

UNIVERSIDAD DE OVIEDO

Departamento de Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas

Investigación en Odontología

**EXTENSOMETRÍA DE LA ORGANIZACIÓN ESPACIAL DE
ROMPEFUERZAS EN PUENTES CON PILAR INTERMEDIO.**

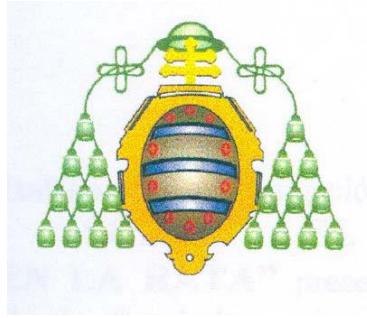
TESIS DOCTORAL

2014

Doctorando: Carolina Barletta Del Campo

Directores: Prof. Dr. Ángel Álvarez Arenal.

Dr. José Pedro Fernández Vázquez



UNIVERSIDAD DE OVIEDO

Departamento de Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas

Investigación en Odontología

**EXTENSOMETRÍA DE LA ORGANIZACIÓN ESPACIAL DE
ROMPEFUERZAS EN PUENTES CON PILAR INTERMEDIO.**

TESIS DOCTORAL

2014

Doctorando: Carolina Barletta Del Campo

Directores: Prof. Dr. Ángel Álvarez Arenal.

Dr. José Pedro Fernández Vázquez



RESUMEN DEL CONTENIDO DE TESIS DOCTORAL

1.- Título de la Tesis	
Español/Otro Idioma: Extensometría de la organización espacial de rompiefuerzas en puentes con pilar intermedio	Inglés: Extensometry of the spatial organization of stress-breakers in bridges with an intermediate abutment.
2.- Autor	
Nombre: Carolina Barletta Del Campo	DNI/Pasaporte/NIE:
Programa de Doctorado: Investigación en odontología.	
Órgano responsable: Universidad de Oviedo	

RESUMEN (en español)

INTRODUCCIÓN. La restauración de dos brechas contiguas con una prótesis fija convencional supone el diseño de un puente dental como mínimo de cinco unidades y un pilar intermedio. Biomecánicamente, ante una carga oclusal se puede formar un sistema de palanca con fulcro en el pilar intermedio incrementando el estrés óseo peridentario. El uso de un rompiefuerzas, interlock o conector no rígido por mesial o distal en el pilar intermedio sería la solución para anular el fulcro y disminuir el estrés. No obstante no hay evidencia científica suficiente para decidir si biomecánicamente es más favorable este diseño de puente fijo-móvil comparado a uno rígido, ni tampoco cual es la situación más favorable del rompiefuerzas y la disposición por oclusal o gingival de su tope

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS. La hipótesis inicial es: La situación y disposición de un rompiefuerzas en el pilar intermedio de un puente fijo-móvil aumenta la deformación transmitida al terreno de soporte. Y como objetivos a conseguir: 1. Determinar si el empleo o no de rompiefuerzas modifica la respuesta extensométrica. 2. Estimar si la diferente situación del interlock influye en la extensometría de los elementos del puente. 3. Comparar y señalar las diferencias extensométricas en un puente con y sin interlock. 4. Indicar cuál es la situación y disposición más favorable del interlock. 5. Elaborar un modelo pronóstico

MATERIAL Y METODOLOGÍA. Para dar respuesta a la hipótesis y los objetivos, se diseñó un estudio experimental in vitro basado en el método de análisis extensométrico, con el siguiente material y metodología. El espécimen de trabajo es un bloque de resina fotoelástica PL-2, con réplicas dentales metálicas embebidas en él que simulan dos brechas contiguas. Con la técnica a la cera perdida se construyeron un total de 60 puentes, distribuidos en 5 grupos de 12 unidades cada uno, uno era el puente rígido y los otros puentes con interlock de diferente situación y disposición. Se aplicó una fuerza axial de 100N en la zona central de las caras oclusales a través de una máquina electromecánica de fluencia de carga y los valores de deformación se registraron a partir de tres galgas situadas a nivel del tercio medio de los pilares. Se hizo un análisis estadístico descriptivo y multivariante con pruebas paramétricas y no paramétricas según procedía.

RESULTADOS. En general, el mayor promedio de microdeformación se registra en el puente con interlock (106,80 $\mu\epsilon$) comparado al sin interlock. (56,58 $\mu\epsilon$), independientemente de cuál sea el punto de aplicación de la fuerza o de la situación de



la galga en el pilar. Por otro lado, de todos los pilares, el pilar intermedio (136 $\mu\epsilon$), es el que mayor deformación soporta, independientemente del diseño del puente. De los puentes con interlock, el diseño disto-oclusal es el que registra los valores de deformación más altos (90,19 $\mu\epsilon$ galga canino, 144,8 $\mu\epsilon$ galga pilar intermedio, 143,35 $\mu\epsilon$ galga molar) comparado a la situación mesio-oclusal del interlock. Asimismo, la mayor deformación se genera cuando ésta se registra en la galga colocada en el mismo diente en el que se aplica la fuerza.

DISCUSIÓN. Los datos obtenidos muestra que los puentes sin interlock son los que menor microdeformación transmiten al terreno de soporte, dato que no está de acuerdo con otros autores y con lo relatado clásicamente en tratados de prótesis fija que consideran con mejor ambiente biomecánico los puentes con interlock. Por otro lado, los resultados confirman que el pilar intermedio es el diente con mayor probabilidad de pérdida en un puente de cinco unidades con pilar intermedio, lo que está de acuerdo con la mayoría de estudios. Asimismo este estudio muestra que la situación y disposición del rompiefuerzas que menor microdeformación transmite tampoco coincide con lo habitualmente informado. Se necesita más evidencia, en especial clínica, con estudios prospectivos aleatorizados para tomar decisiones fiables respecto a la indicación de rompiefuerzas o no.

CONCLUSIONES. De acuerdo con los resultados obtenidos y con las limitaciones de este tipo de estudio, se pueden deducir las conclusiones siguientes: 1. El puente con interlock por distal del pilar intermedio es el que mayor deformación transmite al terreno de soporte. 2 El puente rígido es el que menor deformación genera. 3. La mayor deformación se registra a nivel del pilar intermedio, independientemente del uso de rompiefuerzas. 4. Los datos obtenidos permiten admitir la hipótesis de trabajo.

RESUMEN (en Inglés)

INTRODUCTION. The restoration of two adjacent gaps with a conventional fixed partial denture implies the design of a dental bridge of at least 5 unit and an intermediate abutment. Biomechanically, under an occlusal load, class I fulcrum lever system can be performed in the pier abutment increasing stress in the bone around the teeth. The use of stress-breakers, an interlocks or a non-rigid connector on the mesial or distal surface of the pier abutment would be the solution to eliminate the fulcrum and reduce the stress. Nonetheless, there is a lack of scientific evidence to decide whether this design of fixed-movil bridge is more favourable than a rigid one, nor which is the preferable location for the stress-breaker and it's occlusal or gingival disposition.

HYPOTHESIS AND OBJETIVES. The initial hypothesis is: the location and disposition of a stress-breaker in the pier abutment increase the transmitted deformation to the supporting field. The intended objectives are: 1.To determine whether or not the use of stress-breakers modifies the extensometric response. 2. To estimate whether the different locations of the non-rigid connectors influence the extensometry of the bridges elements. 3. To compare and identify the extensometrics differences in fixed partial dentures with and without interlocks. 4. To indicate which is the more convenient location and disposition of the interlocks. 5. To develop prognostic pattern.

MATERIAL AND METHODOLOGY. In order to respond to the hypothesis and objectives, an experimental in vitro study has been design based on the method of



extensometric analysis, with the following material and methodology. The work specimen is a block of photoelastic resin PL-2, with metal dental replicas embedded in it which simulate two adjacent gaps. With the lost wax technique a total of 60 bridges were built, distributed into five groups of 12 units each, one of which being the rigid bridge and the others bridges with interlock of differing location and disposition. A 100N axial force was applied to the central area of the occlusal surface through an electromechanic load machine. And the degrees of deformation were registered by three strain gauges bonded at the height of the middle of the abutments. A descriptive and multivariate statistical analysis was carried out with parametric and non parametric tests, as was necessary.

RESULTS. In general, the highest average of microdeformation is registered in the bridge with interlock (106, 80 $\mu\epsilon$) rather than in the design without interlock (56, 58 $\mu\epsilon$), regardless of the point of load application or the location of the strain gauge in the abutment. In addition, of all the abutments, the pier abutment (136 $\mu\epsilon$) is the one which suffers the greatest deformation distinct from the bridge design. Of all the bridges without interlock, the distal-occlusal design is the one in which the highest degrees of deformation are registered (90, 19 $\mu\epsilon$ canine's gauge, 144, 8 $\mu\epsilon$ pier abutment gauge, 143, 35 $\mu\epsilon$ molar gauge) compared with the mesio-occlusal location of the interlock. Furthermore, the greatest deformation is produced when it is registered in the strain gauge bonded with the same tooth to which the load is applied.

DISCUSSION. The results obtained show that the bridges without interlock are the ones which transfer less deformation to the supporting field. A result which is not in concord with the findings of other authors or with what is traditionally thought in treatise of fixed partial dentures, which consider bridges with interlock to be biomechanically superior, moreover, the results confirm that the intermediate abutment is the tooth with the highest probability of being lost in a five-unit bridge with pier abutment, which would agree with the vast majority of studies. What is more, this study shows that the location and disposition of the stress-breaker which transmits the least microdeformation, does not coincide with what is traditionally believed. More evidence, especially clinical evidence, is needed with randomized prospective studies to make reliable decisions as to whether to use stress-breaker or not.

CONCLUSIONS. According to the results obtained and with the limitations of this type of study, the following conclusions can be made: 1. The design with the interlock in the distal surface of the pier abutment is the one which inflicts the largest amount of deformation on the supporting field. 2. The rigid design is the one which caused the least deformation. 3. The highest deformation is registered in the intermediate abutment, regardless of the use of stress-breaker. 4. The results obtained allow us to accept the initial hypothesis.

