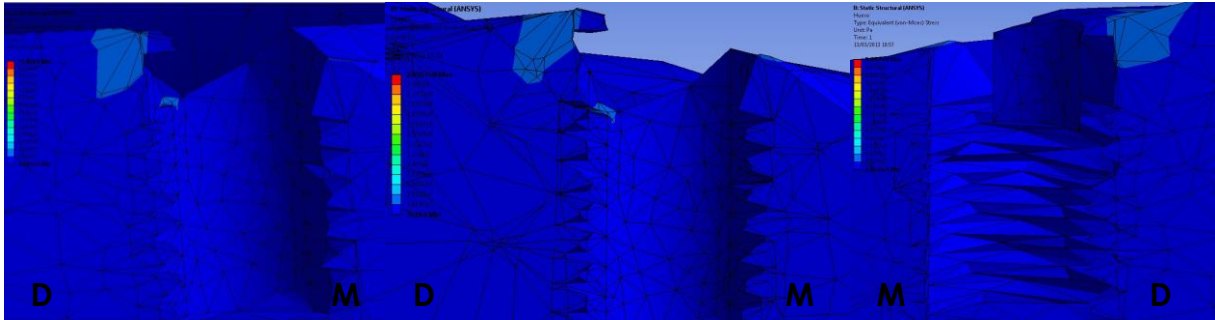
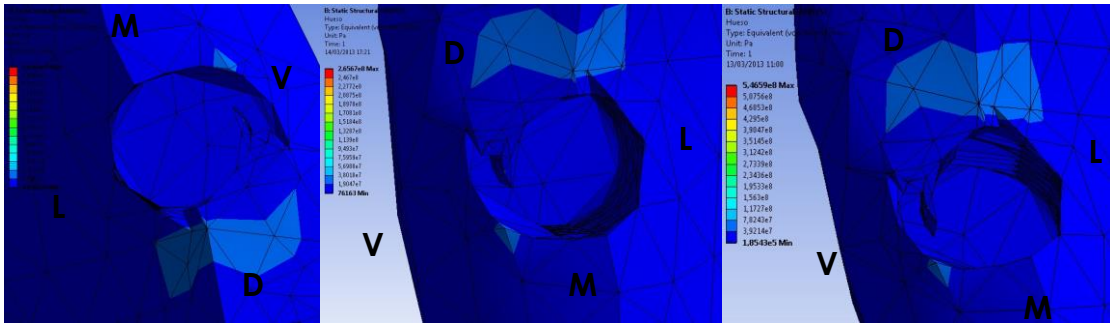


PROTRUSIVA

ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

43

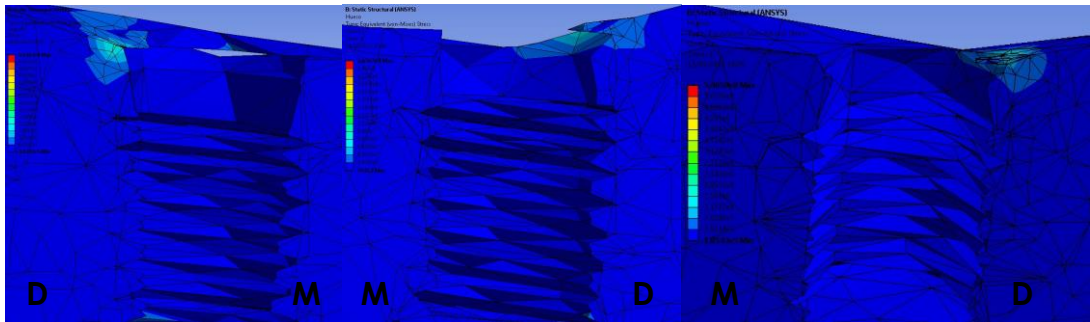
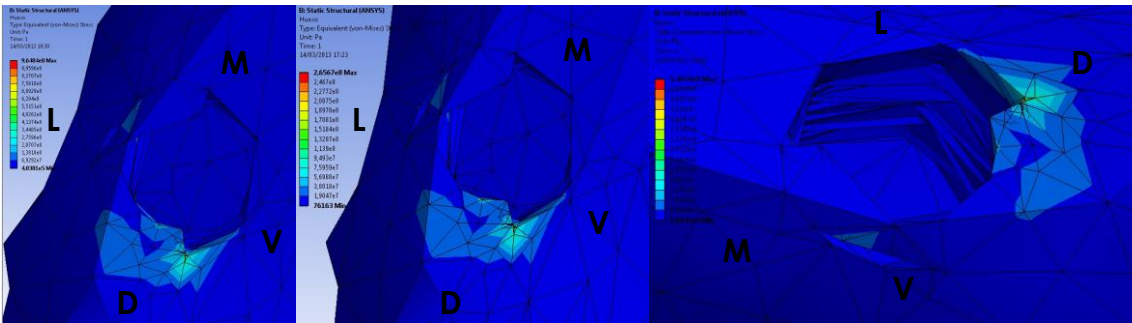


PROTRUSIVA

ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

33

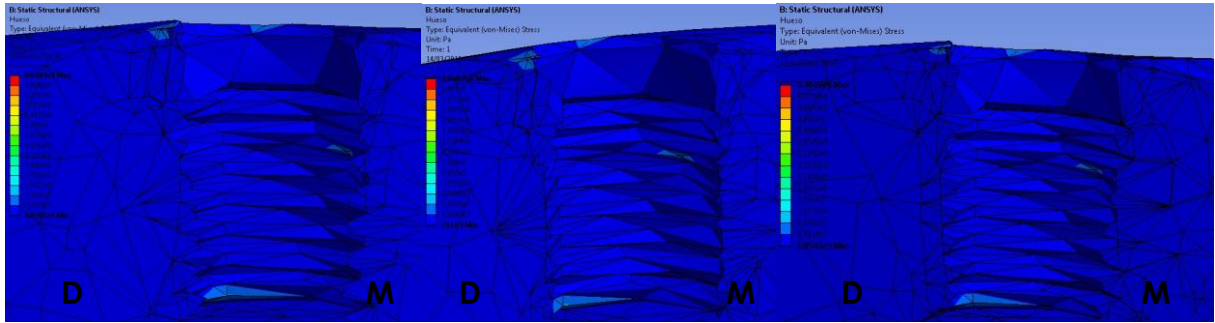
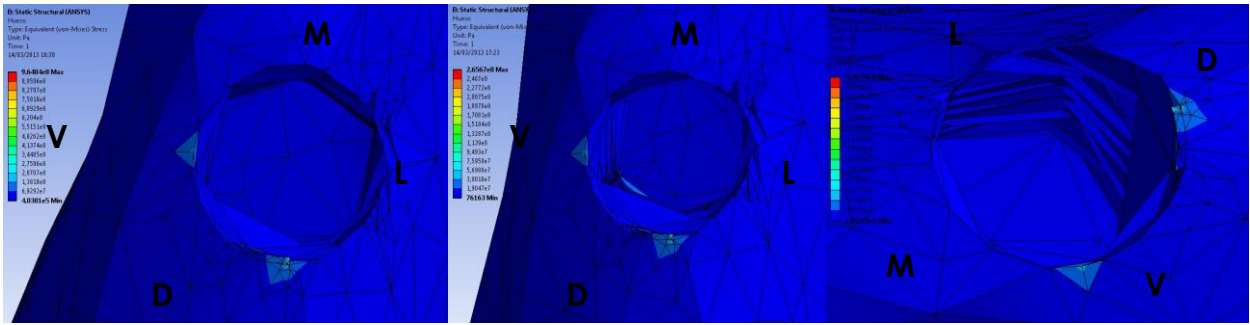


PROTRUSIVA

ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

34

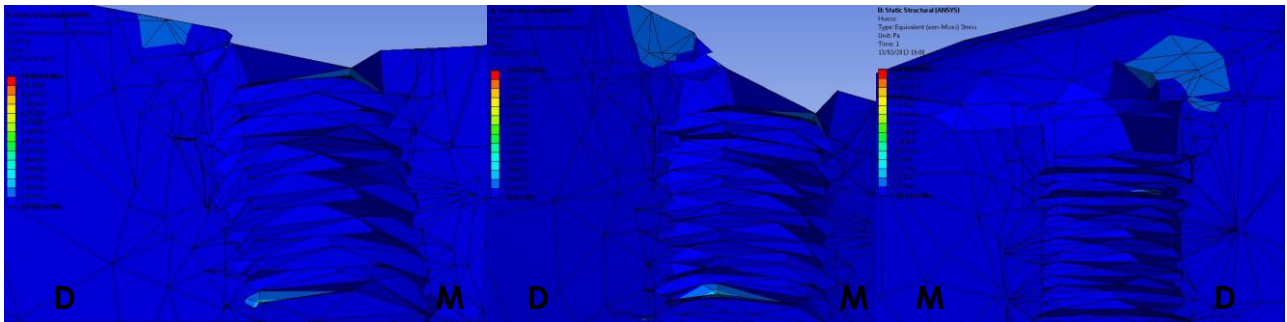
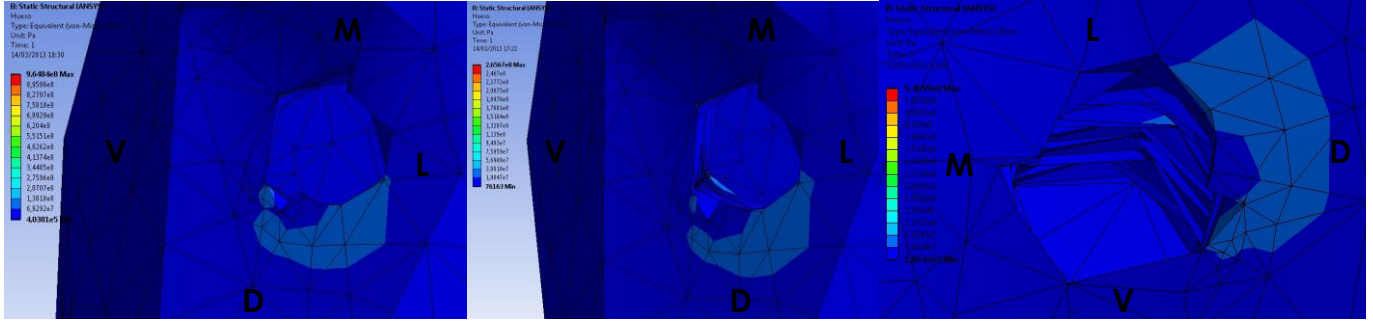


PROTRUSIVA

ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

36d



PROTRUSIVA

ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

FIGURA 25. *Distribución/Localización stress en el hueso periimplantario e implantes en posición 46d, 44, 43, 33, 34 y 36d en el modelo en tres tramos (Especimen 3) y todos los movimientos. (Vistas oclusal y lateral).*

En el modelo dividido en dos tramos, en la línea media, tanto en uno como en otro movimiento, el estrés a nivel del hueso periimplantario de los implantes más distales de uno y otro lado se localiza por todas la zona distal y en profundidad como una cuña que llega hasta la 2^a-3^a espira; sin embargo en el lado izquierdo a nivel del 36d, en los movimientos de protrusión y abertura también la tensión se extiende hacia mesial por vestibular y lingual dejando solo sin estrés una pequeña porción de la zona mesio-lingual del hueso periimplantario. (En apical también se registra estrés para los tres movimientos en 36d; y a nivel de 46d en protrusión).

A nivel del hueso periimplantario del implante 44, el estrés se localiza y distribuye por su región lingual extendiéndose ligeramente hacia lingual y sin apenas profundizar aunque se visualizan zonas de tensión en las ultimas espiras. Sin embargo, para el lado izquierdo, la tensión a nivel del hueso que rodea al 34, se localiza en pequeños islotes de forma triangular por distal, lingual y vestibular en protrusión y abertura, y principalmente en distal y lingual en lateralidad, con tensión también en alguna espira apical en los tres movimientos. A nivel del hueso periimplantario de 34, la localización del estrés se encuentra dividida en tres islotes triangulares para los tres movimientos y en este tipo de ferulización.

En el hueso que rodea a los implantes más mesiales de cada lado, el estrés se localiza principalmente en islotes triangulares de no gran extensión por mesio y distovestibular en los tres movimientos sin apenas profundidad aunque en lateralidad se observa islotes de tensión en espira inicial y del tercio medio y a nivel del cuello. Por el contrario, en el lado izquierdo, la tensión en el hueso que rodea al implante en 33 se localiza en una pequeña área más o menos cuadrangular situada en distal con pequeñas prolongaciones hacia vestibular y sobre todo hacia lingual en protrusión y abertura; también se observa estrés en primera espira en los tres movimientos y en alguna apical en protrusión y abertura media. (Ver FIGURA 26 y 27).

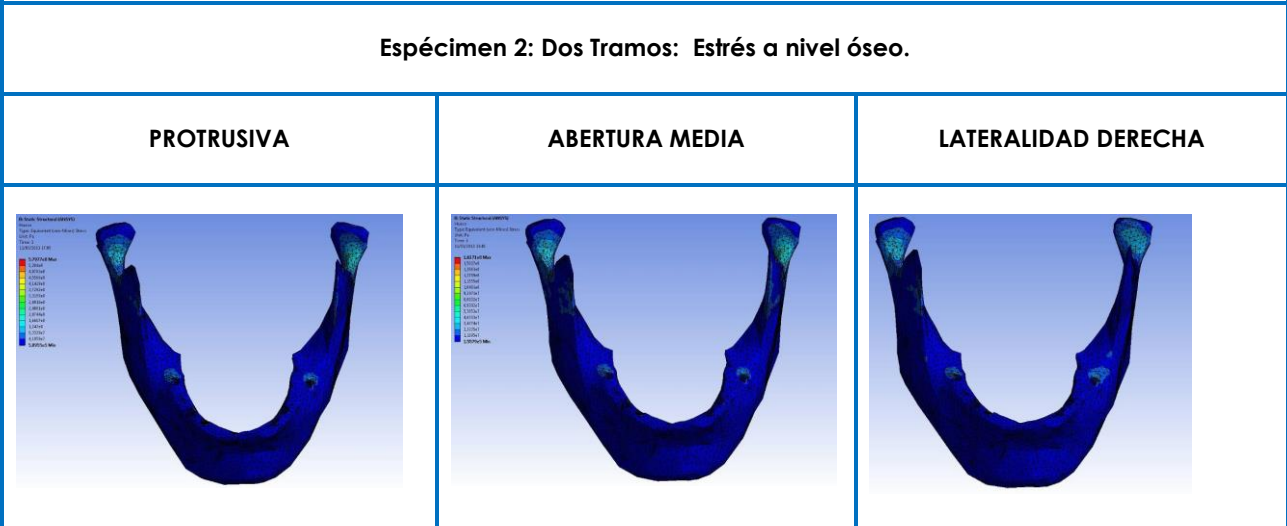
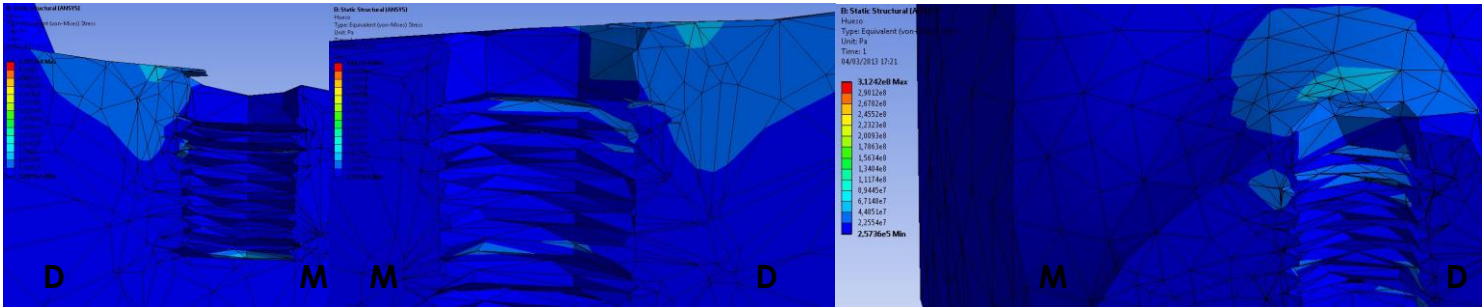
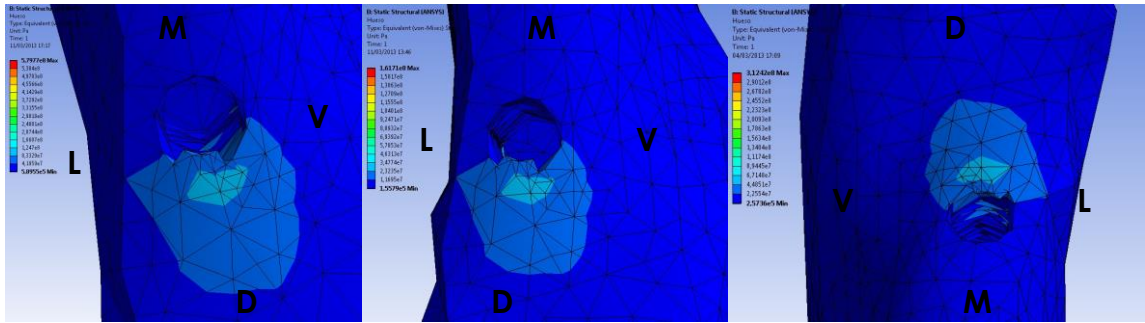


FIGURA 26. Distribución/Localización stress en el hueso periimplantario en el espécimen 2 para los tres movimientos del estudio.

46d

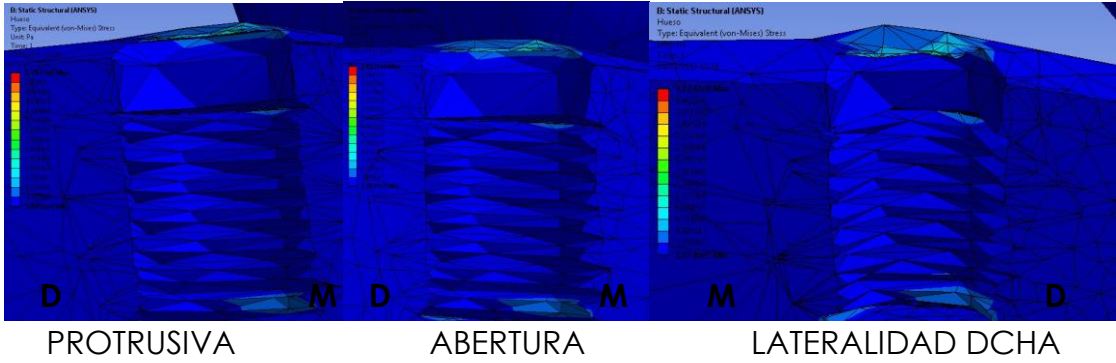
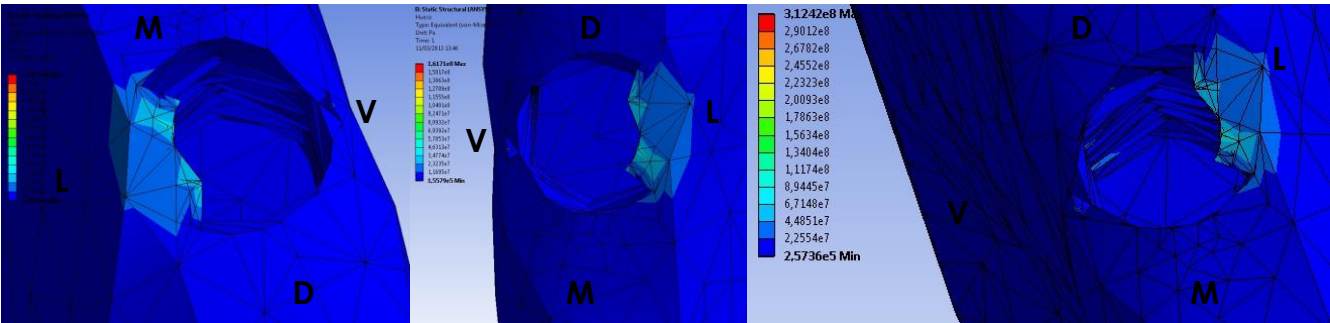