**EXTENSOMETRÍA DE LA ORGANIZACIÓN ESPACIAL DE
ROMPEFUERZAS EN PUENTES CON PILAR INTERMEDIO.**

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN EN LA ELECCIÓN DEL TEMA	6
II. ESTADO ACTUAL DEL TEMA	11
1. Conectores no rígidos	12
1.1. Indicaciones y contraindicaciones	16
1.2. Localización y colocación de los conectores no rígidos	17
1.3. Ubicación del tope de retención	23
1.4. Otras utilizaciones de los conectores no rígidos	23
2. Distribución del estrés y conectores no rígidos: extensometría, fotoelasticidad y elementos finitos	28
III. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.	38
IV. MATERIAL Y METODOLOGIA	41
1. Espécimen o modelo de trabajo	42
2. Construcción de los puentes y colocación de los interlocks	50
3. Aplicación de la carga y registro extensométrico	53
4. Procedimientos de obtención y registro de datos	70
5. Análisis de los datos.	74
5.1. Análisis descriptivo	74
5.2. Análisis Multivariante	75
V. RESULTADOS	76
1. Descripción y exploración de los datos	77
2- Análisis Multivariante	88
2.1. Estrategia de modelización para el conjunto de ambas prótesis	88
2.2. Prótesis con interlock	95
2.2.1. Estrategia de modelización	95
2.2.2. Estimaciones predictivas	98
2.2.3. Contraste marginales	101
2.3. Prótesis Rígida	115
2.3.1. Estrategia de modelización	115
2.3.2. Estimaciones predictivas	119
2.3.3. Contraste marginal	122

VI. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS.	126
1. Del material y la metodología	127
1.1. Del diseño experimental	127
1.2. Análisis estadístico	138
2. De los resultados	140
2.1. Análisis descriptivo	140
2.2. Análisis multivariante	146
3. De los modelos pronóstico	150
3.1. Estimaciones predictivas con interlock	152
3.2. Estimaciones predictivas para prótesis rígida	157
3.3. Futuras etapas del proceso de modelización.	166
3.4. Evidencias más allá de los estudios de validación.	168
VII. CONCLUSIONES.	172
VIII. BIBLIOGRAFÍA.	176

I. INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN EN LA ELECCIÓN DEL TEMA

INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN EN LA ELECCIÓN DEL TEMA.

Las restauraciones protésicas fijas dentosoportadas (coronas o puentes) son el tratamiento de elección para la sustitución de uno o varios dientes ausentes. En el caso de los puentes, estos se construyen preferentemente con conectores rígidos entre los retenedores y los pónicos debido a que proveen a la prótesis la solidez y rigidez deseable, y al mismo tiempo, minimiza la sobrecarga que implica la restauración (Shillingburg et al, 1990).

Sin embargo, no siempre una restauración fija completamente rígida está indicada, como es el caso de un puente de cinco unidades con un pilar intermedio (Fig. 1 y 2), para restaurar las brechas unitarias separadas por un diente intermedio.



Fig. 1: Puente de 5 piezas con pilar intermedio.



Fig. 2: Brecha edéntula con el segundo premolar actuando como pilar intermedio.

Los motivos por los que dicho puente no es el tratamiento ideal son diversos. En primer lugar, a causa de la curvatura de la arcada dental, los dientes de los distintos segmentos se mueven en direcciones diferentes. La movilidad linguo-labial de un diente anterior forma un ángulo considerable con la movilidad buco-lingual de un diente posterior. Estos movimientos, de magnitudes mesurables y direcciones divergentes, pueden crear sobreesfuerzos, que en un puente largo se transmitirá a los pilares terminales, actuando el pilar intermedio como fulcro (Fig. 3 y 4). La transmisión de estas fuerzas provocará el fallo del retenedor más débil, produciéndose despegamientos de los retenedores, filtraciones marginales y caries, las cuales suelen ser de tamaño considerables antes de ser descubiertas. En segundo lugar, la retención que ofrece un diente anterior, debido a su menor tamaño, es inferior a la proporcionada por un diente posterior, por lo que la resistencia a las fuerzas desplazantes es notablemente diferente (Shillingburg et al, 1990).

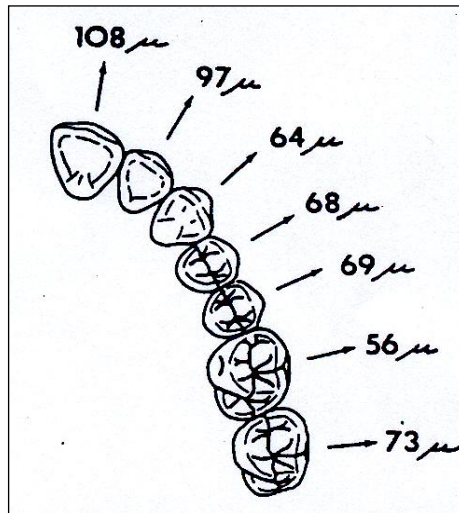


Fig. 3: Magnitudes de los movimientos dentarios en direcciones linguo-vestibulares

(Modificado de Shillinburg)

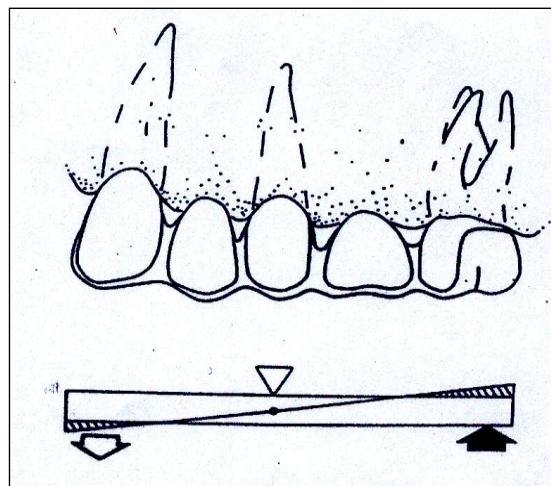


Fig. 4: Pilar intermedio actuando como fulcro. (Modificado de Shilinburg).

Una posible solución para solventar los problemas arriba mencionados producidos por un puente rígido de 5 unidades con pilar intermedio, es el uso de algún conector no rígido, también llamado rompiefuerzas o “interlock” que en general es un sistema macho/hembra que interrumpe la transmisión del exceso de carga.

Aunque este sistema puede ser la solución, no se ha encontrado en la literatura consultada estudios concluyentes que realmente justifiquen la

colocación o no de rompiefuerzas. Ni en este supuesto su localización en un pilar u otro, su ubicación en la superficie mesial o distal del pilar, ni la colocación de un tope en la porción macho o hembra del rompiefuerzas o la localización de éste por oclusal o gingival del macho o de la hembra.

Esta falta de información y evidencia son las principales motivaciones que nos han impulsado a realizar este proyecto de tesis doctoral. Nuestra pretensión incluye además la cuantificación de las microdeformaciones medidas por extensometría tras la aplicación de cargas aplicadas a los puentes con y sin conectores rígidos en diferentes ubicaciones y disposición y, de esta forma, comprobar su utilidad y la situación más favorable en el puente. Además encontrar un modelo pronóstico/predictivo.

II. ESTADO ACTUAL DEL TEMA.

ESTADO ACTUAL DEL TEMA.

1. Conectores no rígidos en prótesis fija.

El conector no rígido, también llamado rompefuerzas o “interlock”, es una unión mecánica entre el retenedor y el pónico que se monta en lugar de la usual soldadura rígida. Están constituidos por una parte macho o “patrín”, la cual se desliza en una parte hembra o “matrix”. El recorrido axial está limitado por un tope que habitualmente se sitúa en la región cervical de la parte hembra, pero puede estar situado en oclusal del macho.

En restauraciones protésicas fijas, los conectores no rígidos que pueden utilizarse son los deslizantes intracoronarios a fricción activables o no activables (Fig. 5 y 6).

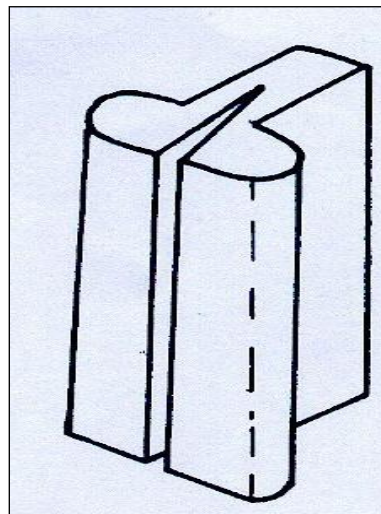


Fig. 5: “Interlock” deslizante intracoronario a fricción activable

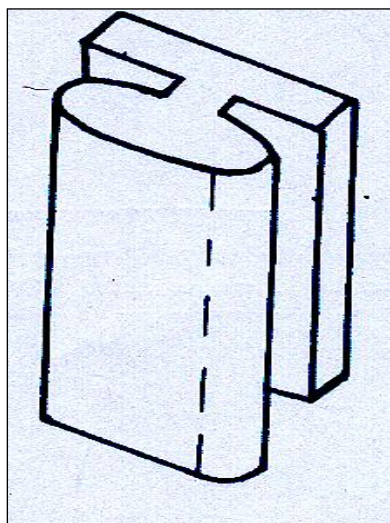


Fig. 6: “Interlock” deslizanteIntracoronal a fricción no activable

En los primeros, la parte macho está hendida para permitir la activación de la fricción responsable de la retención del sistema, y según sea la mayor o menor separación que se de a las hojas activables, mayor o menor será la retención. En los segundos, como no tienen hojas activables, la retención es sólo por fricción, por lo que cuanto más largo sea el rompiefuerzas, mayor será la fricción y la retención.

Existen gran variedad de conectores no rígidos en el mercado y cada día siguen saliendo nuevos modelos y diseños que pretenden mejorar los resultados mecánicos, unidos a una mayor facilidad de trabajo. Dichos conectores, se presentan en diferentes tamaños, tanto en altura como en ancho o en profundidad; por lo que antes de hacer los tallados de los dientes pilares se debe medir la longitud de estos en sentido vertical y buco-lingual, con el fin de escoger aquel que en altura y anchura se ajuste más al tipo de pilar que tenemos.

Algunos diseños de estos rompiefuerzas han sido propuestos por diversos autores pero las formas más frecuentemente utilizadas son las de

un cilindro macizo (Fig. 7 y 8) o de un raíl en forma de T, que se suelda al pónico y un cilindro hueco o un alojamiento para el raíl en T situado en el retenedor del pilar (Fig. 9)



Fig. 7: “Interlock” en forma de cilindro.

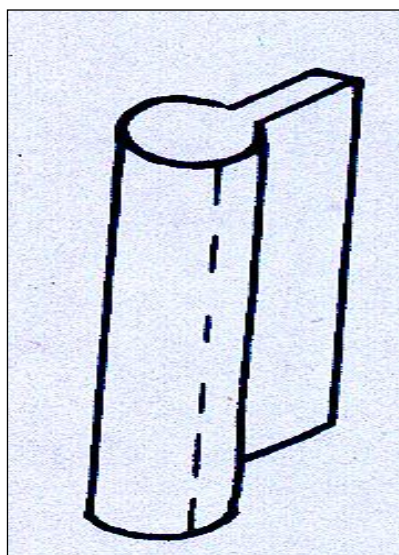


Fig.8: “Interlock” en forma de cilindro (macho).