PROTRUSIVA

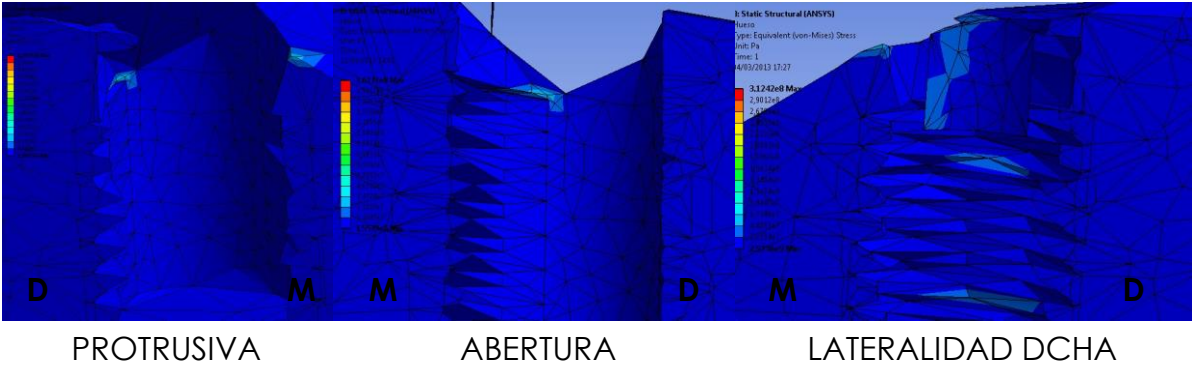
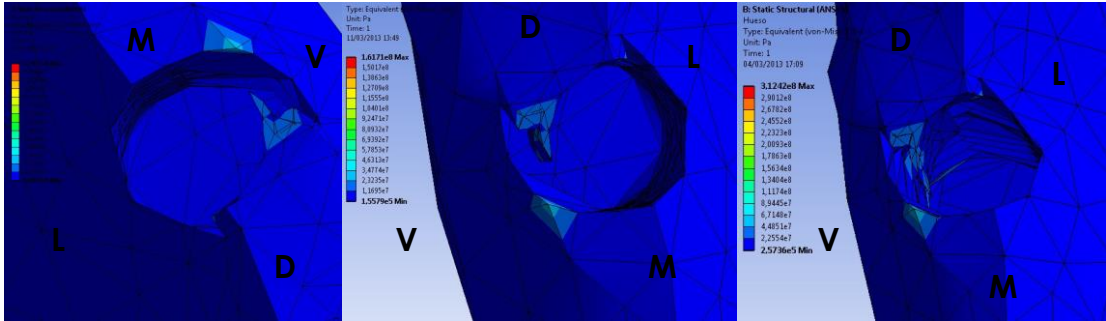
ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

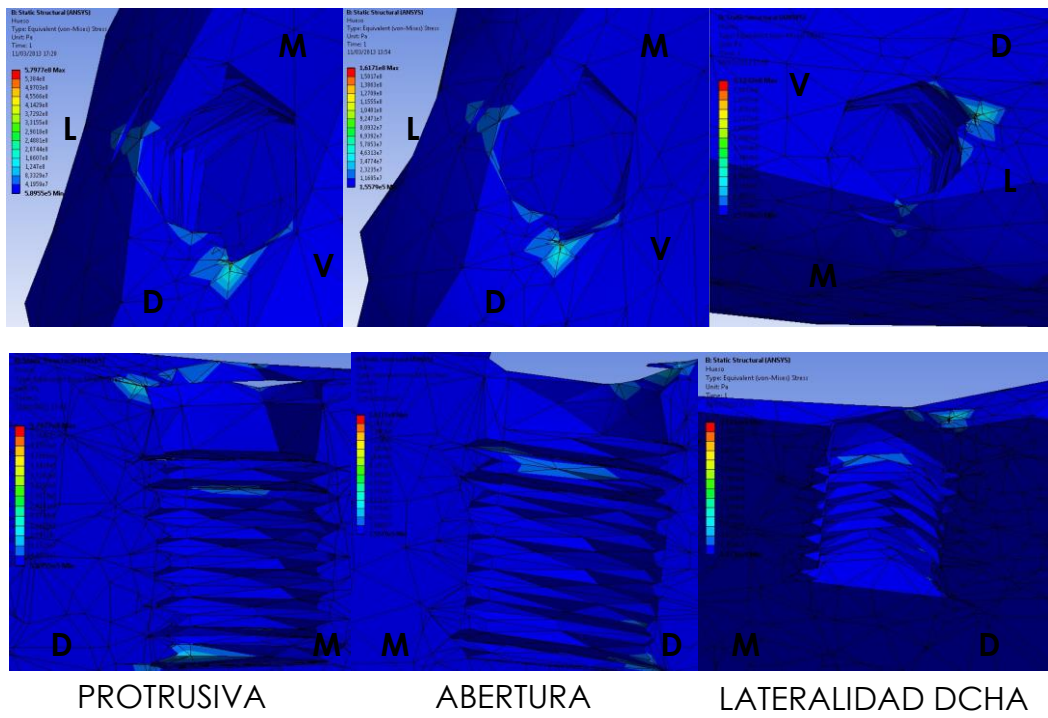
44



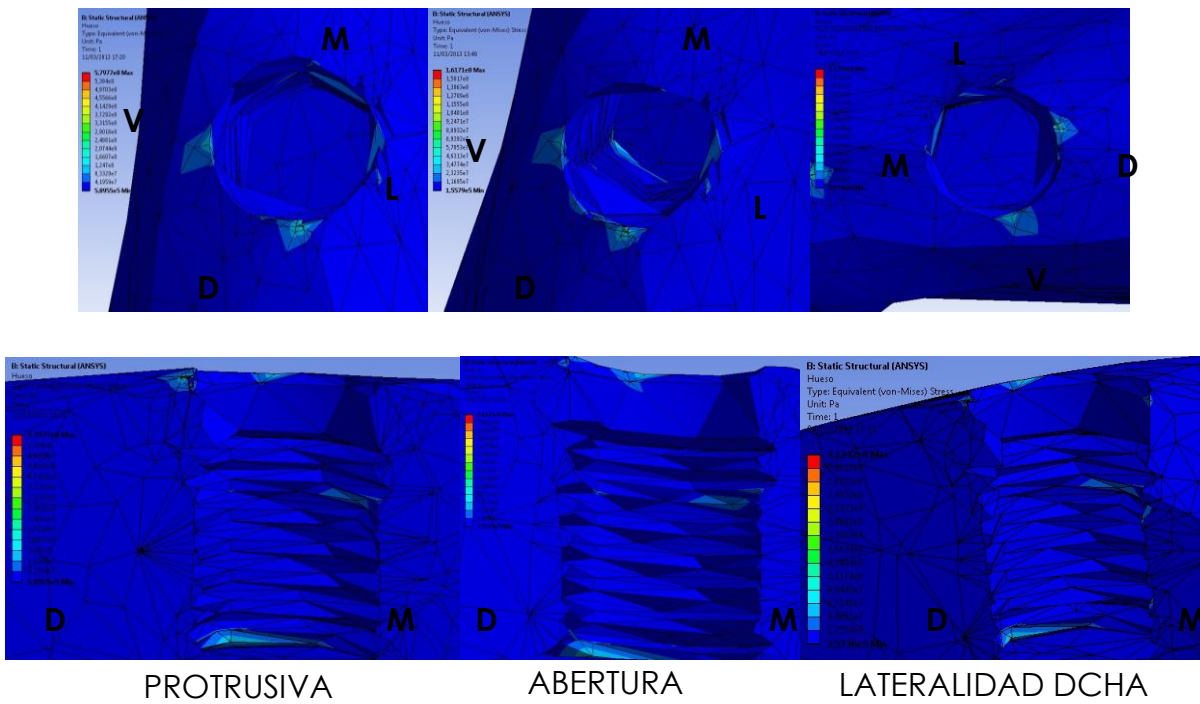
43



33



34



36d

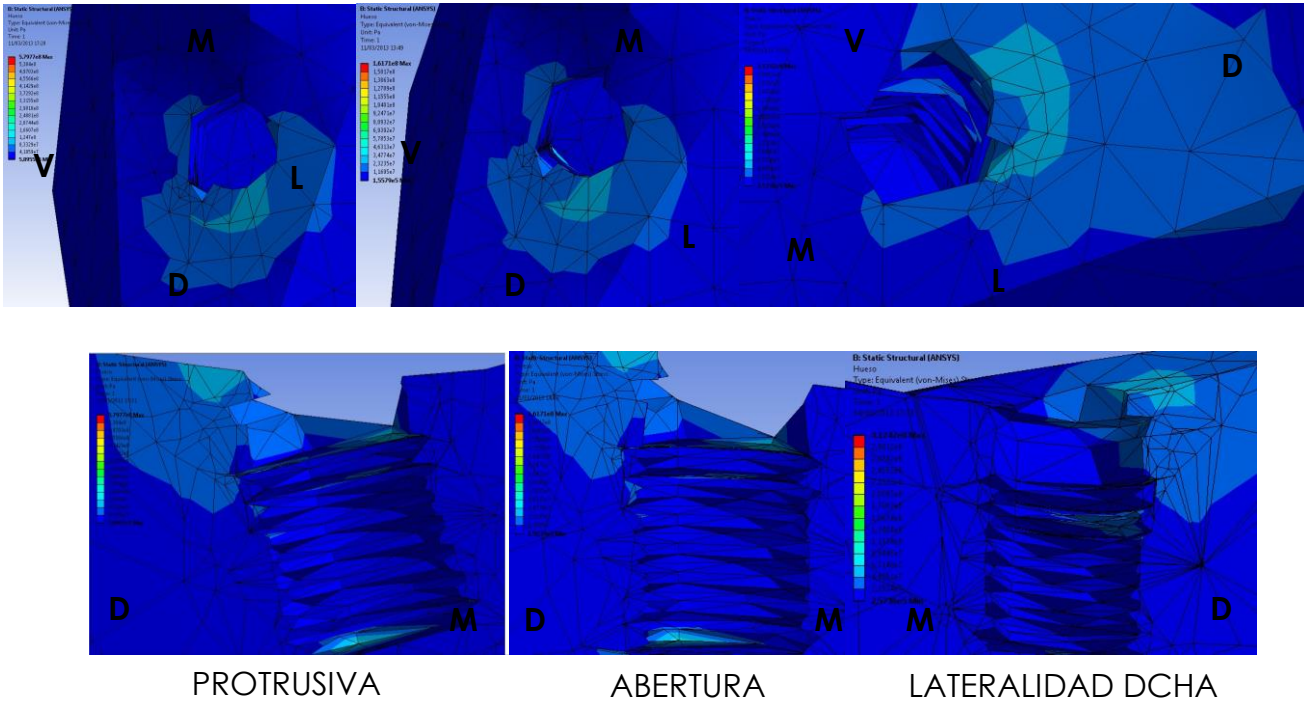


FIGURA 27. Distribución/Localización stress en el hueso periimplantario e implantes en posición 46d, 44, 43, 33, 34 y 36d en el modelo en dos tramos (Especimen 2) y todos los movimientos. (Vistas oclusal y lateral).

5.2. Del Estrés y su localización en los Implantes:

TABLA 9. Cuantitativamente el estrés en los implantes es muy superior al transmitido al hueso periimplantario, entre 10 y 50 veces, dependiendo del tipo de ferulización y movimiento y al contrario de lo que ocurre para el hueso los valores mayores de estrés se registran en el lado de no trabajo durante el movimiento de lateralidad con un máximo valor absoluto de 4500 MPa en el implante situado a nivel del canino (33).

Situación implante	TODO FERULIZADO				TRES TRAMOS				DOS TRAMOS			
	Protrusiva	Abertura	Lateralida Dcha.		Protrusiva	Abertura	Lateralidad Dcha.		Protrusiva	Abertura	Lateralidad Dcha.	
			Lado T.	Lado NT.			Lado T.	Lado NT.			Lado T.	Lado NT.
46	742	425	901		1850	522	1110		1620	459	1690	
44	775	391	821		1690	470	1000		1490	417	1820	
43	799	543	1100		2140	600	1210		2200	616	2790	
33	986	493		938	1920	535		1030	1760	490		4520
34	883	438		828	1830	513		961	1630	453		3960
36	808	458		813	1900	545		962	1670	480		3010

TABLA 9. *Máximo stress Von Misses (MPa) en implantes por tipo de ferulización y movimiento.*

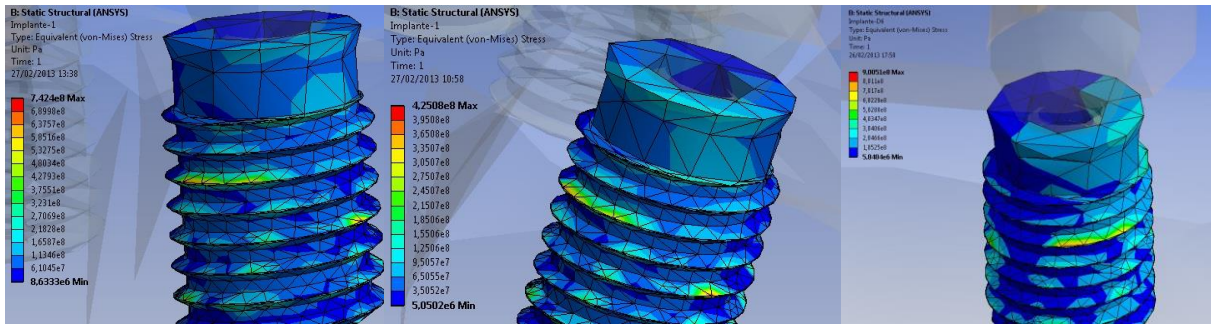
Durante el movimiento protrusivo, el menor valor de estrés registrado a nivel de los implantes se localiza, al igual que ocurría con el estrés transmitido al hueso periimplantario, en la ferulización de un solo tramo, pero en este caso a nivel del implante más posterior o distal del lado derecho, encontrando para este tipo de movimiento y ferulización, diferencias entre lado derecho y lado izquierdo en la distribución del estrés a los implantes del mismo modo que acontecía para el hueso periimplantario. En este movimiento de protrusión, el mayor de estrés se registra en la ferulización de dos tramos, recibiendo el mayor valor estrés el implante en

posición del canino de lado derecho (33). Si analizamos el estrés registrado independientemente del tipo de ferulización, podemos determinar que los mayores valores se localizan a nivel de los implantes más anteriores o mesiales, y los menores, a nivel de los implantes intermedios, en posición de premolares (34 y 44), a excepción de la ferulización en un solo tramo.

En el análisis del movimiento de abertura media, encontramos que el mayor valor de estrés a nivel de los implantes, se registra en el implante situado a nivel de canino de lado derecho para el modelo ferulizado en dos tramos como ocurre para el movimiento de protrusión. El menor valor se cuantifica en la estructura toda ferulizada, encontrando ese menor valor en el implante en situación de premolar (44), también del lado derecho. Para todos los tipos de ferulización, se registraron los mayores valores de estrés en los implantes mesiales o anteriores, en magnitudes comparables. En cuanto a los valores menores valores registrados, podemos decir que, independientemente de la ferulización éstos se sitúan en los implantes intermedios (posición premolares), a excepción de la ferulización en un solo tramo en la que los valores cuantitativamente menores se registran a nivel de los implantes más posteriores o distales (posición molares).

En el movimiento de lateralidad se registra el mayor valor de estrés en el implante del lado de no trabajo, a nivel del canino (33), con un valor, como se señala anteriormente de 4520 MPa para el tipo de ferulización de dos tramos. Esta cuantificación es semejante a la registrada a nivel de hueso periimplantario, comparándola con el resto de ferulizaciones, sería este canino del lado de no trabajo, el que presenta mayores valores para este tipo de movimiento, no así en la ferulización en tres tramos y todo ferulizado, en la que el mayor valor de estrés se localiza en el canino del lado de trabajo. En cuanto al menor valor registrado para este movimiento, señalar que se localiza a nivel del implante más posterior o distal del lado de no trabajo (36d) para el modelo todo ferulizado. (Ver FIGURAS 28, 29 y 30).

46d

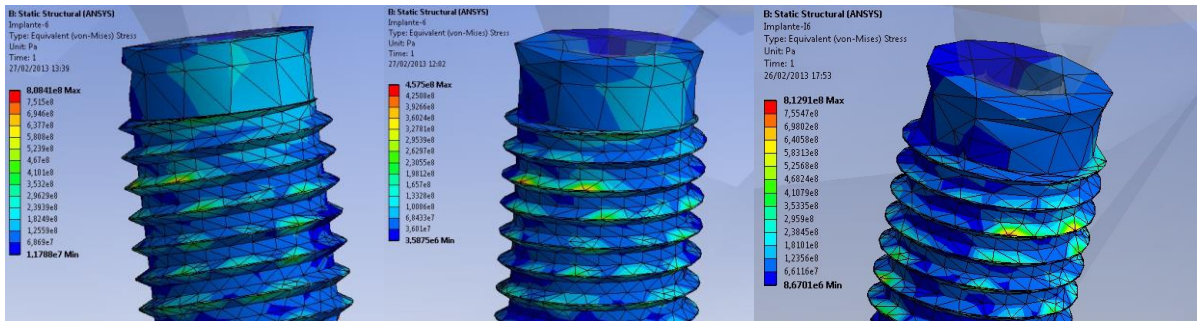


PROTRUSIVA

ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

36d



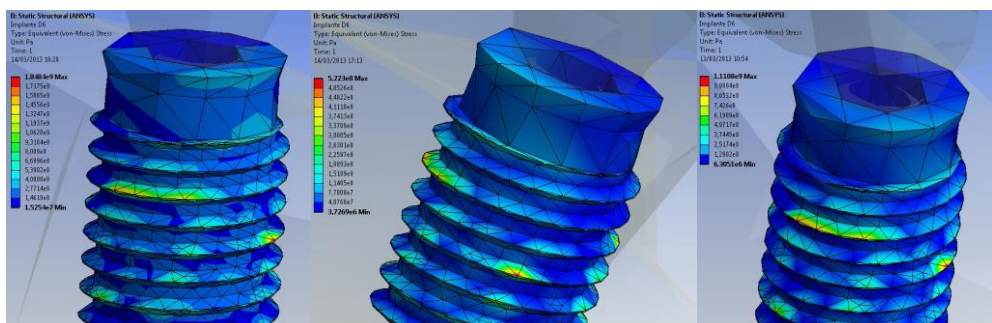
PROTRUSIVA

ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

FIGURA 28. Distribución/Localización stress en implantes en posición 46d y 36d en el modelo todo ferulizado (Especimen 1) y todos los movimientos.

46d



PROTRUSIVA

ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

36d

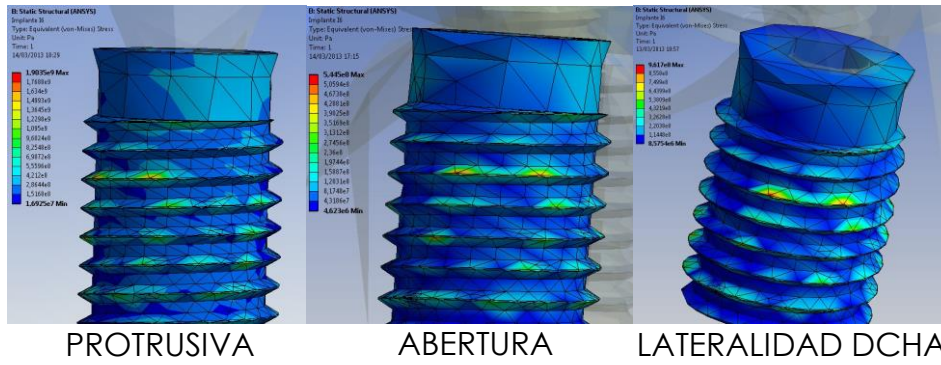
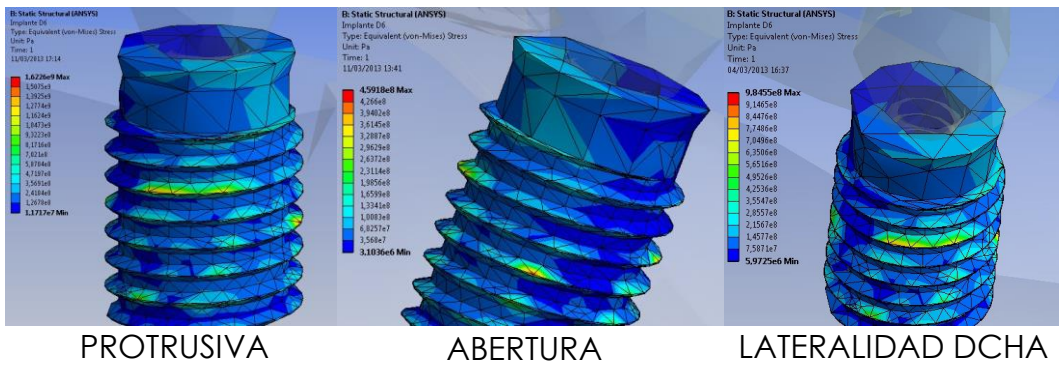


FIGURA 29. Distribución/Localización stress en implantes en posición 46d y 36d en el modelo en tres tramos (Especimen 3) y todos los movimientos.