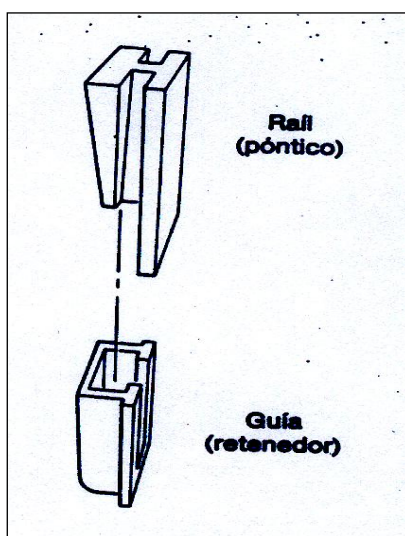


Fig.9: "Interlock" en forma de T (Modificado de Shillinburg)

Los conectores no rígidos pueden ser elaborados previamente por el fabricante para ser soldados o sobrecolados en la estructura metálica o estar elaborados con patrones calcinables para ser colados en el laboratorio dental. Estos dos tipos básicamente similares de construcción suelen diferenciarse llamando al primero aditamento de precisión y al segundo, de semiprecisión. Los prefabricados se elaboran con metales preciosos, donde la adaptación de los dos elementos de trabajo (macho y hembra) es muy íntima y por lo tanto más exacta en su construcción que los manufacturados en el laboratorio. Los conectores de precisión prefabricados se presentan en diferentes aleaciones para hacer la soldadura o para colar directamente sobre ellos. Las aleaciones con que se fabrican tienen como base el oro, platino e iridio y permiten una buena unión con las aleaciones preciosas convencionales y con las preciosas que se utilizan en estructuras de metal-cerámica.

1.1. Indicaciones y contraindicaciones:

Aunque la indicación principal de los conectores no rígidos se han descrito en puentes de cinco unidades con pilar intermedio para evitar que dicho pilar actúe como fulcro en un sistema de palanca de primer género en dirección buco-lingual u ocluso-cervical (Shillingburg et al, 1990; Kenneth et al, 1987), y prevenir así que genere fracasos mecánicos o de retención (Moulding et al, 1988), hay otras indicaciones frecuentes en la praxis clínica como pueden ser puentes situados en combinación de trayectos curvos y rectos, para hacer un puente cuando los pilares tienen valores retentivos diferentes, o para unir, separar o romper tramos de puentes con el fin de vencer las dificultades existentes por la falta de paralelismo entre pilares, entre otros.

No obstante no están exentos de contraindicaciones como son situaciones de pódicos largos, debido a que un pódico largo produciría una magnificación del movimiento, que también sería lesivo para el pilar extremo. Si los pilares muestran una movilidad de cierta importancia (Shillingburg et al, 1990), un diseño rígido puede ser preferible clínicamente cuando los dientes pilares tienen una disminución periodontal porque el estrés podría compartirse más uniformemente entre todos los dientes (Kenneth et al, 1987). Por último, cuando no hay una distribución pareja de las fuerzas en todas las partes del puente, por ejemplo si el pilar posterior o el pódico o ambos no tienen antagonistas u ocluyen con una prótesis parcial removible, y si las tres unidades anteriores ocluyen con dientes naturales, la parte macho del conector y las unidades posteriores, sometidas fuerzas mínimas o nulas, pueden sufrir tendencia a la súper erupción (Shillingburg et al, 1990).

1.2. Localización y colocación del conector no rígido:

Ante una restauración protésica fija de cinco unidades con pilar intermedio, la posible localización de un conector no rígido no es unánime, con diferentes criterios.

Shillingburg et al (1990) y Shillingburg and Fisher (1973) , mostraron que el conector no rígido ha de colocarse en el pilar intermedio ya que si se sitúa en algún pilar terminal, permitiría que el pónico ejerciera un gran brazo de palanca con el pilar intermedio como fulcro (Fig. 9).

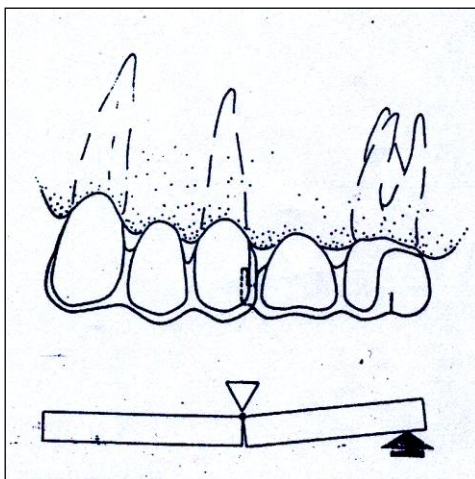


Fig. 9: “Interlock” en el pilar intermedio evitando que éste actúe como fulcro. (Modificado de Shillingburg)

Por otro lado, la hembra del conector no rígido se coloca en la superficie distal del pilar intermedio, dentro del contorno normal, y el macho se sitúa en la superficie mesial del pónico que sustituye al diente distal ausente (Fig. 10). La razón de colocarlos así, es debido a que los ejes longitudinales de los dientes posteriores tienen una ligera inclinación hacia mesial y las fuerzas oclusales aplicadas verticalmente provocan un movimiento adicional en esa misma dirección y al colocarlos de esta

manera, dicho movimiento hacia mesial tiende a enclavar solidamente al macho en la hembra. Si por el contrario, la hembra se coloca en la superficie mesial del pilar intermedio y el macho en la superficie distal del pónico mesial (Fig. 11), la parte macho tiende a ser expulsada durante los mencionados movimientos hacia mesial.

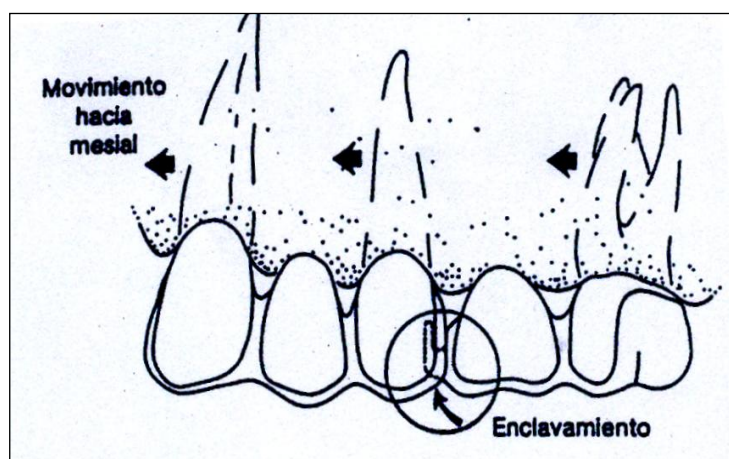


Fig. 10: Si el “interlock” se ubica en la cara distal del pilar intermedio, los movimientos en dirección mesial tienden a enclavar al macho en la hembra. (Modificado de Shillinburg).

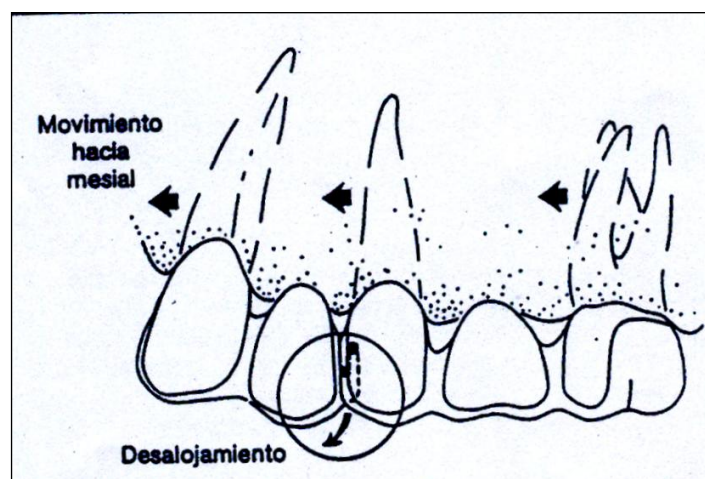


Fig. 11: Si el “interlock” se ubica en la cara mesial del pilar intermedio, los movimientos en dirección mesial tienden a desalojar al macho. (Modificado de Shillinburg).

Al contrario, Laundry et al (1987) basándose en un trabajo de Markley (1951), sugieren que el estrés podría romper o despegar cualquier retenedor terminal pero no el pilar intermedio, de manera que las cargas centradas en el pilar intermedio son en parte soportadas por los pilares terminales por lo que no sería necesario un rompiefuerzas o por lo menos no en el pilar intermedio.

Sin embargo, Moulding et al (1988) basándose en los antiguos trabajos de Adam (1956) y Gill (1952), aconsejaban tanto la utilización de dos conectores no rígidos, uno en la superficie distal del pilar intermedio y un segundo, si se desea, en la superficie distal del pilar anterior como que el conector no rígido debería estar posicionado en una o en las dos caras proximales del pilar intermedio para prevenir el fulcro.

Sin embargo, en otro trabajo de investigación posterior pero sin pilar intermedio, los mismos autores (Moulding et al, 1992), proponen una alternativa a la orientación habitual del conector no rígido, la cual consiste en colocar el macho en la superficie distal del pilar anterior y la hembra en posición mesial del pónico. Además de este cambio, dichos autores situaron el tope de retención del conector no rígido hacia la región oclusal (Fig. 12 y 13).

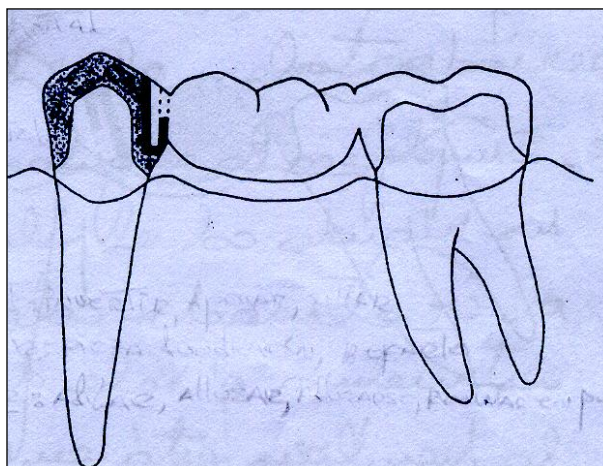


Fig. 12: “interlock” en su posición habitual. Hembra en distal del pilar, macho en mesial del pónico y tope de retención en cervical. (Modificado de Shillinburg)

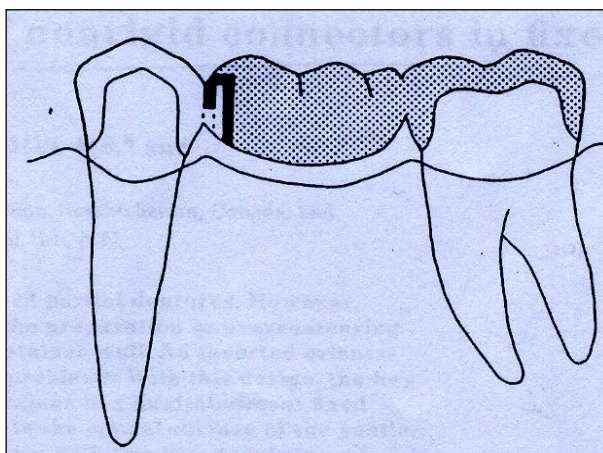


Fig. 13: “Interlock” con orientación invertida. Hembra en mesial del pónico, macho en distal del pilar y tope de retención en oclusal. (Modificado de Shillinburg)

Al utilizar esta orientación invertida, obtuvieron distintas ventajas. En primer lugar al colocar el macho en la superficie distal del pilar, éste se puede preparar con una menor reducción para albergar al retenedor no rígido, conservando más cantidad de diente. Esta conservación de estructura dentaria asegura la retención, mejora la fuerza del contrafuerte y minimiza la irritación pulpar. En segundo lugar, el conector no rígido al estar totalmente dentro del pónico, permite que se pueda controlar el sobrecontorneado del pilar, evitando así problemas periodontales. En

tercer lugar, el problema con el paralelismo del conector no rígido para un pilar posterior inclinado mesialmente se soluciona con este cambio de orientación, al ir el macho colocado (a modo de un pequeño voladizo) en la cara distal del pilar mesial y la hembra está en una posición más distal del pónico (Fig. 14).

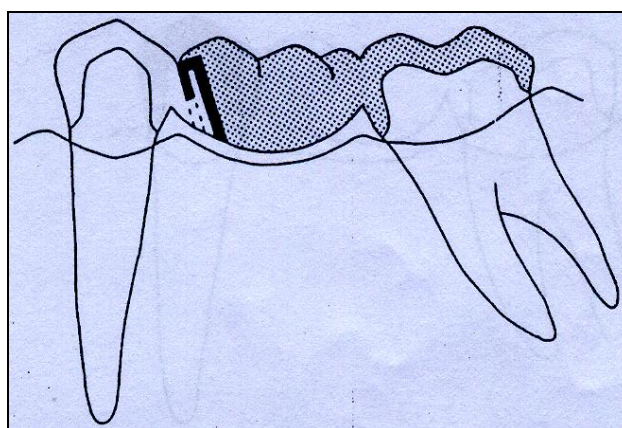


Fig. 14: Orientación invertida del “Interlock” con el pilar posterior mesializado.(Modificado de Shillinburg).

Esta orientación invertida permite más flexibilidad en el posicionamiento del conector. Y por último, mejora la estética ya que la única evidencia visual del conector es la interfase entre los planos guía metálicos de los dos segmentos. Sin embargo, a pesar de las ventajas mencionadas, este cambio de orientación también ofrece desventajas, como son el hecho de que la hembra está alejada del eje longitudinal del pilar, pudiendo hacer que se produzca un torque distal del pilar y además, la apertura de la hembra está posicionada en la superficie gingival del pónico. Con pónicos que contactan con la mucosa, el espacio entre el macho y la hembra es un área para la retención de placa bacteriana, lo cual puede dar lugar a irritaciones del tejido. Este último problema, se soluciona usando pónicos que no contacten con la mucosa, lo cual no

siempre es posible, sobretodo en zonas anteriores, donde prima la estética, en las cuales hay que darle al pónico un aspecto natural.

Por lo tanto, las posibilidades con las que una restauración protésica fija con pilar intermedio puede realizarse son con conectores rígidos, con conectores no rígidos con la orientación habitual colocados en la superficie distal del pilar mesial, en la superficie mesial o distal del pilar intermedio o en la superficie mesial del pilar distal (Fig. 15). Y por último, la otra posibilidad sería colocar el conector no rígido con una orientación invertida.

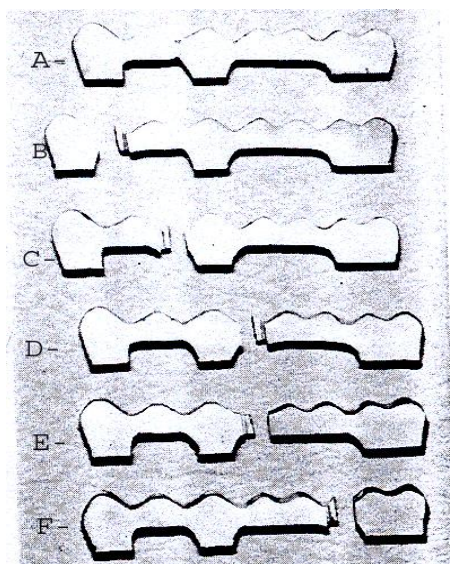


Fig.15: Posibles diseños de la situación de un "interlock" en un puente de 5 piezas con pilar intermedio. A-Sin "interlock". B-Con "interlock" por distal del pilar anterior. C- Con "interlock" por mesial del pilar intermedio. D-Con "interlock" por distal del pilar intermedio. E-Con "interlock" en orientación invertida. F- Con "interlock" por mesial del pilar posterior. (Modificaciones de Shillinburg).

No obstante todas estas aseveraciones y argumentos, no están basadas en la evidencia científica, siendo meras especulaciones.

1.3. Ubicación del tope de retención:

El tope de retención de los conectores no rígidos es un elemento cuya función es limitar el recorrido axial del macho cuando se está deslizando por la hembra. Dicho tope generalmente se localiza en la región cervical de la parte hembra.

En la investigación realizada por Moulding et al (1992), el tope de retención fue colocado en la región oclusal, cuya principal ventaja era la estética ya que la única evidencia visual del conector es la interfase entre los planos guía metálicos de los dos segmentos; sin embargo, la hembra al tener la apertura hacia la superficie gingival, crea un área de retención de placa bacteriana, lo cual puede dar lugar a la irritación del tejido. Pero, en nuestra revisión bibliográfica, no hemos encontrado suficientes datos que justifiquen la colocación del tope de retención del conector no rígido en la región cervical u oclusal.

Por lo tanto la escasa información obtenida de nuestra revisión bibliográfica no revela ni deja claro si es realmente favorable o no el diseño no rígido de la prótesis parcial fija frente a un diseño rígido, ni la ubicación más favorable de los mencionados rompefuerzas, ni tampoco la situación de sus topes de retención.

1.4. Otras utilizaciones de los conectores no rígidos:

Los conectores no rígidos, interlocks o rompefuerzas además de poder ser utilizados en la construcción de prótesis fija, como hemos mencionado anteriormente, también pueden ser empleados en el diseño de prótesis mixtas, sobredentaduras sobre dientes naturales o implantes o en puentes mixtos dento-implantosoportados.

Una prótesis mixta (Fig. 16 y 17) es la combinación de una prótesis fija y una prótesis parcial removible, cuyo ensamblaje entre ambas se

lleva a cabo mediante un atache, aditamento de precisión o conector no rígido, el cual es un mecanismo de ajuste exacto de macho y hembra, donde una porción de se une al diente pilar y otra al esqueleto metálico de la prótesis parcial removible.



Fig.16 y 17: Prótesis mixta.

En general, existe una gran variedad de ataches en el mercado y cada día siguen saliendo nuevos modelos y diseños que pretenden mejorar los resultados mecánicos, unidos a una mayor facilidad en el trabajo, no obstante todos ellos tienen ventajas, desventajas e indicaciones que no son de interés para el tema que nos ocupa.

Por otro lado, las sobredentaduras convencionales o implantoportadas son restauraciones protésicas que necesitan obligatoriamente del concurso de ataches para una retención adecuada y

satisfactoria, sean estos axiales o en barra (figura 18 y 19). En cualquier caso, tanto unos como otro están disponibles en múltiples formas y tamaños, aunque no son de nuestro interés pues ninguno de ellos se utiliza en prótesis parcial fija.

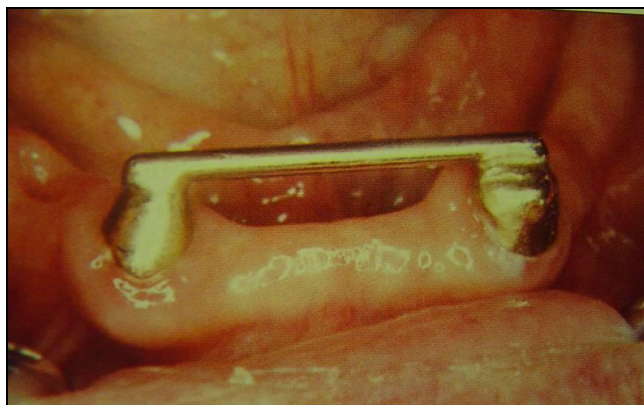


Fig. 18: Sobredentadura sobre barra.

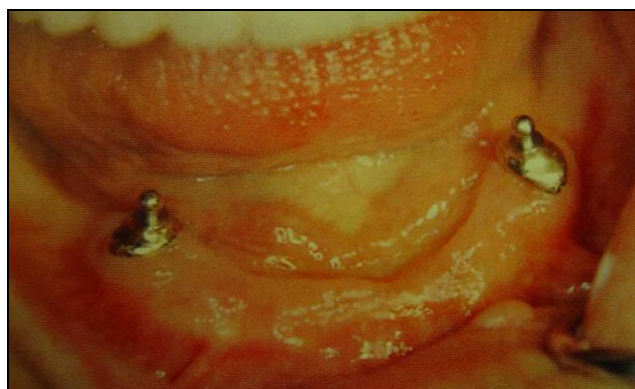


Fig. 19: Sobredentadura sobre ataches axiales.

No obstante en la actualidad y cada vez más en aumento, una alternativa al uso de restauraciones protésicas fijas dentosoportadas para la sustitución de dientes ausentes, es la indicación de una prótesis fija implantosoportada. Así y aunque en la mayoría de los casos, la rehabilitación de un espacio edéntulo se lleva a cabo mediante una prótesis fijas implantosoportada sin conexión a dientes naturales, existe también la posibilidad de unir protésicamente dos estructuras tan

diferentes como son diente e implante (Fig.20), con un puente con y sin interlock.

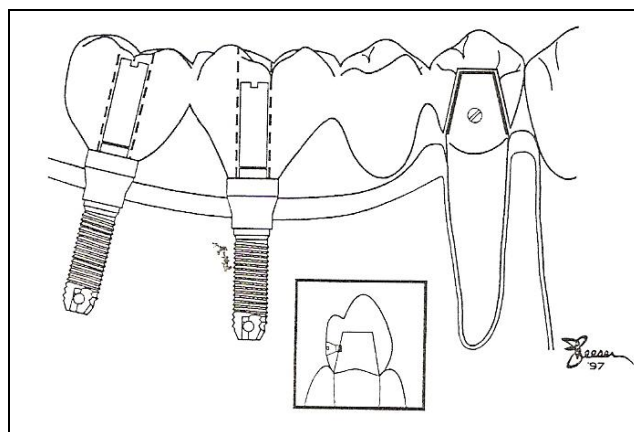


Fig. 20: Puente mixto dento-implante soportado.