46d



36d

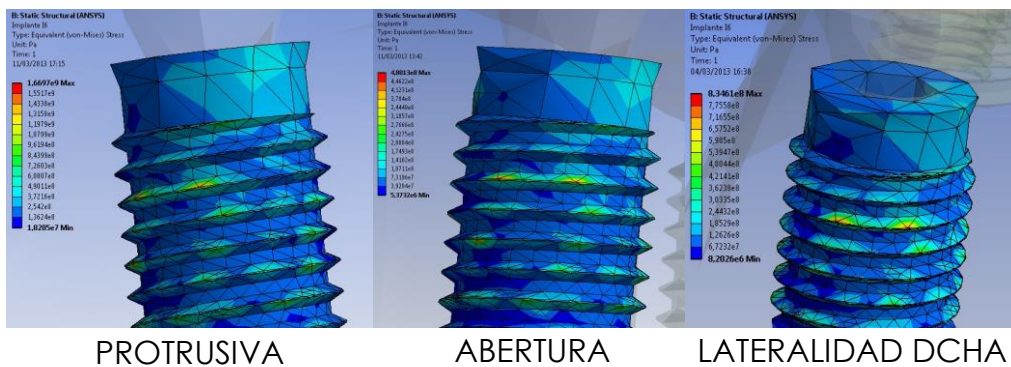


FIGURA 30. Distribución/Localización stress en implantes en posición 46d y 36d en el modelo en dos tramos (Especimen 2) y todos los movimientos.

5.3. Del Estrés y su localización y distribución a nivel de los Pilares:

Ver TABLA 10. A semejanza de lo que ocurre en los implantes, e independientemente del tipo de ferulización, el mayor nivel de estrés lo soporta el pilar del lado de no trabajo en el modelo de dos tramos y concretamente el pilar del implante más posterior (36d) con 3350 MPa.

Situación Pilar	TODO FERULIZADO				TRES TRAMOS				DOS TRAMOS			
	Protrusiva	Abertura	Lateralida Dcha.		Protrusiva	Abertura	Lateralidad Dcha.		Protrusiva	Abertura	Lateralidad Dcha.	
			Lado T.	Lado NT.			Lado T.	Lado NT.			Lado T.	Lado NT.
46	332	200	411		662	186	379		614	173	770	
44	178	90,8	187		558	155	326		443	124	422	
43	152	78,1	159		901	251	509		344	95,1	714	
33	126	86,4		173	806	224		432	520	152		2650
34	329	191		371	526	146		286	814	228		1290
36	629	296		507	1480	438		684	1460	432		3350

TABLA 10. *Máximo von Misses (MPa) stress en pilares por tipo de ferulización y movimiento.*

Al realizar el movimiento de protrusión los pilares que más estrés soportan en el modelo de un solo tramo son los posteriores y los que menos estrés, los más anteriores o mesiales. En cualquier caso para este modelo la cantidad de estrés que recibe cada pilar es mucho menor que la correspondiente al modelo de dos y tres tramos siendo este último modelo el que registra para cada pilar el mayor estrés comparando a los otros, con excepción del pilar en posición de primer premolar izquierdo (34). Para el modelo en dos tramos, al igual que en el de un solo tramo, los pilares más posteriores son los que mayor cantidad de estrés reciben acompañados del pilar del premolar izquierdo y al contrario, el menor estrés es para el pilar del canino derecho. El modelo de tres tramos es el de peor ambiente biomecánico para los pilares en protrusión, aunque el mayor estrés recae en el pilar del 36d, lo más llamativo es el importante estrés que reciben los pilares más anteriores o mesiales

que es siete veces mayor que en el modelo de un tramo y tres más que en el de dos tramos.

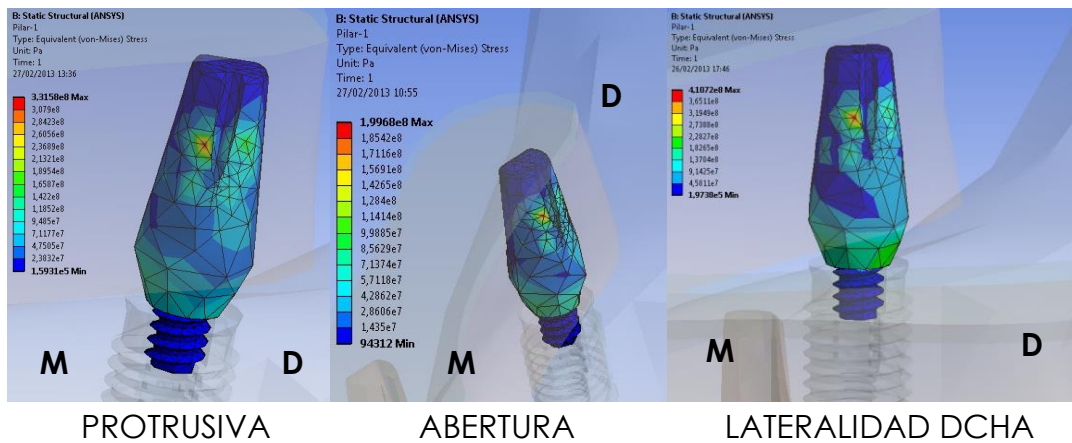
Durante el movimiento de abertura, el estrés soportado por cada pilar y para cada tipo de ferulización es mucho menor que el soportado en protrusión, aproximadamente 2 veces menor en el modelo de un solo tramo y aproximadamente 4 veces menor en el dos y tres tramos. Sin embargo, la tendencia de la distribución de la cuantía (magnitud) del estrés en los pilares es similar a la descrita para el movimiento de protrusión, (en el modelo de un solo tramo y en tres tramos), a excepción del modelo ferulizado en dos tramos, en el que difiere la distribución del estrés a los pilares, encontrando los mayores valores de estrés a nivel del pilar posterior e intermedio del lado izquierdo (36d y 34) y el menor, a nivel del pilar más anterior del lado contrario (43), pudiendo señalar que existen diferencias para este movimiento y ferulización entre lado derecho e izquierdo.

En el caso del movimiento de lateralidad, existen diferencias significativas en la cuantificación de estrés transmitido a los pilares para cada tipo de ferulización, siendo la ferulización en dos tramos, el tipo de ferulización que mayores valores registra. Las ferulizaciones en dos y en tres tramos parecen seguir el mismo patrón (en relación a la distribución de estrés), recayendo los mayores valores de estrés en el pilar más distal o posterior del lado de no trabajo (36d), seguido del canino del mismo lado y hallándose los menores valores en el pilar intermedio del lado contralateral, lado de trabajo (nivel de premolar, 44); siempre teniendo en cuenta las diferencias de magnitudes registradas en cada tipo de ferulización. Para la ferulización en un solo tramo, ésta distribución del estrés varía (además de disminuir la magnitud respecto a los dos modelos anteriores), localizándose el mayor estrés en el pilar más distal del lado de no trabajo (36d) y el menor en el canino de este mismo lado (33).

En cuanto a la localización y distribución del estrés a nivel de los pilares, ver FIGURAS 31, 32 y 33. En el pilar más distal del lado derecho en lateralidad, lado de trabajo, la localización y distribución del estrés es semejante para los tres tipos de movimiento y los tres tipos de modelo. En el modelo todo ferulizado y para los tres movimientos, la máxima tensión en el pilar 46d se localiza en el tercio medio y la

unión del tercio oclusal de la cara vestibular de la porción extraimplantaria abarcando toda su extensión y disipándose hacia el tercio gingival del pilar donde apenas se localiza tensión, a excepción de en lateralidad, donde si aparece mayor tensión en este tercio, sobre todo en las proximidades de la porción intraimplantaria del pilar. En el modelo en dos y tres tramos, la localización es semejante a lo descrito, quizás con una mayor extensión de la tensión hacia el tercio gingival; en la colimetría prácticamente en el pilar se localiza tensión dos modelos y para cualquier movimiento a excepción de la parte más oclusal del pilar y con algunas lagunas aisladas sin apenas tensión en la porción extraimplantaria en el modelo de tres tramos.

46d



36d

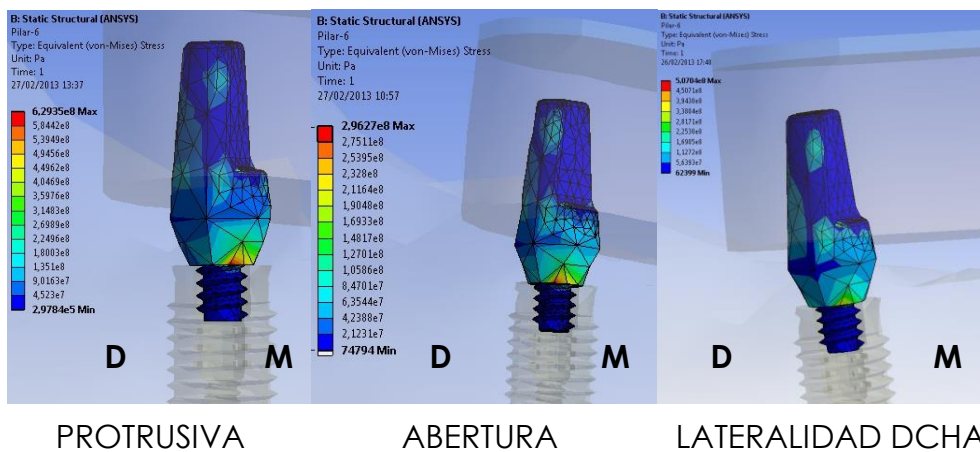
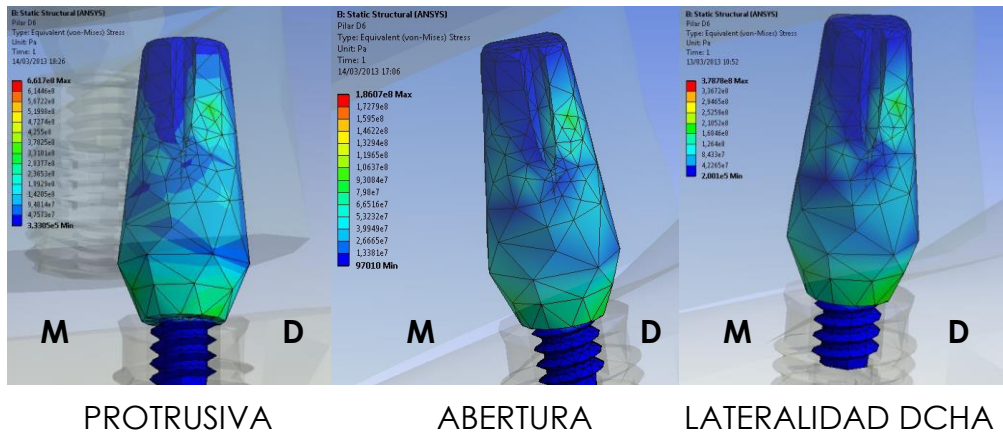


FIGURA 31. Distribución y localización del estrés en los pilares en posición 46d y 36d en el Especimen 1y en todos los movimientos.

46d

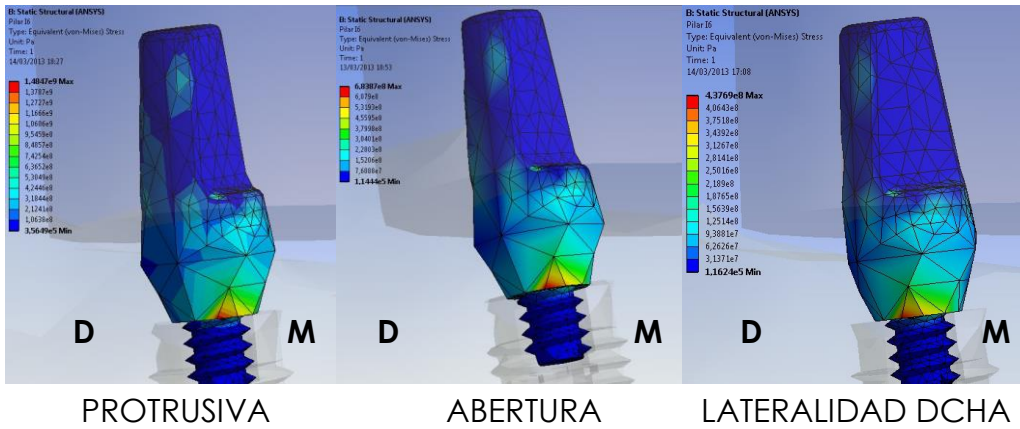


PROTRUSIVA

ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

36d



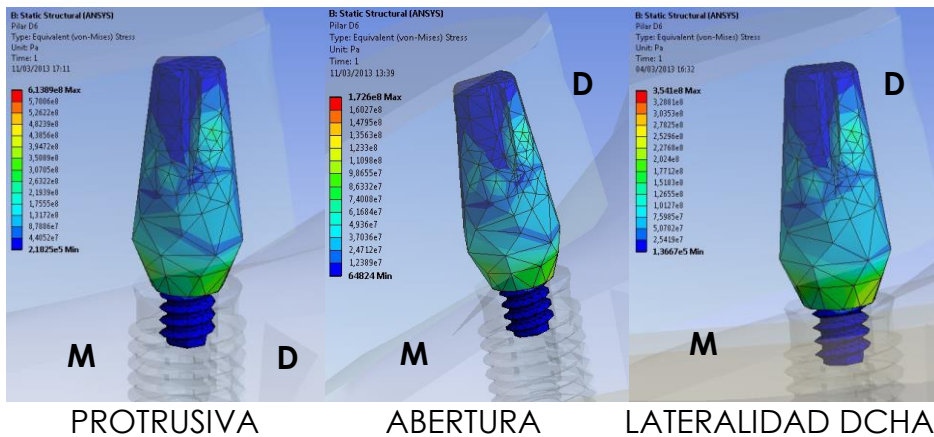
PROTRUSIVA

ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

FIGURA 32. Distribución y localización del estrés en los pilares en posición 46d y 36d en el Especimen 3 y en todos los movimientos.

46d



PROTRUSIVA

ABERTURA

LATERALIDAD DCHA

36d

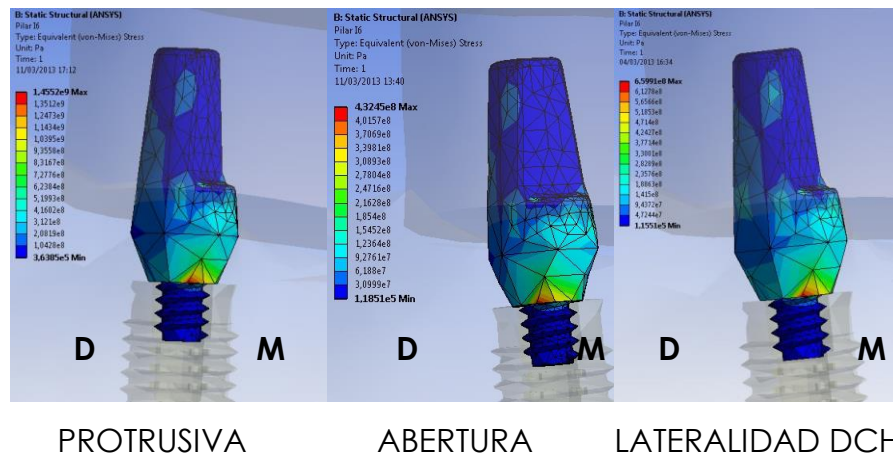


FIGURA 33. Distribución y localización del estrés en los pilares en posición 46d y 36d en el Especimen 2 y en todos los movimientos.

En todos los modelos y movimientos apenas se localiza tensión en el tornillo. Parece que hay tensión en la primera espira del tornillo en el movimiento de protrusión para la ferulización en tres tramos y en lateralidad derecha para la ferulización en un único tramo.

Sin embargo, para el pilar más distal del lado izquierdo (el correspondiente al implante 36d) la localización y distribución del estrés es algo diferente en comparación con el pilar homónimo contralateral. Para ese pilar e independientemente del tipo de modelo (todo ferulizado o ferulizado en dos o tres tramos) y del movimiento efectuado, el máximo nivel de tensión se localiza en la zona intraimplantaria del pilar en su cara lingual, en la proximidad de la primera rosca del tornillo y en el tercio gingival o inferior de la porción supraimplantaria del pilar, continuación de la zona intraimplantaria con algún islote de tensión en el tercio oclusal de esta zona supraimplantaria del pilar. Asimismo, un mínimo estrés se localiza en la primera espira del tornillo. Esta distribución y localización de la tensión como ya se ha dicho, se mantiene y es similar en los tres modelos y en los tres movimientos con apenas diferencias.

5.4. Del estrés en la Estructura metálica y en el Material de recubrimiento.

Ver TABLA 11. Independientemente del tipo de ferulización y del movimiento a realizar la estructura metálica soporta/recibe mucho más estrés tensión que el material de recubrimiento hasta 100-200 veces más dependiendo del tipo de ferulización y movimiento.

Localizacion	TODO FERULIZADO			TRES TRAMOS			DOS TRAMOS		
	Protrusiva.	Abertura	Lateralidad Derecha	Protrusiva.	Abertura	Lateralidad Derecha	Protrusiva.	Abertura	Lateralidad Derecha
Estructura	1150	2210	9070	2190	615	1270	7910	2210	9070
Veneering	48,1	9,47	90,5	20,6	5,81	11,3	33,6	9,47	90,5

TABLA 11. *Máximo von Misses (MPa) Stress en estructura y material de recubrimiento por tipo de ferulización y movimiento.*

Para la estructura metálica el valor máximo de tensión lo recibe la estructura dividida en dos tramos tanto en protrusión, abertura y lateralidad, con un valor máximo de 9070 MPa en lateralidad, y localización, para los tres movimientos, en el sector medio de la estructura a nivel del primer premolar del lado de no trabajo. El menor valor de tensión lo recibe la estructura dividida en tres tramos, a excepción de en el movimiento de protrusión, donde el menor valor de tensión es para la estructura en un solo tramo.

Considerando en conjunto los tres movimientos, los valores máximos de tensión ocurren en el movimiento de lateralidad para la estructura en uno y dos tramos y en el movimiento de protrusión en la estructura dividida en tres tramos.

Para cada movimiento aisladamente; en el movimiento de protrusión, la menor tensión en la estructura se registra en la de un solo tramo, aumentando hasta 7 veces más, cuando la dividida en dos tramos y tan sólo dos veces más aumenta al dividirse en tres tramos. En el movimiento de abertura media, la tendencia de tensión cambia mostrando la estructura dividida en tres tramos el menor estrés (615 MPa)

incrementándose hasta 3,5 veces más (2200 MPa) tanto en la estructura única como en la dividida en dos tramos.

Durante el movimiento de lateralidad, el mayor nivel de estrés tanto para una como para otra estructura se registra en el lado de trabajo a nivel de la zona posterior correspondiendo al implante 46d para la sin dividir y dividida en tres tramos y a nivel de 34 para la estructura dividida en dos tramos, siendo además ésta la de mayor tensión registrado (9070 MPa) aunque similar a la de todo ferulizado (9007 MPa) y ambos en valores 8 veces superiores que para la estructura en tres tramos (1270 MPa).

Para el material de recubrimiento, e independientemente del movimiento y del diseño de la estructura, los mayores valores de estrés (90,5 MPa) se hallan en el modelo todo ferulizado durante la lateralidad en el lado de trabajo y en el dividido en dos tramos en el lado de no trabajo, y al contrario el de menor valor se encuentra en el modelo de tres tramos durante la abertura media. En general y para los 3 movimientos, el material que recubre la estructura dividida en tres tramos es el que menor estrés soporta en comparación al resto de modelos; seguido por el modelo ferulizado en dos tramos con escasas diferencias respecto al de ferulización única.

Por otro lado, considerando los tres modelos, en el de tres tramos, el mayor estrés en el material ocurre durante la protrusión y el menor durante la abertura y sin embargo para los otros modelos (en dos tramos y tramo único), aunque el menor estrés es también en el movimiento de abertura, el mayor nivel de estrés se registra en la lateralidad, con diferencias entre modelos respecto al lado (lado de trabajo en el modelo todo ferulizado y lado de no trabajo en el seccionado en dos tramos).

Para cada movimiento, durante la protrusión el material del modelo de tramo único es el que registra mayor estrés disminuyendo éste progresivamente a medida que aumenta la división de la estructura en dos y tres tramos. Durante la abertura y lateralidad ocurre lo mismo, el menor estrés en el material de recubrimiento se encuentra en el de la estructura dividida en tres tramos, aumentando para los otros dos modelos casi el doble para el movimiento de abertura y 8 veces más para el movimiento de lateralidad.