Cuando así se hace hay que tener en cuenta que un diente natural se encuentra rodeado por el ligamento periodontal, el cual le confiere un carácter resiliente ante las fuerzas oclusales, de modo que puede compensar el estrés oclusal mediante pequeños movimientos, y a su vez posee propioceptores que desempeñan un papel esencial en la regulación de los movimientos y de las fuerzas de masticación que le confiere un cierto grado de protección a la estructura dentaria remanente (Schulumberger et al, 1998) (Weinberg et al, 1994).

El implante, por el contrario, carece de ligamento periodontal y en consecuencia, las fuerzas oclusales transmitidas al implante y al hueso periimplantario sean de tracción, compresión y cizallamiento y también al no poseer capacidad propioceptiva no pueden ser compensadas (Schulumberger et al, 1998) (Weinberg et al, 1994) (Lill et al, 1988).

En esta situación, la ferulización diente-implante, dada la distinta naturaleza de la estructura de los pilares, no está exenta de riesgos, por lo que se han propuesto varias soluciones. Bien una conexión rígida,

consistente en la ferulización diente-implante sin establecer ningún elemento que rompa las fuerzas generadas en la prótesis; o bien una conexión semirígida, que consiste en la ferulización diente-implante con un sistema de rompiefuerzas, atache o interlock, con el fin de individualizar los sectores de la prótesis; e incluso otras soluciones como cofias telescópicas y otros que no son de nuestro interés.

Aunque este tipo de restauración, siendo uno u otro sistema de conexión, tiene ventajas e inconvenientes (Hernández et al, 2005) (Cañada Madinazcoitia et al, 2001), no es menos cierto que hay poca evidencia científica en cuanto a su resultado a medio o largo plazo. Existen pocos estudios al respecto de este tipo de prótesis y está aún muy presente la controversia sobre qué tipo de conexión debería realizarse para minimizar o anular los riesgos de intrusión del diente pilar, sobrecarga del mismo y movimiento de balanceo con sobrecarga de la estructura protésica.

En resumen, dado que existe aún poca literatura y evidencia científica, parece que la mejor opción es el empleo de la prótesis implantosoportada convencional siempre que se pueda, teniendo como alternativa la prótesis dentoimplantosoportada en aquellos casos que no sea viable su utilización.

2- Distribución del estrés y conectores no rígidos: Extensometría, Fotoelasticidad y Elementos Finitos

Extensometría

Para determinar los fenómenos de tensión/deformación que pueden suceder en el terreno de soporte de un puente con o sin conector rígido bajo la acción de las cargas oclusales, una de las técnicas es la extensometría, entendida como la ciencia que estudia la deformación de una estructura mediante determinados procedimientos mecánicos y eléctricos.

Así, para la medida de tensiones producidas en los rompiefuerzas y las estructuras de soporte se utilizan, habitualmente, galgas extensométricas que consisten en una resistencia eléctrica que se posiciona sobre la zona a medir (Silabus De Extensimetría. Grupo De Medidas Ibéricas S.L.)

La medida de magnitudes como torque, carga o presión por medio de este tipo de galga extensométrica se basa en la modificación que experimenta el valor de la resistencia eléctrica de la galga al deformarse ésta como consecuencia de las fuerzas aplicadas (Clelland et al, 1995).

Este tipo de galga se adhiere al material a estudiar antes de aplicarse las cargas a medir. La galga se deforma simultáneamente con el material a estudio y esta deformación produce una modificación en el valor de la resistencia eléctrica de la galga (Silabus De Extensimetría. Grupo De Medidas Ibéricas S.L.). Siendo esta última fácilmente mensurable con un “omhniometro”.

Para la elaboración y aplicación de una banda extensométrica se utiliza el principio de Wheastone (Fig. 22) y su ecuación.

Ecuación de Wheastone:

$$e_0 = E/4 * (\Delta R_1/R_1 - \Delta R_2/R_2 + \Delta R_3/R_3 - \Delta R_4/R_4)$$

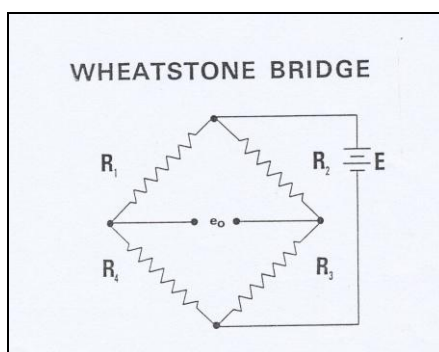


Fig. 22: Esquema del Puente de Wheastone.

Las galgas que se emplean actualmente son de 120 y 350 ohmnios, aunque también se encuentran de 1000 o 5000 ohmnios pero no son las habituales. Constan de un filamento de sección rectangular plegado varias veces hasta formar una rejilla colocada sobre un soporte plástico. Este soporte tiene que ser un aislante eléctrico y debe de deformarse igual que el material sobre el que va pegado. Generalmente, en las bandas modernas, el material empleado como soporte es la poliamida, están encapsuladas y su tamaño habitual oscila entre 3 y 6 mm en los modelos más corrientes.

Las galgas extensométricas únicamente pueden medir tensiones en una sola dirección, si quisiéramos medir tensiones en distintas direcciones sería necesario una combinación de tres galgas (Clelland et al, 1993) no paralelas o bien una en forma de roseta.

La unidad de medida empleada en extensometría es la microdeformación ($\mu\epsilon$) equivale al cambio en la longitud de la banda

dividido entre su longitud original multiplicado por 10^{-6} . Por tanto 1000 $\mu\epsilon$ equivalen a una variación del 0,1% de la longitud de la galga (Inturregui et al, 1993).

Con este método se puede analizar el efecto del estrés a una fuerza externa, sobre una estructura basada en el principio del cambio de la resistencia eléctrica o de las propiedades físicas, proporcionando resultados precisos, bajo una gran variedad de condiciones de pruebas. Es un análisis no destructivo y repetitivo con diferentes cargas. No obstante, proporciona información, punto por punto, sin un contexto general, lo que dificulta su comprensión en modelos complejos bajo un efecto dinámico. También es difícil determinar si se ha cometido algún error en un punto del ensayo.

Aunque la extensometría es una técnica válida para valorar el estrés, en la literatura odontológica no hemos encontrado bibliografía que relacione los conectores no rígidos con la extensometría, lo cual viene una vez más a justificar la realización de este proyecto de tesis doctoral.

No obstante, se han encontrado otras utilizaciones de la extensometría en odontología, como su uso en estudios que intentan caracterizar la magnitud y la dirección del máximo estrés que se desarrolla en la zona central de las prótesis completas por donde tienden a romperse (Prombonas et al, 2006) o investigar los niveles de fuerza obtenidos en una prótesis de polimetilmetacrilato durante la masticación y deglución (Stet al, 1979) e incluso para determinar los efectos de la posición de los dientes artificiales y los niveles de carga en los patrones de estrés de las prótesis completas maxilares (Prombonas et al, 2002). Sin embargo, es utilizada fundamentalmente en el campo de la implantología, ya sea para comparar la distribución del estrés producido al utilizar pilares rectos o

con distinto grado de angulación (Brosh et al, 1998) , ver los efectos que producen dichos pilares angulados alrededor del hueso periimplantario (Clelland et al, 1993) (Clelland and Gilat, 1992), comparar la fuerza transmitida al hueso periimplantario con sobredentaduras con diferentes niveles de adaptación (Clelland et al, 1995), valorar la utilización de implantes estrechos como apoyo distal de una prótesis parcial fija de 3 unidades.

Aunque la extensimetría es un método válido para cuantificar deformaciones, no es menos cierto que en odontología no es un procedimiento frecuente en diseños de investigación. Al contrario, el método más empleado para determinar la distribución y concentración del estrés en los estudios realizados hasta el momento sobre conectores rígidos y no rígidos en prótesis fija ha sido el método de análisis por elementos finitos y la técnica de fotoelasticidad. Esta última es un recurso físico que proporciona trazados e imágenes que evidencian el comportamiento mecánico de la pieza objeto. Consiste en un método óptico, aplicación de las propiedades de la luz polarizada, basado en la birrefringencia accidental de los cuerpos isótropos transparentes y de ciertas resinas. La birrefringencia es la capacidad que tiene un material transparente, cuando es sometido a la acción de una fuerza externa, de separar en dos rayos, perpendiculares entre sí, la luz polarizada que incide sobre él. De los dos rayos, cada uno está fuera de la fase con respecto al otro, creando patrones o franjas visibles a través de un polaroscopio. Con este sistema se puede determinar el campo de influencia de una fuerza externa de forma repetitiva sin deformación permanente. La transparencia de los materiales fotoelásticos, como las resinas flexibles de epoxisulfuro y polisulfuro, permite una observación directa de la concentración del

estrés en la parte interna del modelo. Estas mediciones son cualitativas y difícilmente cuantitativas y se analiza la actuación de la fuerza de forma estática y no dinámica.

Fotoelasticidad

La fotoelasticidad puede llevarse a cabo con luz monocromática, como, por ejemplo, la luz de sodio; o con luz compuesta, blanca o no, que dan imágenes de aspecto diferente, aunque del mismo valor. Estas imágenes exhiben las trayectorias y tensiones a que están sometidas las distintas zonas del material objeto de estudio y se sabe que cuando se conocen las tensiones principales en un número suficiente de puntos, se puede trazar el dibujo de sus trayectorias. Este método físico ha sido utilizado para el estudio y cálculo de la resistencia de los elementos componentes del esqueleto, o sea, de los maxilares y de los dientes, para el cálculo de resistencia en la preparación de cavidades de los dientes, así como en la medida de las fuerzas de las arcadas dentarias y de los arcos ortodóncico. Dicho método, fue el más empleado para determinar la distribución y concentración del estrés en los estudios realizados hasta el momento sobre conectores rígidos y no rígidos en prótesis fija, aunque también ha sido aplicado en otros campos de la odontología, como estudios que intentan determinar la distribución del estrés en dientes endodonciados restaurados con postes (Cehreli et al, 2004) o su distribución en la región cervical de los molares durante la masticación (Kishen et al, 2005). Estudios que intentan evaluar el comportamiento de la distribución del estrés en la interfase diente-hueso bajo distintas condiciones de carga y el estrés producido en el ligamento periodontal (Kishen et al, 2001), (Yamamoto et al, 1998) (Yamamoto et el, 2001) e incluso en estudios que valoran el estrés producido en la región del

cóndilo mandibular durante la masticación (Meyer et al, 2002). También ha sido aplicada en el campo de la prótesis y la implantología, ya sea para evaluar la transmisión de la fuerza cuando se unen protésicamente diente e implante (Ochiai et al, 2003), comparar la distribución del estrés alrededor de los dientes y los implantes (Deines et al, 1993), analizar el estrés producido en el hueso periimplantario al utilizar coronas atornilladas o cementadas o distintos aditamentos protésicos para rehabilitar los implantes (Kim et al, 1999) (Akca and Cehreli, 2008) o estudios que determinan la distribución del estrés en sobredentaduras ya sea con implantes o dientes naturales, al utilizar diferentes diseños de ataches (Gonda et al, 2004) (Thayer and caputo, 2004) (Maeda et al, 1979) (Kratochvil et al, 1981), entre otras investigaciones.