5.5. De la Localización y Distribución del Estrés en el Estructura metálica en su cara gingival o inferior:

Ver TABLA 12 y FIGURA 34. En el modelo de tramo único, la tensión en la estructura metálica se distribuye por las zonas periimplatarias de los 6 implantes que la soportan para cualquiera de los movimientos en estudio con algunas diferencias en la localización, y por el cuarto lingual de la región sinfisaria entre los implantes más mesiales sólo durante el movimiento de protrusión. Para este modelo y en cualquier movimiento en la región más distal del lado izquierdo de la estructura, el estrés se localiza principalmente en algo más de la mitad mesial de la zona periimplantaria correspondiéndose al implante 36d y similar distribución en la zona mesial de la estructura a nivel de la zona periimplantaria del 33, aunque para la lateralidad, en esta zona del lado de no trabajo se extiende también hacia distal. Lo contrario ocurre en el tercio medio, donde el estrés se localiza principalmente en la mitad distal.

Para el lado derecho, la tensión en la zona más distal de la estructura, se localiza principalmente en la mitad vestibular de la zona periimplataria del 46d para el movimiento protrusivo y abertura media y en la lateralidad rodea toda la zona periimplantaria del 46d. En la zona media y mesial de la estructura correspondiente a zonas periimplantarias del 44 y 43 la tensión se localiza principalmente en la mitad lingual correspondiente a la zona periimplantaria del 44.

Movimiento	TODO FERULIZADO				TRES TRAMOS				DOS TRAMOS			
	Estruct.	Localización	Veneering	Localizaión	Estruct.	Localización	Veneering	Localización	Estruct.	Localización	Veneering	Localización
PROTRUSIVA	1150	Sect. Post. Izdo. A nivel ML implante 36.	48,1	Sect. Ant. A nivel linea media (V)	2190	Sect. Post. Izdo. A nivel ML implante 36.	20,6	Sect. Medio Izdo. A nivel V Implante 34.	7910	Sect. Medio. A nivel de 34.	33,6	Sect. Medio Izdo. A nivel V Implante 34.
ABERTURA MEDIA	2210	Sect. Post. Izdo. A nivel ML implante 36.	9,47	Sect. Medio Izdo. A nivel V Implante 34.	615	Sect. Post. Izdo. A nivel ML implante 36.	5,81	Sect. Medio Izdo. A nivel V Implante 34.	2210	Sect. Medio. A nivel de 34.	9,47	Sect. Medio Izdo. A nivel V Implante 34.
LAT. DERECHA	9007	Sect. Post. Drcha. A nivel ML implante 46.	90,5	Sect. Medio Drcho. A nivel L implante 44.	1270	Sect. Post. Drcha. A nivel ML implante 46.	11,3	Sect. Post. Drcho. A nivel V y L implante 46.	9070	Sect. Medio. A nivel de 34.	90,5	Sect. Medio Izdo. A nivel V Implante 34.

TABLA 12. Localización del máximo von Misses Stress en estructura y material de recubrimiento por tipo de ferulización y movimiento.

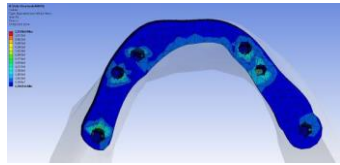
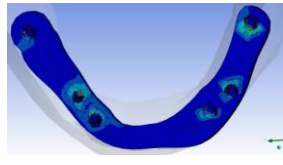
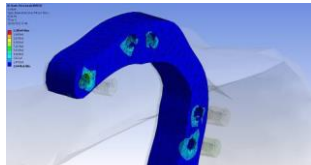
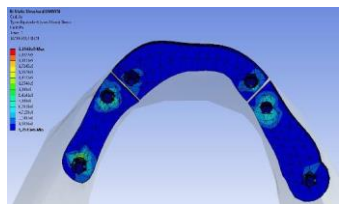
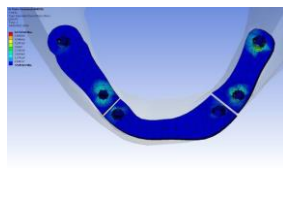

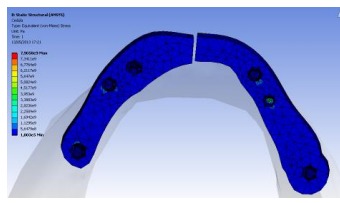
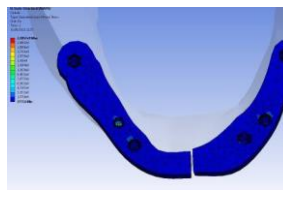

MOVIMIENTOS MANDIBULARES			
FERULIZACIONES	PROTRUSIVA	ABERTURA MEDIA	LATERALIDAD DERECHA
TODO FERULIZADO			
TRES TRAMOS			
DOS TRAMOS			

FIGURA 34. *Distribución y localización del estrés en el material de recubrimiento y estructura metálica por tramo y movimiento. Vista Gingival.*

En la estructura dividida en tres tramos, la localización del estrés en la zona posterior y media del lado izquierdo de la estructura tiene una localización y distribución similar a la del modelo de un solo tramo para los tres tipos de movimientos. Sin embargo, en la zona más mesial a nivel de la región periimplantaria del 33, la tensión en la estructura es distolingual en protrusión y lateralidad, y distal en abertura. Para el lado derecho, la localización y distribución del estrés en la zona media y distal de la estructura también es similar a la del modelo de tramo único sobretodo en la zona del 44 en protrusión y abertura; sin embargo, en lateralidad difiere ya que en la zona más distal apenas se localiza tensión y en la zona

media correspondiente a 44, la tensión circunda ampliamente esta zona. En la zona correspondiente al 43, el estrés se localiza débilmente en la estructura, situado por distal de la zona periimplantaria del 43 en todos los movimientos y extendiéndose hacia lingual en la lateralidad (lado de trabajo).

En la estructura dividida en dos tramos, el comportamiento de la localización y distribución del estrés en la estructura es diferente y tiene una localización y distribución de estrés similar para los tres tipos de movimientos a estudio. Apenas se localiza tensión en las zonas posteriores derecha e izquierda de la estructura, sólo una pequeña área a nivel mesiovestibular de 36d (para los tres movimientos). De la localización y distribución del estrés en la zona media de la estructura, destacar la concentración de estrés a nivel del 44 en su zona distal y oclusal (en el interior de la zona de la estructura que alberga al pilar) para los movimientos de protrusión y abertura; sin embargo en lateralidad, a éste nivel, el estrés se localiza en distal y lingual. En la zona media de la estructura metálica, el estrés se localiza fundamentalmente en la zona distal de 43 para el movimiento de protrusión, abertura y lateralidad; sin encontrar colorimetría en la zona central ni izquierda.

5.6. De la Distribución y Localización del Estrés en la Estructura y Material de Recubrimiento. (cara oclusal):

Ver FIGURA 35. De la observación de la colorimetría que ofrece el material de recubrimiento (porcelana) se deduce diferencias de distribución y localización del estrés entre los tres modelos y sobre todo entre el modelo de tramo único y los otros dos modelos.

En el modelo en un solo tramo, el estrés en la estructura metálica y cerámica se localiza en la protrusión en la parte más anterior o vestibular de la región sinfisaria, distribuyéndose o disipándose por esta zona vestibular hacia zonas más distales y linguales sin alcanzar completamente la zona lingual, ni el tercio más distal de la arcada. Durante la abertura, la tensión en el material de recubrimiento se localiza principalmente en el tercio vestibular de los dos tercios mesiales de la hemiarcada izquierda, extendiéndose y disipándose hacia zona sinfisaria sobrepasándola línea media y hacia lingual llegando al borde lingual.

En lateralidad el estrés se localiza principalmente en la mitad lingual del tercio medio (en sentido mesio-distal o antero-posterior) del material del lado de trabajo, extendiéndose a la región sinfisaria y sobrepasándola, abarcando todo el ancho vestíbulo-lingual de los dos tercios de la longitud anteroposterior del lado de no trabajo.

Para el modelo en tres y dos tramos, la tensión en la estructura y el material de recubrimiento se localiza y distribuye por los sectores posteriores de ambos lados, con independencia del movimiento a considerar y con apenas distribución por el sector anterior y zona sinfisaria, a excepción de en la estructura en tres tramos y en el movimiento de lateralidad donde se localiza estrés en zona sinfisaria.

En la estructura y el material de recubrimiento del modelo en tres tramos, el estrés para los tres tipos de movimiento se localiza en la zona más distal del lado derecho distribuyéndose y disipándose hacia mesial hasta la zona de separación del sector anterior; y en el lado izquierdo se localiza en la zona más mesial del sector posterior distribuyéndose y disipándose hacia la zona distal de esta zona posterior. En el sector

anterior, hay mínima tensión localizada en zonas linguales y vestibulares próximas a su división con el tramo posterior izquierdo en abertura y protrusion, y algo en zona vestibular sinfisaria en protrusión. Sin embargo, en lateralidad derecha hay localización de tensión en región sinfaria abarcando todo el ancho vestibular-lingual y extendiéndose y disipando hacia el otro lado de la línea media, hacia la mitad vestibular en el lado de trabajo sin llegar a la separación con el sector posterior, y hacia la mitad lingual en el lado de no trabajo llegando casi a la línea de separación con el tramo posterior. Para (veenering) la estructura en dos tramos, la distribución y localización del estrés es similar para los diferentes movimientos en estudio, con algunas diferencias entre ellos. Tanto en uno como en otro movimiento, el máximo estrés se localiza principalmente en el lado izquierdo en toda la extensión vestibulo-lingual de la zona entre el implante 34 y 36d, disipándose hacia mesial sin sobrepasar la zona del implante de 33 y hacia distal llegando hasta la zona más distal de la estructura, dejando libre de tensión una estrecha zona próxima al implante 36d. Para el lado derecho la localización y distribución es semejante a lo relatado para el lado izquierdo. En ninguno de los movimientos se localiza estrés en la línea de separación de los tramos ni ambos lados de esta línea.

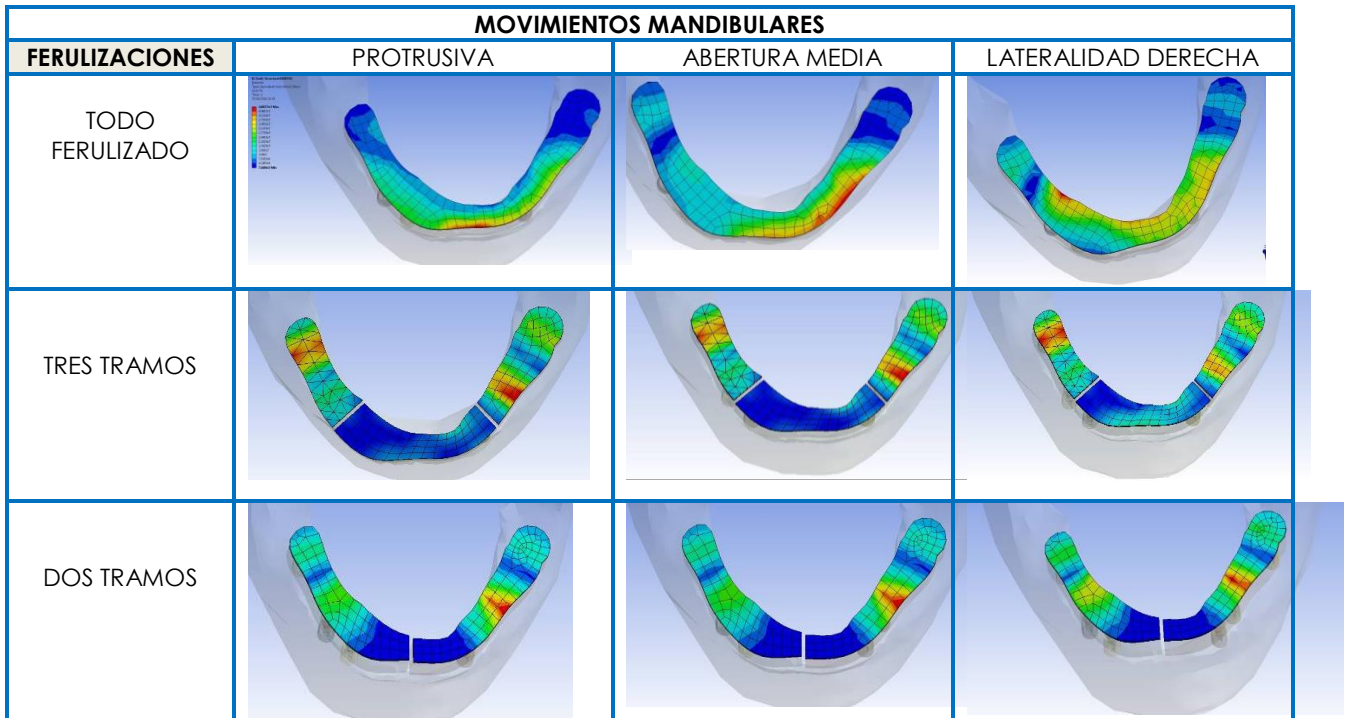


FIGURA 35. Distribución y localización del estrés en el material de recubrimiento y estructura metálica por tramo y movimiento. Vista Oclusal.

6. Discusión de los Resultados.

6. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS.

6.1. Del material y metodología empleados:

En este proyecto de tesis doctoral, la técnica empleada fue el análisis mediante elementos finitos. Esta técnica ha sido utilizada en odontología en los últimos 30 años para evaluar el comportamiento biomecánico de los implantes dentales, hueso periimplantario, aditamentos protésicos y restauraciones implantosoportadas, con el fin de analizar la cantidad y distribución de las distintas fuerzas al terreno de soporte (Geng et al., 2001, Iplikçioğlu and Akça, 2002); proporcionando así una serie de datos adicionales a los experimentos clínicos y de laboratorio, y permitiendo investigar las condiciones fisiológicas, sin olvidar la complejidad existente para caracterizar las condiciones clínicas de cada caso, respetando siempre los parámetros del modelado, las condiciones de carga y de contorno, así como las propiedades de los materiales (Holmes and Loftus, 1997; Sato et al., 1999; Williams et al., 1990; Sevimay et al., 2005a y b).

Pero éste no es el único método que ha sido empleado para el estudio del comportamiento biomecánico de implantes, hueso, aditamentos y prótesis sobre implantes. A lo largo de los años, según como podemos recoger de la literatura, se han empleado para su estudio, modelos fotoelásticos y modelos extensiométricos, fundamentalmente. Los métodos fotoelásticos, prácticamente en desuso en la actualidad, tienen la limitación de que con ellos no se puede cuantificar la cantidad de estrés dentro del hueso y además las propiedades mecánicas de los materiales empleados para su realización, difieren del tejido óseo. Sin embargo, si pueden ser utilizados para visualizar el patrón de distribución del estrés en la mandíbula humana (Law et al., 2014). En cuanto a los métodos extensiométricos, son más precisos que los anteriores, y permiten cuantificar, ya que se basan en el uso de galgas de resistencia eléctrica, y van a poder ser empleados tanto en estudios “*in vivo*” como “*in vitro*”, con el fin de determinar las tensiones generadas como consecuencia de la aplicación de tensión o carga estática y/o dinámica.

Referido al análisis mediante elementos finitos, se debe conocer que su aplicación no está exenta de limitaciones, ya que para llevar a cabo los métodos de cálculo, se

deben asumir una serie de simplificaciones debido a la complejidad de la confección de los modelos de estudio. Estas simplificaciones van a estar relacionadas con las propiedades de los materiales, la geometría de las estructuras y las condiciones de carga y de contorno. No podemos olvidar que uno de los principales objetivos del análisis de elementos finitos es resolver problemas físicos o determinar el comportamiento de una estructura sujeta a tensiones. Pues bien, esa conversión de un problema físico a un modelo matemático requiere asumir simplificaciones, para poder llegar a distintas ecuaciones que gobernarán el modelo, pudiendo éstas influir en los resultados finales obtenidos; dando lugar a resultados que no necesariamente se corresponden con la situación clínica a estudio, por lo que deben ser interpretados con cautela y siempre que sea posible contrastados mediante estudios “*in vivo*”. En esta línea Lang et al. (2000) apuntaban la necesidad de elaborar estudios experimentales “*in vivo*” con el mismo diseño que el modelo de análisis de elementos finitos, con el fin de comprobar la exactitud o precisión de los resultados obtenidos con los modelos matemáticos sometidos a simplificaciones. Un ejemplo de lo anterior, son los trabajos realizados por Al-Sukhun et al. en los años 2006 y 2007, en los cuales se desarrollan cuatro estudios experimentales, “*in vitro*” e “*in vivo*”, mediante extensiometría y análisis de elementos finitos, para analizar el fenómeno de la deformación mandibular y así comprobar la fiabilidad de los resultados obtenidos con uno y otro método de estudio. En sus conclusiones, Al-Sukhun et al. (2006, 2007) validan el modelo de elementos finitos, ya que existía una elevada correlación entre los resultados que obtuvieron con cada uno de los métodos. Sin embargo, otros autores (Daegling and Hylander, 1998) observaron diferencias de entre 3 a 10 veces entre modelos matemáticos y los estudios “*in vivo*”, siendo mayores los primeros, aunque podemos afirmar que esto no es real, puesto que los grupos musculares, la acción de los cóndilos y los movimientos de torsión y torque generados hacen que los resultados no sean tan diferentes. En este sentido, Akça and Çehreli (2006) determinaron que las diferencias que se encuentran entre ambos métodos, son atribuibles a una mala colocación y/o manipulación de las galgas, debido a la influencia de los procedimientos clínicos que no pueden conformarse siempre de la misma manera y de la dificultad de aislar el componente principal de las fuerzas.

Aún así, los resultados obtenidos mediante el análisis de elementos finitos serán válidos para el modelo estudiado y para las características estudiadas, siempre teniendo en cuenta las simplificaciones consideradas para la elaboración del modelo. Además, los resultados obtenidos deben considerarse cualitativamente pero no cuantitativamente pues su valor numérico dependerá de la sofisticación del modelo empleado (Misch and Ismail, 1993; Barbier et al., 1998; Stegaroiu et al., 1998), es decir, podemos admitir como válidas las localizaciones y distribuciones del estrés pero no su valor numérico.

Por lo tanto, los estudios mediante el análisis de elementos finitos son sensibles a los parámetros que se asumen durante su creación. Es decir, para la confección del modelo se emplean unas condiciones de carga determinadas, se establecen unos límites entre los tejidos sometidos a estudio y se asumen las propiedades de los materiales incluidos en él (Holmes and Loftus, 1997), que van a influir en gran medida en los resultados obtenidos.

Respecto a las propiedades de los materiales, pueden ser modeladas como isotrópicas, transversalmente isotrópicas, ortotrópicas o anisotrópicas, aunque en la mayoría de los estudios, así como en el presente, se consideran homogéneas y linealmente isotrópicas para simplificar los modelos (Chang et al., 2010; Assunção et al., 2010; Cruz et al., 2009; Özcelik et al., 2011; Kurniawan et al., 2012). De esta manera, a la hora de modelizar el hueso periimplantario, se empleó hueso mandibular completo tipo A-2, según la clasificación de Lekholm and Zarb (1985), que es la más utilizada por los distintos investigadores para clasificar el hueso empleado (Baggi et al., 2008; Natali et al., 2006a y b) proporcionando diferentes propiedades mecánicas al hueso cortical y trabecular representados por su módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson. Las propiedades del hueso como el resto de materiales utilizados en nuestro proyecto, se han considerado, para la realización de los modelos, homogéneos y con elasticidad lineal e isotrópicas, al igual que hicieron otros autores en estudios similares (Gardner, 2005; Hsu et al., 2009; Maeda et al., 2007; Petrie and Williams, 2007; Sahin et al., 2002; Al-Sukhun et al., 2006; El-Sheik et al., 2007). Así, se asumieron las propiedades del hueso como iguales en todas las direcciones del espacio, con dos propiedades elásticas independientes como son el

módulo de Young y el coeficiente de Poisson para definirlos. Esto no ocurre en el caso de la mandíbula, aunque estas propiedades sean las que se suelen asignar a los modelos óseos mandibulares por su simplicidad (Kurniawan et al., 2012). El hueso cortical de la mandíbula humana es anisotrópico, es decir, con distintas propiedades en las diferentes direcciones del espacio (Geng et al., 2001; Kurniawan et al., 2012) y no homogéneo, sino heterogéneo, y con dependencia de otros factores como la edad, el sexo, la calidad ósea, etc., aunque para simplificar los modelos algunos estudios, como el nuestro, lo consideren transversalmente isotrópico (Kurniawan et al., 2012; Al-Sukhun et al., 2007a, b y c; Cochran, 2000). Pero no podemos dejar de señalar, que estudios recientes (Nokar and Naini, 2010; Naini and Nokar, 2005), consideran que negar el carácter anisotrópico del hueso no es posible, ya que existirán diferencias significativas en los resultados obtenidos en las simulaciones; ya que esa anisotropía del hueso tiene un efecto significativo en la tensión y deformación periimplantaria, y por tanto debe ser tomada en cuenta en la biomecánica mediante el análisis de elementos finitos (Liao et al., 2008). Por otro lado, en cuanto a la morfología del hueso empleado en nuestro proyecto, se utilizó el modelo de hueso mandibular completo, obteniendo las imágenes a partir de tomografías computerizadas y resonancias magnéticas de los pacientes y posterior diseño CAD (tridimensional) siguiendo las investigaciones previas (Hart et al., 1992; Bidez and McLoughlin, 1993; van Zyl et al., 1995; Koriath and Versulis, 1997; Papavasiliou et al., 1997; Vollmer et al., 2000; Iplikçioglu and Akça, 2002; Al-Sukhun et al., 2006; Nokar and Naini, 2010).