Por fotoelasticidad, se comprueba que la distribución y la concentración del estrés producidas en la estructuras de soporte son alteradas por la colocación de una prótesis parcial fija de cinco unidades y pilar intermedio (canino-segundo premolar-segundo molar) con un diseño rígido o no rígido, y a su vez también varía en función del número y la localización de las cargas (Moulding et al, 1988) (Sutherland et al, 1980).

Así, cuando el conector no rígido se coloca en la superficie distal del canino, si la carga se aplica en el segmento anterior, el mayor estrés resulta en el ápice del canino, mínimo en el ápice del segundo premolar (pilar intermedio) y sin estrés en los ápices del molar. Esto sugiere, que este diseño no rígido no transfiere el estrés al segmento posterior a causa de la desconexión de las partes del conector no rígido (Kenneth et al, 1987). Sea rígido o no rígido el diseño de la prótesis, si la carga se aplica de manera asilada en el canino, el mayor estrés se produce en el ápice de dicho diente, soportando este la mayor parte de la carga (Moulding et al,

1988). En cambio, si la carga se aplica a nivel del segmento posterior, Laundry et al, 1987, observaron una transferencia de estrés al segmento anterior, lo cual fue atribuido al asentamiento del macho sobre la hembra. En cambio, Moulding et al 1988, observaron que al aplicar una carga a nivel del segundo molar, se producía la liberación del macho respecto de la hembra. Aunque el fulcro alrededor del pilar intermedio probablemente ocurra, la libertad del conector no rígido puede impedir el desplazamiento del canino (Moulding et al, 1988). Si por el contrario, la carga se aplica en el pónico que sustituye al primer molar, en el pilar intermedio y/o en el pónico que sustituye al primer premolar, el primer estrés se observó en la superficie distal del hueso alveolar del pilar intermedio, lo cual puede representar una intrusión del segundo premolar o una fijación del atache del canino (Kenneth et al, 1987).

Cuando el conector no rígido de una prótesis parcial fija se coloca en el pilar intermedio, si la carga se aplica en el segmento posterior, el mayor estrés se produce en los dientes de dicho segmento con un descenso del estrés en los pilares distantes. En cambio, si la carga se aplica en el segmento anterior, el mayor estrés se produce en los dientes anteriores y mínimo en los dientes del segmento posterior. La posible causa de esta distribución del estrés, puede ser debida al movimiento vertical que tiene la hembra respecto al macho (Kenneth et al, 1988). Si la carga es aplicada sobre el pilar intermedio, el mayor estrés se produce en el ápice y en las superficies laterales de este pilar (Kenneth et al, 1988) (Moulding et al, 1988), posiblemente causada por la falta o mínima transmisión del estrés a los pilares terminales, es decir al canino y al segundo molar (Moulding et al, 1988). Estas distribuciones, observadas en el estudio realizado por Moulding et al, 1988, sugieren que la

colocación del conector no rígido en el pilar intermedio debería ser considerada cautelosamente. Sin embargo, la colocación del conector no rígido en la superficie distal del pilar intermedio, sugerido por Shillingburg et al, 1990 y Shillingburg and Fisher 1973, sería preferible y además en dicha superficie y no en la superficie mesial del pilar.

Si la carga se aplica en el segundo molar, tanto los diseños no rígidos como el diseño rígido, mostraron el mayor estrés en los ápices del molar y menor estrés en el ápice del canino (Kenneth et al, 1987). Es decir, todos los diseños indicaron que la transferencia del estrés a las estructura de soporte alveolar fue independiente de la localización del conector no rígido bajo esta condición de carga. El estrés en los ápices del molar y la falta apreciable de transferencia de estrés al pilar intermedio o al canino sugiere que bajo esta condición, el molar es el que soporta más carga (Moulding et al, 1988).

En el año 1988, Moulding et al, observaron que si la carga se aplica sobre el pónico que sustituye al primer molar, la distribución del estrés varía en función del diseño no rígido, lo cual confirma la influencia de la localización de los conectores no rígidos en la distribución del estrés.

Al cargar una prótesis parcial fija con un diseño rígido, la distribución del estrés que se produce es más vertical y uniforme que la que se produce en las prótesis con diseño no rígidos (Kenneth et al, 1987) (Moulding et al, 1988) (Clelland et al, 1995). En una prótesis con diseño rígido, la mayor concentración del estrés se produce a nivel de los conectores, en cambio, en las prótesis con diseños no rígidos el aumento del estrés se produce en el hueso alveolar, lo cual puede indicar una transferencia del estrés al hueso de soporte más que una concentración de estrés en los conectores (Kenneth et al, 1987).

Si se considera el movimiento de los dientes dentro del espacio periodontal y el efecto de fulcro de un pilar intermedio en un diseño rígido, las cargas intrusivas en un pilar terminal pueden resultar en la extrusión del pilar terminal opuesto. Sin embargo, según Laundry et al, 1988, el bajo estrés observado en los pilares terminales en su estudio, pone en duda las altas tensiones de estrés que Shillingburg and Fisher 1973 sugieren en la presencia de un pilar intermedio y como una causa de fallo o fracaso del retenedor.

Bajo condiciones de carga verticales, el diseño rígido de la prótesis parcial fija, no permite una respuesta independiente de ninguno de los segmentos. Por el contrario, un diseño no rígido permite cierta independencia de los segmentos de la prótesis en respuesta a dichas cargas verticales.

Elementos Finitos

El método de análisis por elementos finitos es otro de los métodos utilizados en la investigación odontológica, cuyo uso ha sido notable durante la última década. Dicho método está basado en un modelo matemático, que divide el modelo de análisis (la forma y las partes estructurales que lo componen) en porciones que formarán una red compuesta por segmentos y nudos, denominados puntos nodales. Este análisis matemático consiste en examinar el número de segmentos y de puntos nodales, sus localizaciones y las diversas características físicas de la materia que representan. Con el programa de ordenador es posible analizar el comportamiento matemático del modelo ante una fuerza externa y su repercusión a lo largo de cada uno de los puntos nodales. De hecho, se puede modificar cualquier parte del modelo y analizar su

repercusión, por lo que permite una larga lista de combinaciones analíticas.

La gran ventaja de este método para el análisis del estrés es que los modelos son matemáticos y se pueden someter a una gran variedad de condiciones, por ejemplo: alterar las propiedades físicas o crear una situación física hipotética y poder analizar su influencia. Una vez configurado el sistema (programa de ordenador), resulta un método muy económico que permite multitud de pruebas repetitivas.

Existe un método bidimensional y un método tridimensional del análisis del estrés, donde el método tridimensional ofrece mejores resultados con predicciones más precisas de la distribución del estrés que el método bidimensional. Con este método se ha podido corroborar muchos de los trabajos ya efectuados mediante el sistema fotoelástico.

III. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.

El análisis del estado actual del tema pone de manifiesto la insuficiente evidencia científica respecto a las consecuencias sobre el terreno de soporte, de la situación y disposición de rompefuerzas en un puente dental con pilar intermedio. Por ello se plantea la siguiente hipótesis inicial, de trabajo o de partida.

“LA SITUACIÓN Y DISPOSICIÓN DE UN ROMPEFUERZAS (INTERLOCK) EN EL PILAR INTERMEDIO DE UN PUENTE FIJO-MÓVIL AUMENTA LA DEFORMACIÓN TRANSMITIDA AL TERRENO DE SOPORTE”.

Además de la hipótesis de trabajo y a su vez relacionado con la investigación se pretende conseguir los siguientes objetivos operativos:

1. Determinar si el efecto del empleo o no de rompefuerzas en un puente con pilar intermedio modifica la respuesta extensométrica.
2. Estimar si en el modelo de puente la diferente situación del “interlock” y/o su disposición influye en la extensometría de los pilares.
3. Comparar y señalar las diferencias extensométricas en un puente con pilar intermedio con y sin “interlock” sometidos a carga axial fija y continua.
4. Indicar cuál es la situación y disposición más favorable del “interlock” en un puente con pilar intermedio.

5. Elaborar las estimaciones pronosticas del patrón extensométrico a través de un proceso de modelización destinado a construir un modelo de naturaleza predictiva.

Para dar respuesta a la hipótesis de trabajo y a los objetivos planteados, se diseña un estudio experimental in vitro basado en el método de análisis extensométrico.

IV. MATERIAL Y METODOLOGÍA.

MATERIAL Y METODOLOGÍA.

Para contrastar la hipótesis y alcanzar los objetivos propuestos, se diseñó un estudio experimental “in vitro” con la siguiente material y metodología.

1- Espécimen o modelo de trabajo.

Se construyó un modelo de trabajo en resina PL-2 de Vishay Measurements Group, consistente en una hemimandíbula derecha con 3 dientes metálicos en aleación de cromo-cobalto en situación de canino, segundo premolar y segundo molar, tallada su corona con margen en escalón preparadas para soportar los distintos diseños de puente. La resina PL-2 es una resina fotoelástica con una deformación similar al hueso y que está formada por un sistema de dos componentes de consistencia líquida, la resina propiamente dicha y un endurecedor. Una vez preparada, sus propiedades ópticas y mecánicas son las de poseer una elongación máxima del 50%, un módulo de elasticidad de 30.000 psi (0,21 GPa), un coeficiente de Poisson de 0,42 (características que la hacen tener un comportamiento físico parecido al hueso), una temperatura máxima soportada de 110°F (43°C) y una transparencia excelente con un ligero tono amarillo.

Dado que la consistencia inicial de nuestra resina PL-2 es líquida, hubo que idear previamente un sistema con el cual se pudiera construir el modelo de trabajo contando con ésta característica. Lo primero que se hizo fue fabricar un modelo previo al modelo de trabajo para poder obtener un molde a través del cual elaborar el modelo final. Como modelo previo se utilizó una hemimandíbula de plástico a la cual se le fue añadiendo resina autopolimerizable hasta alcanzar las dimensiones

aproximadas de una hemimandíbula natural (dimensiones obtenidas a través de múltiples mediciones realizadas en mandíbulas naturales en el departamento de anatomía de la Facultad de Medicina) (Fig. 23).

El siguiente paso fue la inclusión de dientes en la hemimandíbula de plástico. Para ello, se realizó con una pieza de mano y una fresa redonda de carburo de tungsteno, unas cavidades en las que se alojaron dichos dientes, los cuales fueron fijados en el interior de éstas cavidades con plastilina (Fig. 24), dado que la cera puede alterar el proceso de polimerización de la resina PL-2.



Fig. 23: Hemimandíbula plástica simulando una hemimandíbula natural.



Fig. 24: Dientes incluidos en hemimandíbula, fijados con plastilina.

Los dientes utilizados fueron una réplica en metal (aleación no noble de cromo-cobalto cuyas proporciones son 55,2% de Co, 24% de Cr, 15% de W, 4% de Fe, 1% de Si y 0,8% de Mn) de un canino, un segundo premolar y un segundo molar ya que el proyecto de tesis doctoral consiste principalmente en el estudio extensométrico de diferentes diseños de una prótesis fija de cinco unidades con pilar intermedio. La razón por la cual se han utilizado réplicas en metal de dientes naturales, es que en ensayos previos realizados con un modelo y dientes naturales para determinar el número de puentes necesarios y el número de ensayos por puente, se ha producido la fractura de la parte coronal de uno de los pilares tras someterlo repetidas veces a carga. Para ello se decidió fabricar el modelo de trabajo con el diseño descrito anteriormente pero con réplicas en metal de dientes naturales con el fin de evitar futuras fracturas, debido a que la hipótesis inicial es principalmente contrastar si la situación y disposición de conectores no rígidos no tiene influencia en la extensometría del terreno de soporte de puentes dentales con pilar intermedio sometidos a carga.

Los dientes fueron ubicados en un tramo curvo y manteniendo entre ellos el espacio que ocuparían el primer premolar y el primer molar que en el estudio serían los dientes ausentes, simulando todo ello una hemimandíbula natural.

Una vez obtenido el modelo previo, se procedió a realizar una impresión/llave del mismo para elaborar el modelo de trabajo mediante silicona de adicción de consistencia pesada de la marca Denstplay, siguiendo las indicaciones del fabricante. Una vez mezclada la silicona, ésta se coloca rodeando todo el modelo previo, obteniendo así la llave (Fig. 25). En el momento en que la silicona está completamente fraguada

se procedió a cortarla lateralmente con un cutter con el fin de poder sacar el modelo previo de su interior. Al cortarla obtuvimos dos partes y en una de ellas quedaron impresionadas las huellas de los dientes que habíamos colocado en el modelo previo. Se procedió a retirar los dientes, los cuales se habían fijado con plastilina, se limpiaron bien procurando que no quede ningún resto y los colocamos en las huellas antes mencionadas (Fig.26).



Figura 25: Construcción molde de silicona



Figura 26: Dientes incluidos en molde silicona

A continuación se unieron ambas partes concianocrilato, previa comprobación de su correcto posicionamiento y posteriormente se selló el conjunto con silicona de adicción de consistencia fluida (Fig. 27).



Figura 27: Molde silicona

Con el molde ya hecho, el siguiente paso fue preparar la resina PL-2 para obtener el modelo de trabajo final. En dos vasos de vidrio iguales se vertió en uno la resina y en el otro el endurecedor y se pusieron en un baño termostático a calentar hasta alcanzar una temperatura de 46-52°C, la cual es controlada a través de un termómetro que mide aproximadamente 100°C (Fig. 28). Alcanzada dicha temperatura, se añadió el endurecedor a la resina y se revolvió con el mismo termómetro (Fig.29). Es muy importante lograr una mezcla uniforme antes de verter la resina en el molde y ello se consigue removiendo suavemente con movimientos en círculo, evitando en todo momento movimientos bruscos, en latigazo, debido a que se introducen una cantidad excesiva de burbujas de aire. A medida que el mezclado progresa, el aumento de temperatura,

causada por la reacción exotérmica debe ser controlado continuamente con el termómetro y cuando se alcancen los 55°C, la resina está lista para ser vertida en el interior del molde (Fig. 30 y 31).



Figura 28: Preparación resina PL-2



Figura 29: Preparación resina PL-2



Figura 30: Construcción modelo trabajo.



Figura 31: Construcción modelo trabajo.

Antes de verte la resina en el molde, éste debe ser precalentado a 46-52°C durante 30 minutos como mínimo, lo cual se realizó utilizando uno de los hornos de precalentamiento del laboratorio de prótesis del Servicio de Prótesis y Oclusión de la Universidad de Oviedo. Hecho todo esto hay que esperar de 2 a 4 horas a que la resina esté completamente

fraguada, momento en el cual su consistencia es dura y podemos proceder a retirar el modelo de trabajo ya preparado del interior del molde, cortándolo por la zona de unión.

En este momento obtenemos el modelo de trabajo en resina PL-2 y con los dientes incluidos en su interior. Llegados aquí, el paso siguiente fue preparar los dientes pilares para albergar a los diferentes diseños de prótesis fija del proyecto.

La preparación de dichos dientes consistió en el tallado de los mismos, con un margen localizado a nivel supragingival y de tipo escalón, el cual es un margen recto que forma un ángulo de 90° con la pared axial de la preparación y es el margen recomendado para las coronas metal-porcelana tanto del sector anterior como del posterior, cuando se indica un margen mixto (metal-porcelana). Para realizar dicho tallado se utilizó una fresa de diamante de grano grueso, tronco-cónica y de punta plana y para terminar de definir bien el margen en escalón se utilizó una fresa que sólo tiene activo su extremo final plano, todo ello a alta velocidad. Como el margen tiene que estar perfectamente definido, perfilado, plano y sin irregularidades, ni socavados, para eliminarlos se pasa por todo el margen un instrumento recortador de márgenes de extremo plano horizontal. A continuación para perfilar bien el ángulo axio-marginal o contorno interno del margen se pasa por el mismo una fresa 169 o 170 de carburo de tungsteno montada en contrángulo de micromotor y por último se alisa la preparación con una fresa de turbina tronco-cónica, de punta plana y de grano fino.

2- Construcción de los puentes y colocación de interloks.

Obtenido el modelo de trabajo se procedió a la construcción de los cinco diseños diferentes de puentes de cinco unidades con pilar intermedio con y sin interlock. Los diseños fueron los siguientes : 1- puente con conectores rígidos entre los retenedores y los pónicos; 2- puente con un conector no rígido colocado en la superficie distal del pilar intermedio y el tope de retención por cervical; 3- puente con un conector no rígido colocado en la superficie distal del pilar intermedio y el tope de retención por oclusal; 4- puente con un conector no rígido colocado en la superficie mesial del pilar intermedio y el tope de retención por cervical; 5- puente con un conector no rígido colocado en la superficie mesial del pilar intermedio y el tope de retención por oclusal (Fig. 29). Todos los conectores no rígidos utilizados han sido deslizantes intracoronarios a fricción no activables en forma de cilindro macizo tipo “Glissier” (corredera) (Fig. 30).

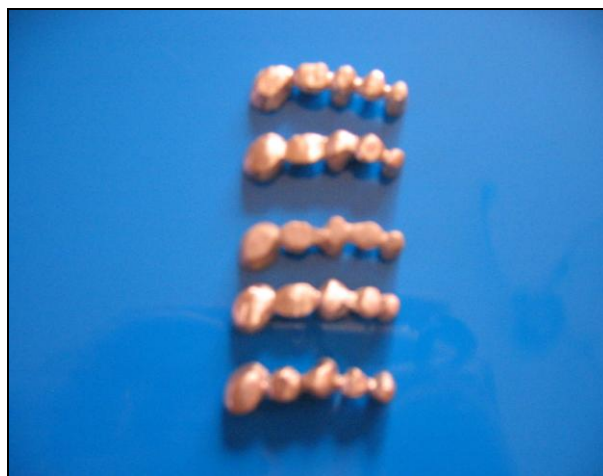


Fig. 32: Diseños de puentes.



Fig. 33: Tipo de “interlock” utilizado.

Todos los puentes se construyeron por el procedimiento clásico de colado a la cera perdida, en el cual para llegar al colado terminado, una vez fabricado el patrón de cera, hay que realizar tres operaciones: 1) El revestimiento- rodear el patrón de cera con un material que duplique con exactitud su forma y sus detalles, 2) La combustión de la cera- eliminado de la cera de modo que se forme un modelo en el que pueda entrar el metal fundido, y 3) El colado- introducción de la aleación fundida en el modelo previamente preparado. La aleación utilizada ha sido una aleación no noble de cromo cobalto, sin níquel ni berilio marca Argeloy N.P Supreme Argen, con unas propiedades equilibradas para restauraciones metal cerámica de alta calidad, lo cual aporta rigidez, dureza y alta resistencia, cuyas proporciones son las siguientes: 55,2% de Co, 24% de Cr, 15% de W, 4% de Fe, 1% de Si y 0,8% de Mn.



Siguiendo dicho procedimiento se construyeron doce puentes de cada uno de los cinco diseños, lo que supone un total de 60 puentes, cuyo número fue determinado previamente mediante la realización de diversos ensayos (Fig. 34).



Fig. 34: Los 60 puentes utilizados.

3- Aplicación de la carga y registro extensométrico.

Obtenido el modelo de trabajo y los distintos tipos de puentes, se preparó el modelo definitivo con las rosetas, los terminales, sus conexiones al aparato de extensometría, etc..., para poder determinar la deformación que sufre el terreno de soporte colocando uno u otro puente al aplicar una determinada carga. A continuación, se irá explicando y definiendo detalladamente toda la aparatología, accesorios y técnicas utilizadas en este proyecto de investigación.

El primer paso es adherir las rosetas al modelo de trabajo, siendo una roseta la combinación de tres galgas en tres direcciones. Y una galga extensométrica es una resistencia eléctrica que mide magnitudes como torque, carga o presión basándose en las modificaciones que experimenta el valor de la resistencia eléctrica de la galga al deformarse ésta como consecuencia de las fuerzas aplicadas sobre el modelo al que van adheridas. Las galgas extensométricas sólo pueden medir deformaciones en una sola dirección por eso, en el estudio, se utilizaron rosetas las cuales pueden evaluar tensiones en tres direcciones. Las rosetas utilizadas son rosetas rectangulares, no encapsuladas, autocompensadas en temperatura, modelo EA-06-015RC-120 cuyas características son las de poseer una resistencia de $120.0 \pm 0.6\%$ ohmios a 24°C , un factor de banda nominal de $1.96 \pm 3.0\%$ y un factor de banda para las galgas 1, 2 y 3 de $1.97 \pm 2.0\%$, $1.95 \pm 2.0\%$ y $1.96 \pm 3.0\%$ respectivamente. Se utilizaron un total de 3 rosetas, una por diente pilar, de manera que podamos evaluar la deformación el terreno de soporte de cada uno de ellos.

Para obtener buenos y relevantes resultados, la técnica de instalación de las rosetas extensométricas sobre el modelo de trabajo que a continuación se explica, ha de ser rigurosa y meticulosa.