Respecto a la modelización de los implantes, éstos estaban cubiertos en toda su periferia por hueso, sin tener en consideración la presencia de posibles pérdidas óseas periimplantarias, y se modelizaron con una oseointegración perfecta. Este tipo de modelización es contraria a la llevada a cabo por Akça and Çehreli (2006). El grado de contacto de oseointegración entre el hueso y el implante fue considerado del 100% a sabiendas que este hecho no sucede en la realidad, y al contrario de lo realizado por otros investigadores (Guan et al., 2010; Kurniawan et al., 2012) que modelizaron diferentes superficies de oseointegración, encontrando que el grado de oseointegración influye en la relación estrés/deformación y en contraposición de lo encontrado por Papavasiliou et al. (1997) que concluyeron que el grado de

oseointegración entre hueso-implante no afecta a los niveles de estrés ni a su distribución bajo cargas axiales y no axiales mediante el análisis de elementos finitos. Con lo que se estaría asumiendo otra simplificación en nuestros modelos.

Por otro lado, se emplearon seis implantes roscados en dos piezas de 4,1 mm de diámetro y 10 mm de longitud de la casa Straumann, empleados en otros estudios de análisis de elementos finitos (Sevimay et al., 2005a y b; Wu et al., 2010; Chang et al., 2013; Akça and Çehreli, 2006). La relación entre los implantes y su entorno es crucial para el éxito de las prótesis sobre implantes, donde factores como la forma, el diseño de superficie, la longitud, el diámetro y su posicionamiento espacial, van a determinar la localización y distribución del estrés, y por tanto, influirán en los resultados obtenidos. La mayoría de los estudios presentes en la literatura coinciden en que un aumento de la longitud y/o diámetro del implante se traduce en una menor transmisión de estrés al terreno de soporte, es decir, al hueso ya que va a aumentar la superficie de contacto (Guan et al., 2009). Así mismo, influirá en la efectividad de los implantes el tratamiento de superficie de los mismos y su geometría, teniendo un mejor comportamiento biomecánico los implantes roscados que los lisos (Misch and Bidez, 2008). Los implantes empleados en este proyecto son de titanio grado IV comercialmente puro, siendo este material el más utilizado para los implantes en los estudios de elementos finitos, sin olvidar que en los últimos años han aparecido estudios con otros materiales para los implantes como son el Zirconio o el CFR-PEEK (Carbon Fiber Reinforced-Poly ether ether ketone) (Sarot et al., 2010; Schwitalla et al., 2015).

Respecto a la posición de los implantes en la arcada mandibular, en este estudio nos basamos para su colocación en la opción V de Misch (2009) para la rehabilitación de la mandíbula edéntula, con una pequeña modificación en la colocación del último implante de cada hemiarcada, posicionándolo ligeramente distal a la posición empleada por Misch (2009), quedando los implantes posicionados a nivel de caninos, primer premolar y primer molar distalizado de cada hemiarcada; este cambio respecto a Misch (2009) en la posición del último implante fue preconcebido para poder evaluar mejor el fenómeno de la deflexión mandibular, ya que estudios previos (Álvarez-Arenal et al., 2009) encontraron que la transmisión del

estrés debida a la deflexión mandibular era mayor a nivel de la cara lingual de la zona del hueso mandibular correspondiente a primer molar y distal a él para el movimiento de abertura media y protrusión. Sin embargo, otros autores (Nokar and Naini, 2010) para analizar el mismo fenómeno posicionaron los implantes a nivel de incisivos laterales, caninos y primer molar. En lo que si coinciden es el número de implantes.

En cuantos a los aditamentos protésicos y la relación entre ellos y al implante, hay una serie de factores a tener en cuenta respecto al comportamiento biomecánico del conjunto. Estos factores no son otros que el material empleado, el grado de ajuste de los componentes, el coeficiente de fricción entre materiales y el sistema de retención empleado. La variación del diseño y las características de los componentes van a producir diferencias en la transmisión del estrés/defromación a los distintos componentes del sistema y al terreno de soporte (hueso periimplantario) (Adell et al., 1981; Haas et al., 2002). En este proyecto, se consideraron todas las interfases entre componentes como perfectamente acopladas y con ajuste pasivo, con lo que no da lugar a ver distancias ni laterales ni verticales entre los mismos, realizando el modelo en una condición ideal. Con ello, se obtienen modelos más simples pero que se ajustan menos a las condiciones clínicas, y que van a afectar al patrón de distribución del estrés. Ya que éste será diferente dependiendo no sólo de los materiales y del tipo de conexión, sino también dependiendo del grado de ajuste de los componentes. De hecho, uno de los problemas que recoge la literatura al respecto del fenómeno de la deflexión mandibular, es que al existir este fenómeno, los clínicos no obtienen unos modelos de trabajo exactos ya que la amplitud del arco mandibular depende del grado de abertura y normalmente las técnicas de impresión utilizadas de manera rutinaria, se realizan con la boca abierta, lo que supondría una disminución del arco en la zona de los molares respecto a la posición de reposo. Esto podría dar lugar, a un desajuste entre los componentes conectados a los implantes, no obteniendo el ajuste pasivo deseado (Fischman, 1990) y pudiendo transmitir, consecuentemente, un estrés/deformación perjudicial al hueso periimplantario. Con lo cual, se deberá considerar como una limitación más del proyecto.

Relativo al tipo de conexión empleado, Hansson (2003) encontró que el máximo estrés generado a nivel de la interfase hueso-implante era menor cuando el tipo de conexión era cónica, si se comparaba con la conexión junta a tope que presenta la conexión externa (hexágono externo), con lo cual, la conexión de un pilar cónico es mecánicamente superior y posee una mayor estabilidad a largo plazo. En nuestro proyecto, se han utilizado seis pilares macizos para cementado de la casa Straumann, con conexión cónica, estando por tanto en la mejor situación biomecánica según la literatura.

Siguiendo con la biomecánica de los aditamentos protésicos tenemos que destacar la escasez de estudios encontrados, salvo Álvarez-Arenal et al. (2013), el resto de estudios que analizan la transmisión de estrés al terreno de soporte se centran más en la misma, que en la modelización de los aditamentos protésicos, pudiendo encontrar estudios donde se aplican las cargas directamente a los implantes (Natali et al., 2006; Al-Sukhun et al., 2007a, b y c) u otros en los que se modelizan estructuras más simples como son los pilares de cicatrización (Sahin et al., 2002; Chun et al., 2006). Respecto al material empleado para la modelización de los pilares, se emplea el mismo titanio que el utilizado en los implantes en concordancia con Sevimey et al. (2005a y b) y Chang et al. (2013).

Otra limitación de nuestro modelo la encontramos en que no va tener en cuenta ni el coeficiente de fricción o de rozamiento, ni la precarga del tornillo de unión pilar-implante, ya que según Jörn et al. (2014) el valor de la precarga del tornillo modifica la transmisión de estrés en el complejo implante-pilar.

La modelización de la estructura y el recubrimiento estético, se realizaron de manera simplificada, (estructura metálica en aleación Cromo-Cobalto (Cr-Co) y recubrimiento en cerámica feldespática), ya que según el principio de Saint-Venant, que dice que a suficiente distancia del punto de aplicación de las cargas los efectos de las mismas dependen sólo de su resultante y no de su distribución, es decir, que sistemas estáticamente equivalentes producen los mismos resultados; se decidió que esta simplificación no afectaría a la exactitud o precisión de los resultados. En contraste, el estudio realizado por Nokar and Naini (2010) modelizaron a la perfección la estructura metálica de Cr-Co y recubrimiento cerámico (misma

aleación y material de recubrimiento que nuestro estudio), siguiendo la anatomía coronal y oclusal, para observar la transmisión del estrés /deformación a la interfase hueso-implante debida a la deflexión mandibular, en tres diseños de prótesis para la arcada mandibular. En cuanto a los materiales utilizados para la modelización de la estructura en Cr-Co y el recubrimiento en cerámica feldespática, podemos encontrar diversos estudios que se contraponen. De esta manera, Skalak en 1983 defendía que el empleo de materiales con módulos de elasticidad bajos, como el acrílico o el composite, mejoraban la transmisión del estrés al terreno de soporte e incluso defendía que el empleo de dientes artificiales de resina era lo más favorable, ya que éstos absorbían las cargas oclusales y no transmitían tanta tensión al hueso periimplantario. De acuerdo con Skalak (1983) encontramos estudios más recientes (Erkmen et al., 2011) que encontraron tensiones mayores en hueso periimplantario cuando las estructuras estaban confeccionadas en aleación Cr-Co y cerámica feldespática en comparación con estructura confeccionada con la misma aleación y recubrimiento de composite reforzado con fibra de vidrio. En contraposición, Sergötz (1997) determinó que la combinación de aleación Cr-Co y porcelana feldespática producía una distribución de la tensión más favorable; en su estudio mediante el análisis de elementos finitos, donde este autor comparaba distintos materiales, para la estructura como son: Oro, Plata-Paladio, Cr-Co y aleaciones de Titanio, y distintos materiales de recubrimiento: resina, composite y porcelana. Además, también podemos encontrar en la literatura diversos artículos que muestran que no existen diferencias significativas en la distribución del estrés a implantes y hueso periimplantario con el uso de uno u otro material para la estructura o de recubrimiento (Papavasilou et al., 1996; Sergötz, 1997; Stegariou et al., 1998; Wang et al., 2002; Gomes et al., 2011) en distintos tipos de prótesis implantosopodadas (unitarias, parciales fijas de tres unidades y arcadas completas).

De lo relatado anteriormente, se puede explicar la mayor transmisión de estrés al terreno de soporte cuando se emplean materiales de menor módulo de Young o elasticidad; en tanto que este módulo relaciona la tensión-deformación de un material, de tal manera, que informa del cambio de longitud (deformación longitudinal) que experimenta el material cuando se le aplica una tensión. Por lo tanto, para una misma tensión, los materiales con alto módulo de elasticidad, como la

cerámica, se deformarán menos que aquellos que posean un módulo de elasticidad menor (acrílico).

A efectos de la obtención de los resultados, se han asumido una serie de vectores de fuerza, determinados a partir de los datos hallados en la literatura odontológica. En concreto, se modelizaron ocho grupos musculares, que van a intervenir en los tres movimientos de la dinámica mandibular sometidos a estudio, que son la abertura media (considerándola de 27,5 mm), la protrusión y la lateralidad derecha. Las premisas tomadas para su realización, no difieren de las asumidas en la mayor parte de los estudios de análisis de elementos finitos consultados (Al-Sukhun et al., 2007a, b y c; Koriath and Hannam, 1994; Zarone et al., 2003; Nokar and Naini, 2010).

En resumen, por la imposibilidad de efectuar un estudio experimental “*in vivo*” con determinación de la transmisión de estrés y tensión al hueso periimplantario, implantes y estructura protésica, debido a la dificultosa observación en seres humanos de la deflexión mandibular, hemos elegido para este proyecto el método de análisis de elementos finitos. Asimismo, se admiten que las simplificaciones que se han asumido pudieran suponer limitaciones en la interpretación, de una manera absoluta, de los valores de los resultados; siendo preciso apuntar que este proyecto está principalmente destinado a comparar las diferentes situaciones sometidas a estudio: deflexión mandibular, ferulización o no y movimientos de la dinámica mandibular, de manera que los valores interpretados de una manera relativa, unos respecto de los otros, pueden ayudar a establecer un mejor entendimiento de la biomecánica de las prótesis implantosoportadas, así como la influencia del fenómeno de la deflexión mandibular en la transmisión del estrés al hueso periimplantario.

6.2. Del estrés transmitido al hueso periimplantario y de su localización y distribución:

La literatura odontológica consultada muestra muy pocos estudios que relacionen el estrés transmitido al hueso periimplantario debido a la deflexión mandibular. Esto puede ser debido a la dificultad para la observación y la realización de estudios experimentales “*in vivo*” del fenómeno de deflexión mandibular, y además tratarse de un tema en controversia desde principios del siglo XX, sin haber sido demostrado en su totalidad en seres humanos, aunque sí en animales (macacos) por Hylander en 1997. Por lo tanto, la discusión de los resultados obtenidos en este proyecto de tesis doctoral se apoya en estudios similares respecto a la distribución del estrés periimplantario, en distintos tipos de ferulizaciones, en prótesis fijas implantosoportadas bajo la acción de cargas oclusales (Bidez and Misch, 1992; Chun et al., 2006; Akça and Çehreli, 2006; Quian et al., 2009; Carvalho Silva et al., 2010). Estos estudios, analizan cómo diferentes fuerzas, en cuanto a magnitud y dirección se refiere, actúan sobre los distintos tipos de ferulizaciones, y cómo el estrés es transmitido al hueso periimplantario, y dan importancia al esquema oclusal elegido. Aunque la mayoría de estos estudios no tienen en cuenta la deflexión mandibular en la transmisión del estrés al hueso periimplantario y a los elementos protésicos, también en la literatura se relatan otros muchos estudios acerca de la deflexión mandibular o deformación elástica mandibular (Fischman, 1990; Hobkrik and Schwab, 1991; Hobkrik et al., 1998; Horiuchi et al., 1996; Chen et al., 2000; Abdel-Latif et al., 2000; Zarone et al., 2003; Naini and Nokar, 2005; Canabarro et al., 2006; Al-Sukhun et al., 2007a, b y c; Nokar and Naini, 2010); estudios “*in vivo*” e “*in vitro*”, con el empleo de distintas técnicas: fotoelasticidad, extensimetría y fundamentalmente análisis de modelos tridimensionales mediante la técnica de elementos finitos. La mayoría de ellos (Fischman, 1990; Hobkirk and Schwab, 1991; Omar and Wise, 1981; Hobkirk et al., 1998; Abdel-Latif et al., 2000; Zarone et al., 2003) centran sus esfuerzos en analizar la disminución o aumento del arco mandibular debido a la flexión elástica de la mandíbula, según se realice un movimiento mandibular u otro (generalmente abertura, protrusión, lateralidad y retrusión), y comparan distintos tipos de ferulizaciones en prótesis fijas convencionales sobre dientes naturales y en prótesis fijas implantosoportadas. Todos

estos estudios apuntan las posibles consecuencias clínicas que éste hecho puede tener o tiene sobre los componentes del sistema (hueso, ligamento periodontal, implantes, componentes protésicos). Además suelen coincidir en señalar que este fenómeno de deflexión mandibular debe ser tenido más en cuenta ante una prótesis implantosoportada de arcada mandibular, y en especial en aquellas que sean realizadas en un único tramo (arco completo mandibular), y proponen dividirlo en 2 ó 3 tramos para mejorar la transmisión del estrés al complejo implante/hueso periimplantario/prótesis ya que se considera como un factor de riesgo importante en la pérdida de hueso periimplantario (Fischman, 1990; Hobkirk et al., 1998; Horiuchi et al., 1996; Abdel-Latif et al., 2000; Zarone et al., 2003; Hobkirk and Havthoulas, 1998). Ante este supuesto y para evitar la deflexión mandibular, se diseñaban prótesis fijas mandibulares de arcada completa colocando 4-5 implantes en la región sinfisaria (entre los agujeros mentonianos) con voladizos o cantilevers más o menos amplios. Actualmente, con el avance de la técnica y la posibilidad de colocar implantes en las regiones molares, ha disminuido el uso de cantilevers distales y ha aumentado el seccionamiento de las estructuras protésicas.

En esta línea, este proyecto de tesis doctoral se estudia la transmisión del estrés al hueso periimplantario debido a la deflexión mandibular en una prótesis fija mandibular de arcada completa toda ferulizada y ferulizada en 2 y 3 tramos y para tres tipos de movimientos mandibulares. Por lo tanto, se debe además tener en cuenta, los vectores de fuerza empleados en el estudio para reproducir la dinámica mandibular, y cómo esos vectores influyen en la transmisión del estrés al hueso periimplantario. Es sabido que el aumento de la angulación de una fuerza aumenta la tensión y esto puede ser debido a que al aumentar la angulación, se incrementa su momento de rotación, que va a ser el que determine la capacidad lesiva de la fuerza. Entre los factores que pueden aumentar la fuerza está el ángulo formado por la misma con la superficie de aplicación, que será peor cuanto más se aleje de los 90° y el ángulo formado entre la dirección de la fuerza y el eje axial. Así mismo, el momento de rotación de una fuerza (M) es igual al producto de la fuerza aplicada (F) por la distancia perpendicular desde el centro de rotación a la fuerza (h), es decir $M=F \times h$. De esta manera, al aumentar la inclinación de la fuerza, mayor será su capacidad lesiva. Por otro lado, a mayor distancia desde el punto de aplicación de la

fuerza, mayor será el momento de rotación (White et al., 1994), por lo que la tensión transferida al hueso dependerá en parte de la zona en la que se aplique dicha fuerza en la prótesis (Brunski and Hipp, 1984) y de la angulación que tome la fuerza, por lo que la deflexión mandibular o la dinámica mandibular deberán tenerse en cuenta con el fin de disminuir la tensión transmitida al hueso.

En general, los resultados obtenidos muestran que el máximo estrés se encuentra a nivel del hueso cortical periimplantario y a nivel del cuello del implante; siendo el estrés observado en el hueso trabecular significativamente menor. Esta localización y distribución del estrés en la zona oclusal del hueso y alrededor del cuello del implante está de acuerdo con lo relatado en la bibliografía prácticamente sin excepción (Rieger et al., 1990; Bidez and Misch, 1992; Chun et al., 2006; Qian et al., 2009; Carvalho Silva et al., 2010) y responde a un principio de ingeniería llamado análisis de haz complejo, que afirma que cuando dos materiales con módulo de elasticidad diferentes (titanio y hueso) están en contacto y en uno se aplica una carga, se observará un incremento del contorno del estrés donde los dos materiales toman contacto en primer lugar. Además, el hueso cortical presenta un módulo de elasticidad mayor (de 7 a 10 veces superior) que el hueso trabecular (Van Rossen et al., 1990), con lo que es lógico pensar que la tensión se localizará en su superficie. Este aumento de tensión en el hueso que rodea el cuello de los implantes puede dar lugar a reabsorción o pérdida ósea periimplantaria.

Como consecuencia de la deflexión mandibular, señalar que el valor máximo de estrés se obtuvo a nivel de los implantes situados a nivel de primer premolar, para el movimiento de protrusión y en el tipo de ferulización seccionada en tres tramos (tramo anterior de canino a canino y tramo posterior de primer premolar a primer molar distalizado de cada hemiarcada). Es decir, el máximo estrés periimplantario se encontraría a nivel del implante en posición intermedia para ese tipo de ferulización y movimiento. Este resultado está de acuerdo con el estudio realizado por Nokar and Naini en 2010; basado en cuantificar la transmisión del estrés al hueso periimplantario debido a la deflexión mandibular en tres tipos de ferulizaciones (tramo único, dos tramos y tres tramos) y dos patrones de contacto oclusal (contacto incisal anterior y contacto molar unilateral derecho), con implantes situados a nivel

de incisivos laterales, caninos y primeros molares de cada hemiarcada. Para el patrón de contacto incisal anterior, que puede ser equiparado con el movimiento de protrusión de nuestro estudio, el máximo valor de estrés periimplantario que encontraron estos autores fue a nivel del canino, por lo tanto, a nivel del implante en posición intermedia, como sucedía en nuestro estudio. Lo que no es comparable es el valor hallado, ya que Nokar and Naini (2010) obtuvieron, en este caso, un valor de estrés máximo de 29,1 MPa, casi 10 veces menor al que hallamos en nuestro estudio. Esto puede ser debido a las diferencias entre el movimiento completo de protrusión empleado en nuestro estudio (más amplio) *versus* el contacto incisal anterior empleado por estos autores. Asimismo, el menor valor de estrés periimplantario encontrado en nuestro estudio, se localizó a nivel de los implantes mesiales (caninos) para el movimiento de abertura media y en el tipo de ferulización seccionada en tres tramos, cuyo valor fue de 30 MPa. Este dato también está de acuerdo con los resultados de Nokar and Naini (2010), que aunque no contemplan este tipo de movimiento, si que concluyen que en el tipo de ferulización en tres tramos, existe una mayor transmisión de estrés alrededor del hueso de los implantes situados distalmente.

Para el modelo que feruliza todos los implantes en un único tramo, los valores de estrés óseo periimplantario obtenidos, si se comparan con el resto de ferulizaciones, son menores, encontrando el mayor valor de estrés periimplantario a nivel del primer premolar del lado de no trabajo para el movimiento de lateralidad derecha y el menor valor de estrés, en los implantes más mesiales (posición canino) en el movimiento de abertura media. Esto último, está en concordancia con el estudio realizado por Zarone et al. en 2003, en el que realizaron 4 modelos distintos de diseño de prótesis, sobre cuatro y seis implantes, con estructuras en único tramo o seccionadas en la línea media, encontrando que el estrés periimplantario a nivel de los implantes mesiales era el menor con la ferulización en un único tramo, registrándose el máximo valor de estrés en los implantes más distales.

Esto último, está también en sintonía con el estudio realizado por Álvarez-Arenal et al. (2014), en el cual, mediante el análisis de elementos finitos valoran el estrés transmitido al hueso periimplantario e implantes de tres tipos de ferulizaciones

implantosoportadas mandibulares, en igual disposición de implantes y secciones que en este estudio, bajo cargas oclusales axiales y no axiales. Estos autores encontraron que en la prótesis ferulizada en un único tramo el menor estrés es transmitido a los implantes mesiales (posicionados a nivel de Caninos).

En el modelo con la ferulización en dos tramos, separados en la línea media, el máximo de estrés periimplantario se localizó a nivel del hueso alrededor de los implantes en posición intermedia, posición de primer premolar, para el movimiento de protrusión, de acuerdo con Nokar and Naini (2010); y el menor de estrés periimplantario se localizó a nivel del hueso que rodea los implantes más mesiales en el movimiento de abertura media. En este caso estaría en discordancia con el estudio realizado por Zarone et al. (2003), que para este tipo de ferulización y movimiento, el menor estrés a nivel de la interfase hueso-implante se registraba a nivel de los implantes más distales. Esto puede ser debido a las diferencias entre los estudios en relación a la cantidad y calidad ósea empleada y a las posiciones de los implantes respecto a la línea media mandibular. Estos autores (Zarone et al., 2003) colocaban los implantes en cada hemiarcada a una distancia respecto a la línea media de 12,4-23-30 mm respectivamente y en nuestro caso particular los implantes están situados en cada hemiarcada a una distancia de 13,5-20,5-38,23 mm. Además en nuestro proyecto, el movimiento sometido a estudio es la abertura media mandibular, y en el de Zarone et al. (2003) es la abertura completa mandibular.

Por último, para la ferulización en tres tramos (un tramo anterior y dos posteriores), el mayor valor de estrés periimplantario se localizó a nivel del hueso circundante de los implantes situados en posición intermedia, es decir, en posición de primer premolar para el movimiento de protrusión, y el menor valor de estrés a nivel del hueso periimplantario de los implantes mesiales (caninos) para el movimiento de abertura media. Estos datos obtenidos no son concordantes con los estudios encontrados en la literatura de transmisión de estrés periimplantario debido a la deflexión mandibular (Nokar and Naini, 2010; Naini and Nokar, 2005; Zarone et al., 2003). Esto puede deberse, como comentamos anteriormente, a las simplificaciones asumidas por el modelo o a las diferencias establecidas a la hora de realizar los modelos de elementos finitos.

Con lo expuesto anteriormente, podemos resumir que en este proyecto, el tipo de ferulización con mejor comportamiento biomecánico, en cuanto a la transmisión de estrés al hueso periimplantario debido a la deflexión mandibular, es el modelo todo ferulizado, al contrario de lo que se creía en estudios previos (Fischman, 1990; Horiuchi et al., 1996; Hobkirk et al., 1998; Al-Sukhun et al., 2007a, b y c; Abdel-Latif et al., 2000), seguido del modelo ferulizado en dos tramos y el de peor comportamiento biomecánico el tipo de ferulización en tres tramos. Esto estaría en concordancia con estudios previos realizados para observar el estrés periimplantario debido a cargas oclusales, en los que la conexión rígida en una única pieza o tramo transferirá mejor el estrés dentro de la estructura protésica y por tanto generará menor estrés a nivel del hueso mandibular (Yokoyama et al., 2005). En contraposición estaría en desacuerdo con estudios más recientes que si que tienen en cuenta la deflexión mandibular como son los estudios realizados por Nokar and Naini en 2010, u otros (Álvarez-Arenal et al., 2014) que sin tener en cuenta la influencia de la deflexión mandibular y si las cargas oclusales, discrepan con nuestros resultados concluyendo que un modelo seccionado en tres tramos (sección anterior de canino a canio y dos secciones posteriores de primer premolar a primer molar de cada hemiarcada) será el que menor estrés transfiere al hueso periimplantario.

En cuanto a la localización y distribución del estrés periimplantario en cada uno de los implantes, apuntar que en la bibliografía encontramos que algunos autores (Clelland et al., 1991; Sertgöz and Güvener, 1996; Akça and Iplikçioglu, 2002, Naini and Nokar, 2005) han demostrado que el estrés periimplantario estaba concentrado a nivel de las caras vestibulares y linguales del hueso circundante y en menor medida se concentraban en las caras mesiales o distales. En nuestro estudio, encontramos que no hay correspondencia total con lo relatado en la literatura, ya que el estrés periimplantario se concentró de manera general en el 85% de las zonas sometidas a estudio en las caras linguales y distales, y el 15% restante de las zonas, el estrés se localiza en las caras mesiales y vestibulares.

Respecto a los movimientos analizados en el estudio y su comportamiento biomecánico señalar, que según los resultados obtenidos el movimiento de protrusión

es el que peor comportamiento presenta independientemente del tipo de ferulización, seguido del movimiento de lateralidad derecha y la abertura media; siendo, por tanto, el movimiento de protrusión el más perjudicial en la transmisión del estrés al hueso periimplantario. Esto puede ser debido a la dirección de fuerza, que dependerá de la dirección de las fibras musculares de los músculos que intervienen en el movimiento y a la magnitud de la fuerza ejercida para realizar el mismo, que dependerá, al igual que la dirección, de los músculos participantes en el movimiento.

En cualquiera de los casos, los resultados obtenidos en este proyecto, no sólo por las simplificaciones asumidas para la realización del modelo de elementos finitos sino porque todas las tensiones experimentadas bajo distintas condiciones de carga, estarán dentro de los límites de adaptación del hueso. A señalar además, que referido a la pérdida ósea a nivel de la interfase hueso-implante como consecuencia de la deflexión mandibular intervienen otros factores, como son la magnitud, dirección y la duración de las cargas, las características del hueso (cantidad y calidad ósea), el diseño del implante, posición del implante en la arcada, aditamentos protésicos y tipo de ferulización protésica.

6.3. Del estrés transmitido a los implantes y de su localización y distribución:

Cuando se evalúa el éxito a largo plazo de los implantes dentales, se dice, que su fracaso está normalmente relacionado con la transmisión de las fuerzas oclusales que pueden dar lugar a un fallo por fatiga o fractura de los mismos, o a reabsorción ósea (Kabayasi et al., 2006). Analizando las causas que generan la fractura de los implantes, estas pueden ser debidas a defectos en la fabricación, lo cual, en la actualidad se considera poco probable (Balshi et al., 1996; Piatelli et al., 1998), a la no existencia de ajuste pasivo entre la prótesis y los implantes, lo que generaría una tensión constante que actuaría como un factor predisponente a la fractura; o a la sobrecarga mecánica. Esta última parece ser la causa más frecuente de fractura de los implantes y podría estar relacionada a hábitos parafuncionales, ya que éstos pueden aumentar la carga o tensión de los implantes, ya que aumenta la magnitud, la duración, la frecuencia y la dirección de la carga (Blashi et al., 1996). De esta misma manera podría verse incrementada la carga o tensión sobre los implantes debido a la deflexión mandibular. La fuerza que actúa sobre los implantes lo hace de manera reiterada, produciendo deformación y micromovimientos que pueden provocar el fallo por fatiga de los mismos (Manda et al., 2009), es decir, fallo por cargas cíclicas, incluso de menor magnitud que cargas estáticas (Ranger and Sullivan, 2003), por lo que los hábitos de masticación y la deflexión mandibular pueden llegar a influir sobre los implantes dentales (Gibbs et al., 2002; Brunski, 1992).

No debemos olvidar que en este estudio se emplearon cargas dinámicas cíclicas, así si lo comparamos con la masticación, sabemos que, se realizan una media de 60 ciclos por minuto, tres veces al día y que aproximadamente en cada comida empleamos 15 minutos, lo que implica que se realizan unos 2700 ciclos de masticación al día (Binon and McHugh, 1996; Wiskott et al., 1995). El empleo de estas cargas dinámicas cíclicas con respecto a las estáticas (que se emplean en la mayoría de los estudios) pueden llegar a producir hasta un 10 ó 20% o más carga al implante (Kabayasi et al., 2006) lo que puede aumentar el riesgo de fracaso o pérdida de los implantes. Por lo tanto, lo debemos tener en cuenta en nuestro caso particular,

por ser, como se comentaba anteriormente, este tipo de cargas las que se generan debido a la deflexión mandibular.

Con respecto a la localización y distribución de la tensión en el implante que se observó en este proyecto, podemos decir, que en general, el estrés localizado a nivel de los implantes es del orden de 10 a 50 veces superior que el estrés encontrado a nivel del hueso periimplantario. Con lo que parece, que los implantes sufren una gran cantidad de estrés y que éste se disipa a lo largo de su geometría hasta transmitir un estrés muy inferior al hueso de soporte. Además, debemos señalar que la localización del estrés para todos los modelos e implantes del estudio, se localiza en la parte superior de los mismos y desde ahí parece disiparse hasta la espira más apical, encontrándose el pico de estrés en la parte más superior o coronal de los implantes. Algunos autores relacionan la zona de localización del estrés en los implantes, con la zona de mayor probabilidad de fallo o fractura de los mismos (Pérez et al., 2012a y b). Así, esa zona más superior del implante, a nivel de las primeras espiras será la más propensa de sufrir la fractura del implante. Esto puede ser debido a la presencia de la luz del implante a ese nivel para poder albergar el tornillo de retención del pilar, dejando una zona estructuralmente más débil (dentro de la geometría del implante) (Quek et al., 2008). Mientras que otros lo asocian a las propias condiciones de carga y propiedades del titanio (Pérez et al., 2012a). Aún así, no podemos obviar que la fractura del implante es un hecho poco frecuente, produciéndose en un 0,2% de 4045 implantes estudiados y en un 0,60% de otros 4636 (Adell et al., 1990; Balshi et al., 1996; Eckert et al., 2000).

Si tenemos en cuenta y comparamos los modelos sometidos a estudio respecto a los movimientos empleados en el mismo, los mayores valores de estrés a nivel de los implantes, se encontraron en los implantes más mesiales, y los menores niveles de estrés en los implantes intermedios de manera general, a excepción del modelo totalmente ferulizado en el que los menores valores se hallaron en los implantes más distales. Estos datos estarán en sintonía con los obtenidos por Lindquist et al. (1996), quienes en su estudio mediante radiografías intraorales esteroscópicas, midieron la pérdida de hueso alrededor de los implantes de pacientes totalmente edéntulos tratados con prótesis mandibulares, y encontraron mayores pérdidas óseas a nivel de

los implantes mesiales que a nivel de los distales, pudiendo concluir que los implantes mesiales soportarán una mayor tensión como sucede en nuestro estudio. Pero estaría en discordancia con estudios previos (Al-Sukhum et al., 2007a, b y c; Álvarez-Arenal et al., 2009; El-Sheik et al., 2007) en los que se pensaba que el mayor estrés en una ferulización de arcada completa mandibular implantosoportada, se hallaría en los implantes más distales, posicionados a nivel de los molares, sobretodo para los movimientos de protrusión y abertura, debido a cómo las fuerzas musculares, en cuanto a magnitud y dirección se refiere, actúan sobre el sistema para la transmisión de estrés/deformación. Además, se puede resumir, que independientemente del movimiento realizado, es decir, de las fuerzas aplicadas, el modelo que peor comportamiento biomecánico presenta en relación a la transmisión de estrés a los implantes, al igual que pasaba con el hueso periimplantario, es el modelo con el tipo de ferulización seccionada en dos tramos, a excepción del movimiento de protrusión, con diferencias entre modelos seccionados en tres y dos tramos poco significativas; siendo el estrés mayor a este nivel en el movimiento de lateralidad derecha. Este comportamiento biomecánico parece estar de acuerdo con el estudio realizado por Nokar and Naini en 2009, en el que comparando los mismos modelos de ferulización que en este estudio, los mayores valores de estrés los localizaron en el modelo seccionado en dos tramos y para el contacto unilateral derecho.

Por otra parte, no se puede olvidar que no sólo las fuerzas aplicadas sobre los implantes, y la sobrecarga oclusal parecen ser los únicos factores relacionados con la pérdida ósea periimplantaria y posterior pérdida de los implantes, otros como la presencia de placa bacteriana parece ser de gran importancia. De hecho, la asociación de sobrecarga oclusal y placa bacteriana incrementa el riesgo de pérdida ósea periimplantaria al sobrepasar el nivel de tolerancia (Miyata et al., 2000; Kozlovsky et al., 2007). Este hecho hará que se empeore la relación entre la restauración e implante (relación coronorradicular/corona-implante), aumentando el brazo de palanca y con él el momento de rotación de la fuerza. Este aumento del momento de rotación de la fuerza dará lugar a una mayor transmisión de la carga a nivel óseo, produciendo pérdida ósea, lo que hará que la sobrecarga sea mayor (Akça and Çehreli, 2006). A su vez, esta pérdida ósea está directamente relacionada con la

presencia de pérdida o fractura de los implantes, habiendo estudios que apoyan que el 92% de los pacientes que presentan fractura del implante, presentaban previamente una pérdida ósea significativa (Rangert et al., 1995). Por tanto, se puede concluir que la sobrecarga oclusal asociada a la pérdida ósea produce fatiga en el sistema y éstos serán los principales factores a tener en cuenta en la fractura de los implantes (Morgan et al., 1993), siendo la zona de mayor estrés la más probable de sufrirla. En nuestro proyecto de tesis doctoral, esta zona estaba localizada a nivel más coronal del implante, en concordancia con estudios previos (Kitamura et al., 2004) y coincidiendo con la zona más débil del implante.

Además, analizando la transmisión de estrés a nivel de los implantes, el modelo seccionado en dos tramos fue el que mayor tensión transmitía, pudiendo así, aumentar la pérdida ósea a nivel de los implantes más mesiales e incrementando el riesgo de fractura de los mismos. Esto estaría en desacuerdo con estudios como el de Paez et al. (2003), que proponía seccionar las ferulizaciones rígidas mandibulares a nivel de la línea media para disminuir el estrés transferido a los implantes y así reducir, entre otros, el dolor que los pacientes aquejaban a nivel de los implantes posteriores a consecuencia de la ferulización.

En resumen, los resultados obtenidos en este estudio estarían en concordancia con el estudio realizado por Nokar and Naini en 2009, respecto al tipo de ferulización y transmisión de estrés al hueso periimplantario y por tanto, a los implantes oseointegrados, para el mismo tipo de movimiento (lateralidad derecha). Pudiendo entonces asumir, que cuando se aplican distintas cargas cíclicas dinámicas entre lados, izquierdo y derecho, un tipo de ferulización en un solo tramo disipará mejor las fuerzas generadas por los músculos de la masticación, y así reducirá la transmisión de estrés/deformación a nivel del hueso e implantes; y una ferulización en dos tramos seccionada en la línea media transferirá de manera diferente el estrés en lado derecho que izquierdo (lado de trabajo y lado de no trabajo), siendo mayor en el lado de no trabajo, aumentando la probabilidad de fractura de los implantes mesiales del lado de no trabajo (zona donde existe una mayor concentración de estrés). Este comportamiento biomecánico de las ferulizaciones en un único tramo, puede explicarse desde un punto de vista físico, ya que existe un principio que va a

permanecer invariable: “cuando se aplica una carga o tensión, se va a generar una sobretensión, la cual se distribuirá entre las geometrías sometidas a dicha carga o tensión; de tal manera, que la tensión que no sea absorbida por una geometría tendrá que ser absorbida por otra del conjunto o sistema”. Con este principio, se puede explicar por qué el modelo con la estructura ferulizada en un único tramo consigue, al final, repartir mejor la tensión transferida por la acción muscular a nivel de los implantes, puesto que las cargas o tensiones intuitivamente mayores a nivel de los implantes posicionados en zona molar y premolar (como se decía en estudios previos, Al-Sukhun et al., 2006; El-Sheik et al., 2007; Fischman, 1990) pueden distribuirse por el resto de la estructura, hecho que no ocurre cuando seccionamos la prótesis en dos o tres tramos donde esas zonas quedarán aisladas debido a la discontinuidad de la estructura o restauración.

6.4. Del estrés transmitido a los pilares y de su localización y distribución:

El estrés generado durante la masticación, y por tanto durante la dinámica mandibular, bajo fuerzas verticales, oblicuas y horizontales, se transmite al hueso de soporte por medio del ligamento periodontal en los dientes naturales. De tal manera, que en las prótesis dentosoportadas, el estrés se transmite al hueso de soporte a través de los sistemas de retención que son soportados por los dientes pilares, cuyo periodonto hace de mecanismo de absorción, transmitiendo el estrés al hueso. En las prótesis implantosoadas, el estrés se produce como resultado de las fuerzas funcionales y es transmitido directamente al hueso de soporte a través del complejo prótesis-pilar-implante, sin la intervención del ligamento periodontal que amortigüe la transmisión de las cargas, por lo que el análisis de cada uno de los componentes es importante para el resultado final, así como para el éxito del tratamiento.

Por lo tanto, en las prótesis sobre implantes, las fuerzas oclusales van a incidir sobre la restauración y éstas van a ser transmitidas a través del pilar y resto de aditamentos protésicos directamente al implante y hueso periimplantario, pudiendo ocasionar complicaciones tanto biológicas como mecánicas. Muchos estudios relatan que la mayor parte del estrés producido por la acción de las fuerzas oclusales, se va a concentrar en torno al conjunto implante-pilar, pudiendo producir aflojamiento o fractura del tornillo que une el conjunto (Jemt et al., 1991a y b; Naert et al., 1992) por lo que esta unión o conexión entre implante y pilar es importante tenerla en cuenta. El tipo de unión entre estos dos componentes, implante-pilar, es atornillada, y para que esta unión atornillada sea correcta, se deben considerar varios factores como el tipo de conexión, características del tornillo de retención, una precarga adecuada del tornillo, precisión de las superficies contactantes y su perfecto ajuste pasivo (Schwarz, 2000). En este proyecto, factores como la precarga del tornillo o discrepancias entre superficies contactantes o diferencias en el ajuste pasivo, no fueron tenidas en cuenta, debiendo considerar así este hecho, como una limitación más de nuestro estudio (Jörn et al., 2014). Además, estudios clínicos y experimentales previos informaron de la posible asociación de la flexión media mandibular y el incremento de estrés en las prótesis dentales y pilares, consecuencia

de un ajuste pobre de las estructuras, tanto fijas como removibles, de la distorsión en la toma de impresiones, del dolor durante la función, de las fracturas de los tornillos e implantes, de la pérdida del cementado de las prótesis, e incluso de la fractura del recubrimiento estético de la estructura metálica (De Oliveira and Emtiaz, 2000; Fischman, 1990; Fischman, 1976; Gates and Nicholls, 1981; McCartney, 1992; Yang et al., 1999; Zarone et al., 2003). Por todo ello, a lo largo de los años, se ha sugerido dividir las prótesis mandibulares de arco completo en segmentos: anterior y posterior, a nivel del área sinfisaria, o incluso el uso de cantilevers; ya que, parece demostrado que la deflexión mandibular es responsable en parte, de la pérdida de las estructuras implantosoportadas, debido a que se ejerce un par de giro sobre el tornillo que une implante-pilar durante la función (Al-Sukhun et al., 2007c).

En nuestro estudio, y a diferencia de lo que ocurría para los implantes, el mayor estrés a nivel de los pilares, se localizó en los correspondientes a los implantes colocados en posición de molares, para todos los tipos de ferulización y movimiento sin excepción; y el peor comportamiento biomecánico, a ese nivel, se encontró en el pilar posterior del lado izquierdo para el movimiento de lateralidad derecha, en la ferulización seccionada en dos tramos. Esto puede ser debido a cómo la dirección y la magnitud de las fuerzas musculares son transmitidas a ese nivel (lado de no trabajo) para el movimiento de lateralidad, siendo una zona en la que aumenta el momento de rotación de la fuerza, con lo que consecuentemente aumentará el estrés transmitido.

Los datos de la distribución del estrés/deformación a los pilares mostraron, que no es uniforme, existiendo diferencias entre lado derecho e izquierdo (para todos los movimientos y tipo de ferulización), que pueden ser explicadas por las asimetrías propias del modelo mandibular o de las prótesis mandibulares, o incluso de la ubicación de los implantes. Tanto es así que parece ser que estos últimos serían los responsables del reparto no uniforme ni exacto de las cargas aplicadas entre izquierda y derecha, y está en concordancia con el estudio realizado por Daas et al. (2008).

Respecto al menor estrés transmitido, si existen diferencias entre movimiento y ferulización, siendo los pilares que menor estrés sufren los más mesiales para los

movimientos de protrusión y apertura para las ferulizaciones en uno y dos tramos. Sin embargo, en el resto de movimientos y ferulizaciones serán los pilares intermedios los que menos estrés sufren. Estos datos pueden ser explicados por el fenómeno de deflexión mandibular, que los estudios previos, ya comentados (Fischman, 1990; Al-Sukhun, 2007a y b) preconizaban que para los movimientos de protrusión y apertura completa mandibular los valores de máximo estrés, en una prótesis implantosoportada de arco completo mandibular deberían encontrarse a nivel de los implantes más posteriores, quedando la zona de la sínfisis mandibular más estable ante las fuerzas ejercidas por la flexión.

Por otro lado, si analizamos el valor absoluto del pilar que mayor estrés sufre para todos los tipos de ferulización y movimiento, podemos comprobar que este valor es superior a los hallados para el hueso periimplantario e implantes, pudiendo deducir por tanto, que el pilar protésico es el componente o el elemento del conjunto o sistema que más tensión soporta. Y en nuestro ensayo es de hasta un 10% superior. Esto está en sintonía con los resultados obtenidos por Chang et al. (2013), quienes estudiaron la distribución de una carga de 100N con una inclinación de 0° y 30° sobre cuatro tipos de restauraciones cementadas, y encontraron que el mayor valor de estrés se localizaba en el pilar para cementado de un implante de la casa Straumann ante una carga oblicua de 30°. Lo que está de acuerdo con nuestros resultados, ya que se emplea el mismo tipo de pilar (de la misma casa comercial) y se somete a cargas inclinadas, oblicuas y horizontales, correspondientes a la acción de los músculos masticatorios. Esta concentración de estrés a este nivel se puede relacionar con la aparición de distintas complicaciones mecánicas tales como la pérdida de los tornillos o la fractura de los mismos (Jemt et al., 1991; Naert et al., 1992).

Así, si la mayor concentración de estrés (del conjunto estudiado hueso-implante-pilar) se encuentra a nivel del pilar protésico, parece lógico pensar que este juega un papel fundamental en la transmisión y distribución de las cargas, dónde una mayor concentración de las mismas, puede reducir por un lado, la transmisión de estrés al hueso periimplantario, y por otro, esa mayor concentración de estrés/deformación a este nivel, dará lugar a micromovimientos que ocasionarán el aflojamiento del tornillo y posterior pérdida del pilar (Aboyoussef et al., 2000). Pero no sólo eso, si no

que como consecuencia de lo anterior, se producirá un espacio entre implante-pilar, abriendo una vía de entrada perfecta para los microorganismos empeorando así la situación (Saidin et al., 2012; Sambrook and Judge, 2012); ya que se aumentará la probabilidad de colonización bacteriana y posterior pérdida o reabsorción ósea a nivel del hueso periimplantario.

Es por tanto necesario considerar al pilar protésico como un factor importante en la transmisión y distribución de las cargas hacia el implante y el hueso periimplantario, ya que de sus características y condiciones de carga podría depender el éxito de las restauraciones. En esta línea, varios estudios (Binon, 2000; Segundo et al., 2009) afirman que el empleo de una conexión interna entre implante-pilar, puede reducir las complicaciones mecánicas que sufre el tornillo del pilar, en comparación con un tipo de conexión externa, con el sistema de hexágono externo, donde casi toda la tensión es soportada por el tornillo de fijación (Merz et al., 2000); ya que la efectividad del primer tipo de conexión ha sido ampliamente contrastada en estudios clínicos y experimentales, mostrando que su empleo reduce la pérdida del tornillo (Norton, 1997; Felton et al., 1999) gracias a la mejor distribución de la tensión por el cono interno. En el presente proyecto de tesis, se empleó un tipo de conexión interna, con lo que la transmisión de estrés al tornillo del pilar se reduciría, disminuyen así, el posible aflojamiento o fractura del mismo en comparación con otro tipo de conexión (Balik et al., 2012). De ahí, que se podría explicar el por qué de la tensión encontrada a nivel del tornillo del pilar en este estudio, que solamente alcanzó la primera espira del mismo para el movimiento de protrusión en la ferulización seccionada en tres tramos y para el movimiento de lateralidad derecha en la prótesis ferulizada en un solo tramo; y siempre en el pilar de los implantes posicionados en zona molar (pilares distales).

En cuanto a la localización y distribución del estrés observada en este estudio a nivel de los pilares, sólo se observó a nivel de los pilares de los implantes posicionados distal a primer molar en cada hemiarcada, ya que a la hora de realizar el estudio se entendió que esta era la zona (zona distal a los primeros molares, tanto para hueso, implantes, pilar y estructura) que iba a sufrir una mayor cantidad de estrés debido a la deflexión en los distintos movimientos mandibulares. Del análisis

de los resultados en cuanto a localización y distribución, se observa que el comportamiento es diferente en cada hemiarcada. La localización y distribución del estrés para el pilar distal derecho para el modo ferulizado en un tramo y en los tres movimientos sometidos a estudio, se centra en el tercio medio y unión de tercio oclusal de la cara vestibular de la porción extraimplantaria, abarcando toda su extensión y disipándose hacia el tercio gingival; para los modelos ferulizados en dos tramos y con independencia del movimiento sigue una localización y distribución similar a la comentada, excepto que parece existir en estos modelos una mayor extensión hacia el tercio gingival del pilar. Sin embargo, en el pilar homólogo contralateral (pilar distal izquierdo) la máxima tensión se localiza en la zona intraimplantaria del pilar en su cara lingual, en la proximidad a la primera espira del tornillo y en el tercio gingival de la porción supraimplantaria; con una distribución similar en los tres modelos y para los tres movimientos a estudio. Esta localización y distribución de la tensión es similar a lo relatado por otros autores en sus estudios de las cargas no axiales en prótesis fijas implantosoportadas unitarias, localizando la máxima tensión a nivel del tercio coronal u oclusal del pilar y en la zona de unión del pilar con la plataforma del implante (Eskitascioglu et al., 2004; Djebbar et al., 2010).

En resumen, es deseable que el conjunto formado por el implante-pilar-tornillo presenten un diseño armonizado para lograr una resistencia y distribución de las tensiones adecuadas en todo el conjunto (Merz et al., 2000; Norton, 1997), minimizando así, la probabilidad de movimientos o micromovimientos entre los elementos, ya que estos pueden producir el fallo o fracaso del sistema. El análisis mediante elementos finitos, como se comentaba en apartados anteriores, nos ofrece la posibilidad de analizar el riesgo de fallo de los componentes, por eso fue el método empleado en este estudio; sin embargo, no podemos olvidar, que los resultados obtenidos responden a simplificaciones y/o limitaciones asumidas en los modelos y por ello, han de ser tomados con cautela ya que en el estudio, el tipo de conexión y el ajuste pasivo entre componentes siempre fue considerado como una unión íntegra y perfecta.

6.5. Del estrés transmitido a la estructura metálica y recubrimiento estético y de su localización y distribución:

La distribución del estrés al hueso periimplantario puede estar influenciado por el diseño de la estructura metálica y su recubrimiento estético, en cuanto al diseño de la superficie oclusal, así como, de la localización de la carga respecto a la misma (Sevimay et al., 2005b). A su vez, la geometría del modelo a estudiar puede producir distintos patrones de distribución del estrés y éstos van a ser específicos del modelo sometido a estudio, siguiendo las modificaciones o simplificaciones que se realicen en el mismo. En este estudio, como se comenta anteriormente, se simplificó el modelado de la estructura, es decir, no se realizó el modelado de la geometría de los dientes mandibulares, sino que simplemente se realizó un volumen de similares dimensiones, tanto de estructura metálica como de recubrimiento estético, ya que según el principio de Saint Venant, los sistemas estáticamente equivalentes producen los mismos resultados. Por ello, se decidió que esta modificación o simplificación en el modelado no afectaría a la exactitud o precisión de los resultados. Aún así, debemos tener este hecho en consideración a la hora de analizar los resultados obtenidos, ya que nos encontramos ante una limitación de este proyecto de tesis doctoral.

De los resultados obtenidos, se puede observar que el patrón de distribución de estrés es diferente para la estructura metálica y el recubrimiento estético; y en cuanto al valor, la estructura metálica recibe de 100 a 200 veces más estrés que el recubrimiento estético. Parece que el modelo que mejor comportamiento biomecánico posee, tanto para la estructura como para el recubrimiento y en la mayoría de los movimientos analizados (a excepción del movimiento de protrusión para la estructura metálica) es el seccionado en tres tramos.

Respecto al peor comportamiento biomecánico, estructura y recubrimiento difieren, siendo el modelo todo ferulizado en todos los movimientos sometidos a estudio sin excepción, el que mayor tensión soporta a nivel del material de recubrimiento y el modelo seccionado en dos tramos a nivel de la estructura metálica. Estos resultados, sobretudo los obtenidos para el material de recubrimiento,

están en sintonía con los estudios previos, que sin evaluar estrictamente las estructuras totalmente ferulizadas, en sus conclusiones, proponían a investigadores posteriores seccionar las estructuras por la influencia que la deflexión mandibular podría tener a nivel de la estructura, del material de recubrimiento estético y de los elementos de conexión; y hacían hincapié en la aparición de complicaciones mecánicas, como el descementado de las prótesis, fracturas del recubrimiento estético (fundamentalmente la porcelana), aflojamiento de tornillos de retención, etc. (Fischman, 1990; De Oliveira and Emtiaz, 2000; Abdel-Latif et al., 2000; Zarone et al., 2003). Pero a su vez, estos datos obtenidos, estarían en discordancia con los resultados encontrados por Yokoyama et al. (2005), quienes sugirieron que las prótesis en un solo tramo transmitían mejor la tensión dentro de la estructura, y por tanto, generarían una menor tensión al hueso periimplantario; aunque estos investigadores no contemplaban en su estudio el fenómeno de la deflexión mandibular.

Hoy en día, se conoce que la deflexión mandibular puede afectar a la precisión de las distintas etapas del tratamiento con prótesis sobre implantes, incluyendo la fabricación de la estructura metálica, que puede subsidiariamente afectar a la distribución de la tensión en la misma, y también a nivel del hueso circundante durante la masticación (Nokar and Naini, 2010).

Considerando lo anterior, debemos de tener en cuenta la deflexión mandibular por las implicaciones e influencia que puede tener en las distintas fases del tratamiento con prótesis sobre implantes, ya que puede llegar a generar grandes concentraciones de estrés a nivel del hueso periimplantario, implantes, pilares, elementos de conexión, estructura y material de recubrimiento. En primer lugar, se debe considerar su actividad en la fase de la toma de impresiones (Gates and Nicholls, 1981). Varios estudios (Regli and Kelly, 1967; Goodkind and Heringlake, 1973; De Marco and Paine, 1974) han demostrado cambios en el arco mandibular durante diversos movimientos mandibulares (protrusión, abertura, lateralidad, fundamentalmente). Todas las técnicas de impresión implican una cierta cantidad de abertura bucal, la contracción de los músculos de la masticación en la técnica convencional de la toma de impresiones con la boca abierta, pueden inducir a la convergencia medial de la

mandíbula, lo que compromete la precisión del modelo de trabajo resultante, sobre el que va a ser fabricada la estructura (Fischman, 1990; Goodking an Heringlake, 1973). La realización de la toma de impresiones con la boca cerrada, con mínima activación de los músculos de la masticación, podría en principio reducir este fenómeno, pero esta reducción es incierta, ya que la literatura existente comparando las técnica de impresión a boca abierta-cerrada en la odontología implantológica es limitada; con lo cual, se puede iniciar el tratamiento protésico a partir de un modelo de trabajo o maestro impreciso, dando como resultado estructuras con un pobre ajuste pasivo, que darán lugar a altas concentraciones de estrés. En este proyecto no se ha considerado este factor a lo hora de realizar la modelización, con lo cual los datos obtenidos a nivel de la estructura pueden no estar en concordancia con la realidad clínica.

En segundo lugar, es necesario analizar la técnica de fabricación de la estructura. Las prótesis pueden ser fabricadas por la técnica convencional, o por CAD-CAM (técnica asistida por ordenador). Estudios del análisis del estrés han demostrado que las estructuras realizadas mediante CAD-CAM presentan un mejor ajuste pasivo en comparación con la técnica convencional (Torsello et al., 2008). Aún así, la mayoría de los estudios revisados, en particular los estudios de casos, no han analizado el ajuste pasivo inicial de las estructuras, con lo cual, la disminución de la tensión observada puede ser debido al seccionamiento de las estructuras en unidades menores, más que a la técnica empleada para la confección de la misma. Además, se han empleado métodos clínicos para evaluar la pasividad de las estructuras (prótesis) sobre implantes sin que ninguno haya proporcionando mediciones significativas.

En tercer lugar, se deberá tener en cuenta la forma o geometría de la estructura o futura prótesis sobre implantes (Korioth and Johann, 1999). Estos autores encontraron que una estructura rectangular con poca anchura generaría menos tensión que otros diseños de estructura como estructuras en forma de “I” o una barra en forma de “L”. Además, fue sugerido que el aumento del número de implantes para la restauración de la arcada inferior edéntula, podría reducir el movimiento de flexión de la estructura, y fue demostrado durante el contacto unilateral molar (Korioth et al., 1998).

Se debe además considerar la configuración de los implantes dentro de la arcada mandibular, ya que también puede afectar a la distribución de la tensión dentro de la estructura. Itoh et al. (2001) estudiaron las diferencias existentes, en relación a la distribución de estrés, entre una configuración de los implantes recta y otra escalonada dentro de la arcada mandibular, encontrando un cambio en la distribución del estrés y concluyendo, que la configuración escalonada presentaba un mejor comportamiento biomecánico, ya que reducía la tensión generada sobre los implantes tanto anteriores como posteriores en comparación con la configuración recta.

Respecto a los materiales empleados en este estudio, la estructura modelizada fue de Cromo-Cobalto (Cr-Co) y el recubrimiento estético de cerámica feldespática (porcelana). En la literatura consultada, son muchos los materiales utilizados para la realización de las estructuras y su recubrimiento, desde la aleación de Cr-Co y cerámica feldespática, pasando por estructuras de oro, oro-paladio o incluso titanio, con recubrimientos de composite o resinas acrílicas; que al poseer distintas propiedades, van a afectar de una manera distinta al conjunto. Aún desde esa premisa, algunos autores no observaron diferencias significativas entre los materiales, al comparar coronas acrílicas sobre estructuras de oro con coronas de aleación Cr-Co y porcelana (Papavasiliou et al., 1996), al igual que Bassit et al. (2002) quienes hallaron que el empleo de diferentes materiales para la superficie oclusal no afectaba al estrés transmitido al implante; o como el estudio de Cibrika et al. (1992) en el que no se encontraron diferencias significativas en el empleo de resina, oro y cerámica como superficie oclusal de las coronas. Asimismo, Suedam et al. (2009) compararon el uso de aleaciones de materiales preciosos y no preciosos para la elaboración de las estructuras sobre implantes, y encontraron que el material de menor módulo de elasticidad, aleación de oro-paladio, era mejor para la reducción de estrés, mientras que los materiales con mayor módulo de elasticidad, aleación de Cr-Co, eran más resistentes a las fuerzas de flexión, motivo por el cual, fue el material elegido en este estudio, aunque como ya apuntaban podrían generar un estrés más intenso. En la misma línea, Sergötz (1997) en su estudio, estableció que la combinación de la aleación de Cr-Co y porcelana, producía una distribución de la tensión más favorable.

En cuanto a la localización y distribución del estrés observada en este estudio, a nivel de la cara gingival de la estructura metálica, se localiza en la zona periimplantaria de los implantes posicionados posterior y anteriormente, en los modelos ferulizados en uno y tres tramos para todos los movimientos analizados; varían el patrón, el modelo seccionado en dos tramos, donde la tensión se localiza a nivel de la zona periimplantaria de los implantes posteriores e intermedios, dejando libre de tensión la zona periimplantaria de los implantes anteriores. Respecto a la cara oclusal de la estructura, el patrón de distribución cambia, siendo esta distinta para cada una de las ferulizaciones. En la ferulización en un tramo cada uno de los movimientos presenta un patrón de estrés diferente, a su vez; para el movimiento de protrusión la localización del estrés se distribuye en la cara vestibular de la zona anterior (área sinfisaria) y en la cara lingual de las zonas intermedias y posteriores de cada hemiarcada. Esta localización esta en concordancia con los estudios previos (Al-Sukhun et al., 2007b; Álvarez-Arenal et al., 2009; El-Sheik et al., 2007) en los que se predecía este patrón de distribución. Los movimientos de abertura y lateralidad derecha presentan un comportamiento similar entre sí, la localización del estrés se concentra a nivel anterior, de canino a canino, desde la cara vestibular extendiéndose hacia la cara lingual, y siendo ligeramente el área mayor, para la lateralidad derecha, extendiéndose hasta la zona premolar. En estos dos movimientos no habrá tensión a nivel de la zona de los implantes posteriores. En la ferulización seccionada en dos tramos, el patrón de distribución del estrés es semejante para los tres movimientos analizados, y se localiza a nivel de los implantes intermedios y posteriores, siendo su extensión mayor para el movimiento de protrusión que para la abertura o lateralidad. Por último, en la ferulización seccionada en tres tramos, al igual que en la ferulización en dos tramos, el patrón de distribución del estrés es similar en los tres movimientos, localizándose éste a nivel anterior en cara vestibular y lingual del canino, llegando a sobrepasar la línea media en los movimientos de protrusión y lateralidad, incluso en este último alcanzando el canino contralateral, y en la cara vestibular de implantes en posición intermedia y posterior para los tres movimientos sometidos a estudio.

Del análisis de la localización y distribución del estrés a nivel de la estructura metálica y material de recubrimiento, señalar que sigue el patrón esperable, ya que

confirman lo planteado en estudios previos. Estudios que preveían, que a consecuencia de la deflexión mandibular, las mayores concentraciones de estrés se presentarían en las zonas posteriores de las ferulizaciones, permaneciendo más estable y con una distribución menor y mas homogénea de tensión, la zona de la sínfisis mentoniana (Fischman, 1990; Goodking an Heringlake, 1973; Abdel-Latif et al., 2000; Zarone et al., 2003; Al-Sukhun et al., 2007b; Álvarez-Arenal et al., 2009; El-Sheik et al., 2007). Así, si analizamos la extensión de la colimetría, está es mayor en el modelo ferulizado en un tramo, para todos los movimientos sin excepción. Con lo que podemos concluir que, aunque los valores absolutos nos hacen rechazar nuestra hipótesis inicial, el análisis de la distribución nos puede hacer aceptarla.

7. Conclusiones.

7. CONCLUSIONES:

De acuerdo con los resultados obtenidos y teniendo en cuenta las limitaciones propias de este tipo de estudios, se pueden deducir las siguientes conclusiones:

1. El mayor estrés óseo periimplantario registrado, se localiza a nivel del implante en posición primer premolar derecho, en el modelo seccionado en tres tramos y para el movimiento de protrusión; con un valor absoluto de 270 MPa.
2. El movimiento de protrusión para cualquier ferulización de la arcada, es el que mayor estrés óseo periimplantario genera, seguido del movimiento de lateralidad y por último la abertura media.
3. El mayor estrés en los implantes se registra en el implante más distal del lado izquierdo, en el modelo seccionado a nivel de la línea media para el movimiento de lateralidad derecha (3010 MPa), siendo más de 10 veces superior al estrés óseo periimplantario.
4. Independientemente del tipo de ferulización y movimiento mandibular, los implantes en posiciones más distales presentan una mayor cantidad de estrés que los implantes mesiales o anteriores.
5. El pilar atornillado al implante más distal del lado izquierdo del modelo seccionado en la línea media para el movimiento de lateralidad, es en el que se registró un mayor valor de estrés.
6. A nivel de los pilares, el modelo con peor comportamiento biomecánico, es el modelo seccionado en dos tramos, seguido por el modelo seccionado en tres tramos y por último el modelo totalmente ferulizado.
7. La estructura metálica de los modelos en dos tramos y todo ferulizado es la sometida a mayor estrés, sobretudo en el movimiento de lateralidad y con valores aproximados en ambos modelos.

8. El material de recubrimiento del modelo todo ferulizado es el que el peor comportamiento biomecánico presenta independientemente del movimiento realizado.

9. El recubrimiento estético y la estructura metálica independientemente del movimiento, son los componentes del sistema que registran mayores niveles de estrés para la ferulización en un tramo.

10. De acuerdo con los resultados obtenidos, se puede rechazar la hipótesis inicial de nuestro estudio, ***“El estrés óseo periimplantario transmitido por la deflexión mandibular para el movimiento de abertura bucal es mayor en una prótesis fija implantosoportada ferulizada en un único tramo que en una prótesis fija implantosoportada seccionada en dos o tres tramos”***.

8. Bibliografía.

8. Bibliografía:

- Abdel-Latif HH, Hobkrik JA, Kelleway JP. Functional mandibular deformation in edentulous subjects treated with dental implants. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 513-19.
- Aboyousssef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 450-5.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaws. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416.
- Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16: 722-30.
- Akça K, Çehreli MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Med Bio Eng Comput* 2006; 44: 527-35.
- Al-Omiri M, Hntash RA, Al-Wahadni A. Satisfaction with dental implants: a literature review. *Implant Dent* 2005; 14: 399-406.
- Al-Sukhun J, Helenius M, Lindqvist C, Kelleway J. Biomechanics of the mandible Part I: Measurement of mandibular functional deformation using custom-fabricated displacement transducers. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64: 1015-22.
- Al-Sukhun J, Kelleway J, Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. *J Biomed Mater Res* 2007a; 80A: 234-46.

- Al-Sukhun J, Lindqvist C, Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behavior of a finite element model of a human mandible. *J Biomed Mater Res* 2007b; 80A: 247-56.
- Al-Sukhun J, Kelleway J. Biomechanics of the mandible Part II: Development of a 3-Dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *Int J Oral maxillofac Implants* 2007c; 22: 455-66.
- Álvarez-Arenal A, Sánchez-Lasheras F, Martín-Fernández E, González I. A jaw model for the study of the mandibular flexure taking into account the anisotropy of the bone. *Math and Comput Model* 2009; 50: 695-704.
- Álvarez-Arenal A, Segura-Mori L, Gonzalez-Gonzalez I, Gago A. Stress distribution in the abutment and retention screw of a single implant supporting a prosthesis with platform switching. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28: 112-21.
- Álvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, DeLlanos-Lanchares H, González-González I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-Dimensional-Model finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 508-14.
- Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 285-91.
- Assunção WG, Alves Gomes E, Barão VAR, Delben JA, Tabata LF, Capello de Sousa DA. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prostheses: a finite element analysis. *J Craniofac Surg* 2010; 21: 689-95.
- 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: 422-31.

- Balik A, Karatas MO, Keskin H. Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: A 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol* 2012; 38: 491-6.

- Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 660-6.

- Barbier L, Van der Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 1998; 25: 847-58.

- Beecher RM. Functional significance of mandibular symphysis. *Am J Phys Anthropol* 1979; 159: 117-30.

- Bertram JE, Swartz SM. The law of bone transformation: a case of crying Wolff? *Biol Rev Camb Philos Soc* 1991; 66: 245-73.

- Bidez MW. Biomechanics: the keystone of treatment planning in osseointegration. *Dent Implantol Update* 1994; 5: 81-4.

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

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

- Bidez MW, McLoughlin SW, Chen Y, English CE. Finite element analysis of two-abutment Hader bar designs. *Implant Dent* 1993; 2: 107-14.

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

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

- Brånemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundkvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials* 1983; 4: 25-8.

- Brekelmans WAM, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the behavior of skeletal parts. *Acta Orthop Scand* 1972; 43: 301-17.

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

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

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

- Burch JG, Borchers G. Method for study of mandibular arch width change. *J Dent Res* 1970; 49: 463.

- Canabarro S, Shinkai RS. Medial mandibular flexure and maximum occlusal force in dentate adults. *Int J Prosthodont* 2006; 19: 177-82.

- Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1987.

- Carvalho Silva G, Mendonça JA, Randazzo Lopes L, Landre Jr. J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 239-46.
- Çehreli M, Iplikçioğlu H. In vivo strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent* 2002; 11: 286-92.
- Chang LC, Chen CS, Hsu ML. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 295-304.
- Chang HS, Chen YC, Hsieh YD, Hsu ML. Stress distribution of two commercial dental implant systems: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent Sci* 2013; 8: 261-71.
- Chen DC, Lai YL, Chi LY, Lee SY. Contributing factors of mandibular deformation during mouth opening. *J Dent* 2000; 28: 583-88.
- Christie TE. Patrones cefalométricos de adultos en oclusiones normales. *Ortodoncia Clínica* 2000; 3: 44-50.
- Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 195-202.
- Cibrika RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in the implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 361-4.
- Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. 3 dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 391-8.

- Cowin SC. Bone mechanics. Boca raton (FL): CRC Press; 1989.

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

- Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra L, Cruz S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2009; 24: 391-403.

- 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: 218-25.

- Daegling DJ, Hylander WL. Biomechanics of torsion in the human mandible. Am J Phys Antropol 1998; 105: 73-87.

- Davidoff SR. Restorative based treatment planning: determining adequate support for implant retained fixed restorations. Implant Dent 1996; 5: 179-84.

- De Marco J, Paine S. Mandibular dimensional change. J Prosthet Dent 1974; 31: 482-5.

- Djebbar N, Serier B, Bachir Bouiadjra B, Benbarek S, Draï A. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. Materials and Design 2010; 31: 2097-101.

- Du Brul EL, Sicher H. The adaptative chin. Springfield: Charles C Thomas; 1954.

- Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 662-7.

- Ekici B. Numerical analysis of a dental implant system in three-dimension. *Adv Eng Softw* 2002; 33: 109-13.

- El Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1970; 23: 177-86.

- El-Sheikh AM, Abdel-Latif HH, Howell PGT, Hobkrik JA. Midline mandibular deformation during nonmasticatory functional movements in edentulous subjects with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 243-8.

- Engleman MJ. Oseointegración. Diagnóstico clínico y alternativas restauradoras. Barcelona: Quintessence; 1998.

- English CE. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dent* 1993; 2: 221-42.

- Erkmen E, Meriç G, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011; 4: 107-16.

- Eser A, Akça K, Eckert S, Çehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implant bars. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 439-46.

- Eskitascioglu 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: 144-50.

- Fagan MJ, Julian S, Mohsen A. Finite element analysis in spine research. *J Eng Med* 2002; 216: 281-98.

- Fagan MJ, Julian S, Mohsen A. The development of a computer model to assist in the diagnosis of spinal conditions. *Med Biol Eng Computing* 1999; 37: 1178-9.

- Felton DA, Chee W, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 137-41.

- Ferreti JL. Biomechanical properties of bone. En: Genant HK, Guglielmi G, Jergas M, Eds. *Bone densitometry and osteoporosis*. Berlin: Springer; 1998: 143-61.

- Fischman BM. The influence of fixed splints on mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 1976; 35: 643-7.

- Fischman BM. The rotacional aspt of mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 483-5.

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

- Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU). Redefining Wolff’s Law: the remodeling problem. *Anat Rec* 1990; 226: 414-7.

- Frost HM. Perspectives: bone’s mechanical usage windows. *Bone and Mineral* 1992; 19: 257-71.

- 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: 139-47.

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

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

- Gardner DM. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. NY State Dent J 2005; 71: 34-7.

- Gastaldo JF, Pimentel AC, Gomes MH, Sendyk WR, Lagana DC. Stress analysis on single cobalt/chrome prosthesis with a 15 mm cantilever placed over 10/13/15 mm length implants. A simulated photoelastic model study. J Oral Implantol 2014; PMID: 24914673. doi: <http://dx.doi.org/10.1563>.

- Gates GN, Nicholls JJ. Evaluation of mandibular arch width change. J Prosthet Dent 1981; 46: 385-92.

- Geng JP, Tan K, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85: 585-98.

- Gere JM. Mecánica de materiales. México DF: Thomson; 2006.

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

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

- Gomes EA, Barao Va, Rocha EP, de Almeida EO, Assunção WG. Effect of metal-ceramic superstructure material on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2011; 26: 1202-9.

- Goodkind RJ, Heringlake CB. Mandibular flexure in opening and closing movements. J Prosthet Dent 1973; 30: 134-8.

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

- Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Evaluation of multiple implant-bone parameters on stress characteristics in the mandible under traumatic loading conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 461-72.

- Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 866-76.

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

- Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1980; 14: 209-14.

- Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modelling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite study. *J Biomechanics* 1992; 25: 261-86.

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

- Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14: 286-93.

- Hobkrik JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prosthet Dent*. 1998; 80: 169-74.

- Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 319-28.

- Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997; 23: 104–11.

- Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis- a two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction. *J Oral Implantol* 1998; 24: 80-8.

- Horuchi M, Ichikawa T, Miyuki N, Matsumoto N. Use of interimplant displacement to measure mandibular distortion during jaw movements in humans. *Arch Oral Biol* 1997; 42: 185-8.

- Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical Loading of Brånemark Implants Affects Interfacial Bone Modeling and Remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 345-60.

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

- Hylander WL. Mandibular function in *Galago crassicaudatus* and *Macaca fascicularis*: an in vivo approach to stress analysis of the mandible. *J Morphol.* 1979; 159: 253-96.

- Idhe 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: 863-72.

- Itoh H, Caputo AA, Kuroe T et al. Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004; 24: 47-55.
- Iplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002; 30: 41-6.
- Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jornéus L. In vivo loads measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991a; 6: 413-7.
- Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PMJ, Polizi G, Zarb GA, Herman I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991b; 6: 29-36.
- Jiang T, Minoru A. In vivo mandibular elastic deformation during clenching. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 201-8.
- Jörn D, Kohorst PK, Besdo S, Rucker M, Stiesch M, Borchers L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 340-8.
- Kayabasi O, Yüzbaşıoğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Adv Eng Softw* 2006; 37: 649-58.
- Kido H, Schulz EE, Kumar A, Lozada J, Saha S. Implant diameter and bone density: Effect on initial stability and pull-out resistance. *J Oral Implantol* 1997; 23: 163-9.
- Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implant Res* 2005; 15: 113-21.

- Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakagawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 279-86.

- Koriath TWP, Chew CBW, Chung DH,. Effects of implant number on transverse bending moments during simulated unilateral loading of mandibular fixed-detachable prostheses. *J Oral Implantol* 1998; 24:93-6.

- Koriath TWP, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 1994; 73: 56-66.

- Koriath TWP, Johann AR. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 67-72.

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

- Kozlovsky A, Tal H, Laufer BZ, Leshem R, Rohrer MD, Weinreb M, Artzi Z. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 601–10.

- Kregzde M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using threedimensional finite element analysis. *J Oral Maxillofac* 1993; 8: 662-73.

- Kurniawan D, Nor FM, Lee HY, Lim JY. Finite element analysis of bone-implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012; 41: 1090-6.

- Landry KE, Johnson PF, Parks VJ, Pelleu GB. A photoelastic study to determine the location of the non rigid connector in a five unit intermediate abutment prostheses. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 545-7.

- Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implant Res* 2000; 11: 146-55.

- Lanyon LE, Goodship AE, Pye CJ, Macfie JH. Mechanically adaptive bone remodelling. *J Biomech* 1983; 15: 141-54.

- Law C, Bennani V, Lyons K, Swain M. Influence of implant framework and mandibular flexure on the strain distribution on a Kennedy class II mandible restored with a long-span implant fixed restoration: A pilot study. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 31-7.

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

- Liao SH, Tong RF, Dong JX. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Comput Med Imag Grap* 2008; 32: 53-60.

- Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implant Res* 1996; 7: 329-36.

- Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external-hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 75-8.

- Manda MG, Psyllaki PP, Tsipas DN, Koidis PT. Observations on an in-vivo failure of a titanium dental implant/abutment screw system: a case report. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 89: 264-73.

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

- Martin DE, Serverns AE. Determination of mechanical stiffness of bone by pQCT measurements: correlation with nondestructive mechanical four-point bending test data. *J Biomech* 2004; 37: 1289-93.
- Martin RB, Burr DB, Sharkey NA. *Skeletal tissue. Mechanics.* Nueva York: Springer; 1998.
- McDowell JA, Regli CP. A quantitative Analysis of the decrease in width of the mandibular arch during forced movements of the mandible. *J Dent Res* 1961; 40: 1183-5.
- Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Bürgin W. Occlusal force and oral sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 345-54.
- Merz B, Hunenbart S, Belser U. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 519-26.
- Misch CE. La mandíbula totalmente edéntula: planes de tratamiento para prótesis fijas. En: Misch CE, Ed. *Implantología Contemporánea.* Barcelona: Elsevier; 2009: 314-26.
- Misch CE. Opciones de prótesis fija sobre implantes para toda la arcada. En: Misch CE, Ed. *Prótesis dental sobre implantes.* Madrid: Elsevier-Mosby; 2007: 252-64.
- Misch CM, Ismail YH. Finite element stress analysis of tooth-to-implant fixed partial denture designs. *J Prosthodont* 1993; 2: 83-92.
- Misch LS, Misch CE. Denture satisfaction: a patient's perspective. *Int J Oral Implant* 1991; 7: 43-8.

- Miyamoto Y, Fujisawa K, Takechi M, Momota Y, Yuasa T, Tatehara S, Nagayama M, Yamauchi E. Effect of the additional installation of implants in the posterior region on the prognosis of treatment in the edentulous mandibular jaw. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14: 727-33.
- Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part III: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 425-31.
- Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 409-14.
- Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darvis P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: prosthetics aspects. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 949-56.
- Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stress around fixtures in various reconstructed mandibular models- Part II (effect of horizontal load). *J Craniomaxillofac Surg* 2003; 31: 168-75.
- Naini RB, Nokar S. Three-Dimensional finite analysis of the effect of 1-piece superstructure on mandibular flexure. *Implant Dent* 2005; 18: 428-37.
- Natali A, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Mater* 2006a; 22: 388-95.
- Natali A, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res* 2006b; 17: 67-74
- Nokar S, Naini RB. The effect of superstructure design on stress distribution in peri-implant bone during mandibular flexure. *Int J Oral Maxillofac implants* 2010; 25: 31-7.

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

- Oliveira de Almeida E, Passos Rocha E, Gonçalves Assunção W, Chagas Freitas Jr. A, Bruniera Anchieta R. Cortical bone stress distribution in mandibles with different configurations restored with prefabricated bar-prosthesis protocol: a three-dimensional finite-element analysis. J Prosthodont 2011; 20: 29-34.

- Omar R, Wise MD. Mandibular flexure associated with muscle force applied in the retruded axis position. J Oral Rehabil. 1981; 8: 209-21.

- Osborn J, Tomli HR. Medial Convergence of the mandible. Brit Dent J 1964; 4: 112-4.

- Özcelik FB, Ersoy E, Yilmaz B. Biomechanical evaluation of tooth and implant-supported fixed dental prostheses with various non-rigid connector positions: a finite element analysis. J Prosthodont 2011; 20: 16-28.

- Paez CY, Barco T, Roushdy S, Andres C. Split-frame implant prosthesis designed to compensate for mandibular flexure: A clinical report. J Prosthet Dent 2003; 89: 341-3.

- Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. J Dent 1997; 25: 485-91.

- Parel SM, Sullivan D. Full arch and edentulous ceramometal restoration. In: Parel SM, Sullivan D, Eds. Esthetics and osseointegrations. Dallas; Univ of Texas Health Science; 1989.

- Parfitt GS. Measurement of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction. J Dent Res 1960; 39: 608-12.

- Prakash V, D'Souza MD, Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: A three dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2009; 20: 31-6.

- Pérez MA, Prados-Frutos JC, Bea JA, Doblaré M. Stress transfer properties of different comercial dental implants: a finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2012; 15: 263-73.

- Petrie CS, Williams JH. Probabilistic analysis of peri-implant strain predictions as influence by uncertainties in bone properties and occlusal forces. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 611-9.

- Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M. Clinical and histologic features of a nonaxial load on the osseointegration of a posterior mandibular implant: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 273–5.

- Pigozzo MN, Lagana DC, Sesma N, Souza GF, Ichi L. Photoelastic stress analysis in mandibular bone surrounding bar-clip overdenture implants. *Braz Oral Res* 2014; 28: 1-8.

- Pimentel AC, Manzi MZ, Polo CI, Sendyk CL, Naciério-Homem MD, Sendyk WR. Photoelastic analysis on different retention methods of implant-supported prosthesis. *J Oral Implantol* 2013; PMID: 25198152. doi: <http://dx.doi.org/10.1563>.

- Qian L, Todo M, Matsushita Y, Koyano K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 866-77.

- Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 253–62.

- Quirynen M, Naert I, Van Stenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3: 104-11.
- Ralph JP, Caputo AA. Analysis of stress patterns in the human mandible. *J Dent Res* 1975; 54: 814-21.
- Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of Brånemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Maxillofac Implants* 1991; 6: 177-86.
- Rangert B, Jemt T, Jornéus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 3: 241-7.
- Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; 10: 326-34.
- Regli CP, Kelly EK. The phenomenon of decreased mandibular arch width in opening movements. *J Prosthet Dent* 1967; 17: 49-53.
- Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 671-6.
- Rissin L, House JE, Manly RS et al. Clinical comparison of masticatory performance and electromyographic activity of patients with complete dentures, overdentures and natural teeth. *J Prosthet Dent* 1978; 39: 508-11.
- Roberts WE. Fundamental principles of bone physiology, metabolism and loading. In: Naert I, van Steenberghe D, Worthington P, Eds. *Osseointegration in oral rehabilitation. An introductory textbook*. London: Quintessence; 1993: 163–4.

- Rouvière H, Delmas A. Músculos de la cabeza y cuello. En: Rouvière H, Delmas A, Eds. Anatomía Humana descriptiva, topográfica y funcional. Tomo 1: cabeza y cuello. 11º Ed. Barcelona: Elsevier; 2005: 161-83.

- Rouvière H, Delmas A. Articulaciones de la cabeza y del cuello. En: Rouvière H, Delmas A, Eds. Anatomía Humana descriptiva, topográfica y funcional. Tomo 1: cabeza y cuello. 11º Ed. Barcelona: Elsevier; 2005: 147-60.

- Sahin S, Çehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. J Dent 2002; 30: 271-82.

- Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. J Dent 2012; 40: 467-74.

- Sambrook RJ, Judge RB. The cross-pin retained implant supported restoration: a study of gasket placement and leakage. Aust Dent J 2012; 57: 415-20.

- Sato Y, Shindoi N, Hosokawa K, Tsuga K, Akagawa Y. A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. J Oral Rehabil 2000; 27: 15-21.

- Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Implants Res 2000; 11: 156-8.

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

- Segundo RMH, Oshima HMS, Lima da Silva IN, et al. Stress distribution of an internal connection implant prostheses set: a 3D finite element analysis. Stomatologija 2009; 11: 55-59.

- 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.
- Sergötz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 19-27.
- Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 165-9.
- Sevimay M, Turhan F, Kiliárslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005a; 93: 227-34.
- Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005b; 73: 140-7.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentos esenciales en prótesis fija*. 3º Ed. Barcelona: Quintessence; 2006: 89-90.
- Skalak R. Aspectos de las consideraciones biomecánicas. En: Brånemark PL, Zarb GA, Albrektsson T, Eds. *La oseointegración en la odontología clínica*. Barcelona: Quintessence; 1999: 117-28.
- Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 843-8.
- Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modelling and remodelling. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 553-61.

- Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998a; 13: 781-90.
- Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998b; 13: 82–90.
- Stellingsma K, Raghoobar GM, Meijer HJ, Stegenga B. The extremely resorbed mandible: a comparative prospective study of 2-year results with 3 treatment strategies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 563-77.
- Suedam V, Souza EAC, Moura MS, et al. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: 196-200.
- Sütpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 819-25.
- Timoshenko SP, Goodier JN. *Theory of elasticity*. 3rd Ed. New York: Mc Graw-Hill Book Company; 1970.
- Torsello F, Torresanto VM, Ercoli C et al. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. *Clin Oral Implant Res* 2008; 19: 772-9.
- Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around implants. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9: 407-18.
- Van Rossen IP, Braak LH, de Putter C, de Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 198-205.

- Van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; 10: 51-7.
- Vasconcellos LG, Nishioka RS, Vasconcellos LM, Nishioka LN. Effects of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci* 2011; 19: 610-5.
- Vollmer D, Meyer UJ, Vegh A, Piffkó J. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 2000; 28: 91-6.
- Wang TM, Leu LJ, Wang JS, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implant in poor quality bone: A numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 231-7.
- Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 19-31.
- Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 199; 8:421-33.
- Weinman JP, Sicher H. *Bone and Bones*. 2^o Ed. St. Louis: Mosby Company; 1955.
- Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990; 21: 563-70.
- Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 105-11.
- Wright KW, Yettram AL. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. *J Prosthet Dent* 1979; 42: 411-6.

- Wu T, Liao W, Dai N, Tang C. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. *J Biomech* 2010; 43: 1941-6.
- Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 721-8.
- Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, et al. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 578-83.
- 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 Impl Res* 2003; 14: 103-14.