Procedimientos a seguir:

1- Desengrasar enteramente las zonas de colocación mediante el desengrasante CSM-2. La operación de desengrasar debe realizarse con productos no contaminados, por lo tanto el uso de aerosoles es altamente recomendado (Fig. 35).

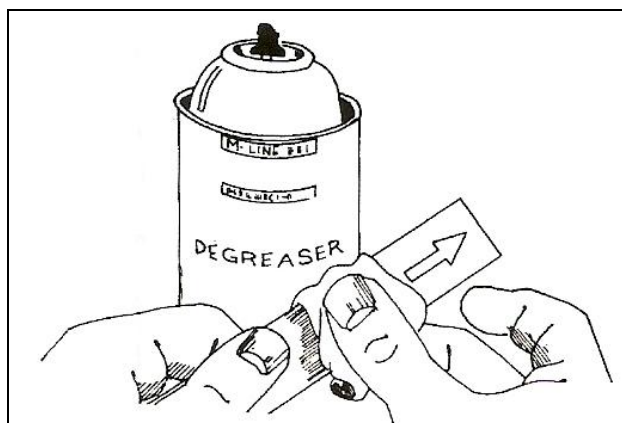


Fig.35: Desengrasar

2- Lijar las zonas de instalación con lijas nº 220, 320 y 400 con el fin de dejar una superficie suficientemente lisa, humedeciendo con el acondicionador A-6556 la superficie al mismo tiempo que se lija (Fig. 36). Seguidamente, se seca de una sola pasada con gasas limpias repitiendo la operación hasta que la gasa aparezca completamente limpia. Con un lápiz de punta semidura, se trazan sobre el modelo de trabajo los ejes de posicionamiento de la roseta, que en nuestro caso van a ir en el tercio medio radicular de cada uno de los dientes y colocando el eje

vertical formado por la galga nº 1 de la roseta paralelo al eje mayor del diente. A continuación se humedece un bastoncillo con punta de algodón con el acondicionador y se pasa sobre los trazos de lápiz. Se repite la operación con bastoncillos secos hasta que estos aparezcan limpios de residuos de grafito. Secar con una gasa, nunca se debe dejar cualquier solución secar por sí sola sobre la superficie para evitar posos contaminantes que limitarían las posibilidades de un buen pegado.

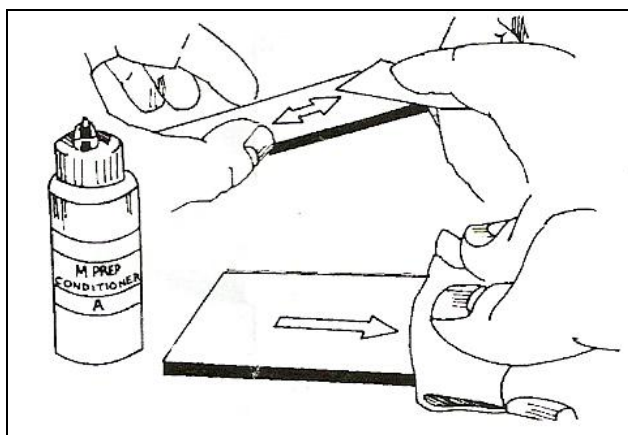


Fig. 36: Lijar y acondicionar la superficie.

3- Inmediatamente después, humedecer la superficie con el neutralizador 5A-12834 y con una gasa secar la superficie, siempre de una sola pasada y no frotar pues esto permitiría de nuevo depositar residuos contaminantes (Fig. 37).

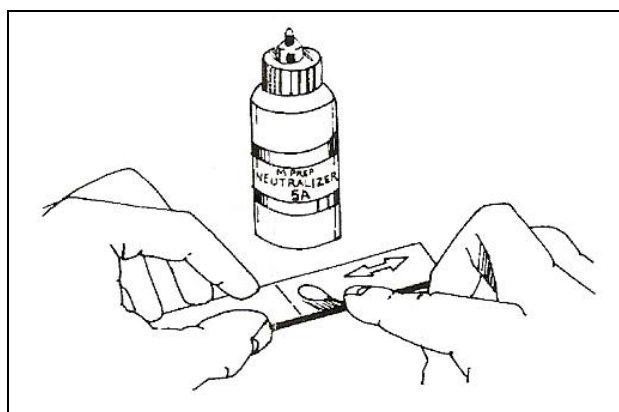


Fig. 37: Neutralizador.

4- Con la ayuda de unas pinzas, sacar la roseta de su estuche plástico y colocarla boca arriba sobre un cristal previamente limpiado con neutralizador. Sobre dicho cristal también se ponen los terminales, los cuales se colocan debajo de la roseta separada de ella aproximadamente 2 mm. Encerrar el conjunto roseta-terminal debajo de la cinta autoadhesiva PCT-2A. Se precisa centrar la roseta y el terminal sobre la cinta. Levantar la cinta según un ángulo pequeño (menor de 45°), levantando la roseta y el terminal con ella (Fig. 38).

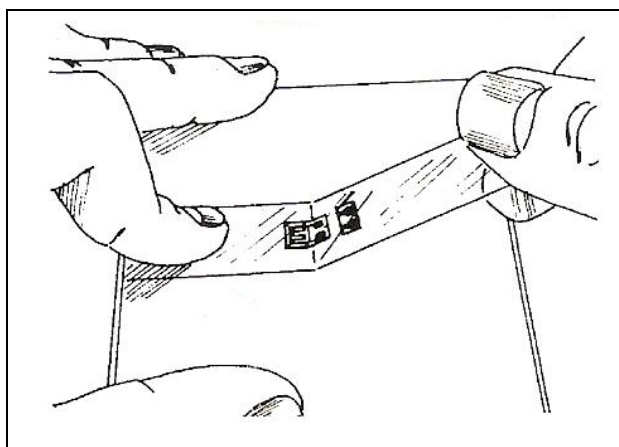


Fig. 38: Transportar al modelo, roseta y terminal a través de cinta adhesiva.

5- Situar la cinta con la roseta y el terminal sobre el modelo, colocando la roseta sobre las marcas de lápiz previamente hechas. Terminado el posicionamiento, apretar un extremo de la cinta para que esté firmemente inmovilizada sobre el modelo de trabajo. La cinta PCT-2A impide la contaminación de la superficie limpia del modelo por tener la cara adhesiva muy solidaria con la cinta (Fig. 39).

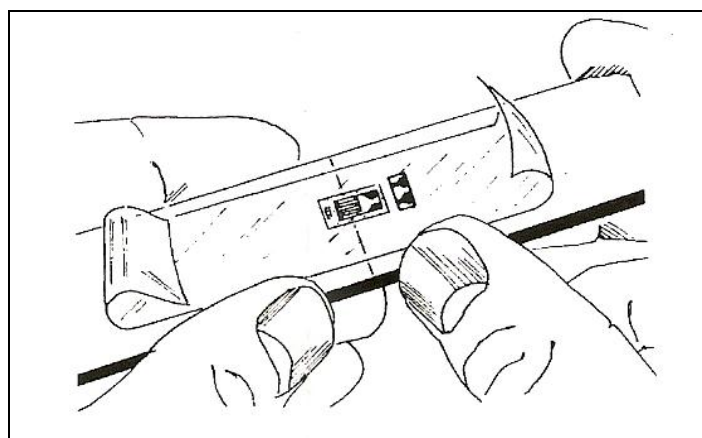


Fig. 39: Transporte de roseta y Terminal al modelo.

6- Se levanta de nuevo la cinta desde el otro extremo según un ángulo de aproximadamente 45° hasta liberar la roseta y el Terminal del contacto con la superficie del modelo dejando un espacio de aproximadamente de 10 mm entre el borde de la roseta o el terminal y el límite de contacto de la cinta con la superficie. Sujetar el extremo libre de la cinta para dejar ambos, roseta y terminal, horizontales respecto a las superficies expuestas a pegar (Fig. 40).

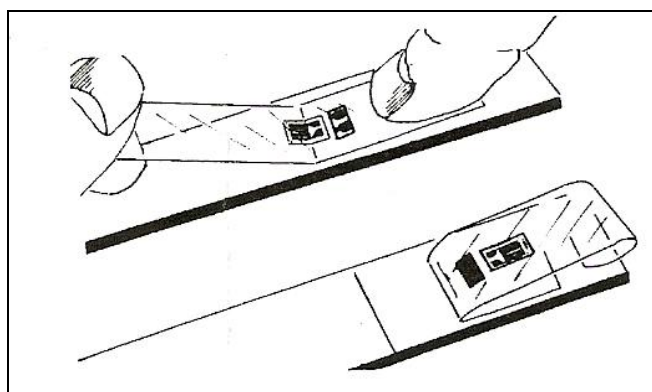


Fig. 40: Transporte de roseta y Terminal al modelo.

7- Se aplica el catalizador del adhesivo M-Bond 200 sobre las superficies de pegado de la roseta y el Terminal (Fig.41). Dicho adhesivo endurece sin catalizador pero de una forma más lenta y con menos fiabilidad. Muy poca cantidad de catalizador va a ser necesaria y será aplicada en una capa muy fina y uniforme sobre el reverso de la roseta y el terminal procurando no pintar sino pasar suavemente el pincel sobre toda la superficie. Dejar secar 1 minuto al aire libre.

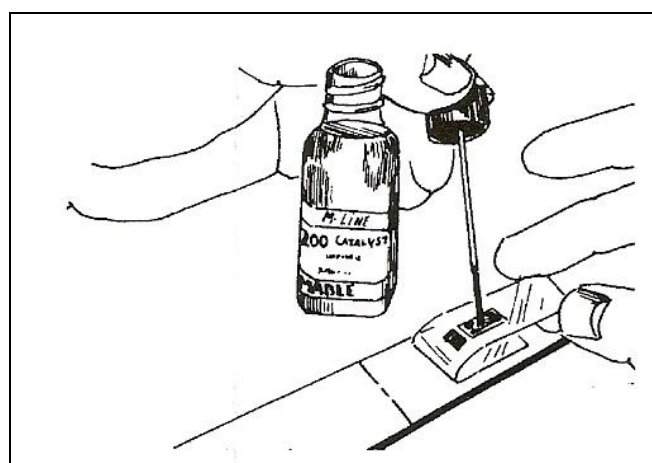


Fig. 41: Pegado de roseta y Terminal . Adhesivo M-Bond 200.

8- Levantar el extremo libre de la cinta y, manteniéndola en esa posición, aplicar 1 o 2 gotas del adhesivo en el borde del pliegue formado por la cinta con la superficie del modelo y a unos 10-15 mm de la zona de asentamiento final de la roseta (Fig. 42). Esto garantiza que la polimerización local, que tiene lugar según contacta el adhesivo con la superficie del modelo, no ocasione un pegado de capa desigual.

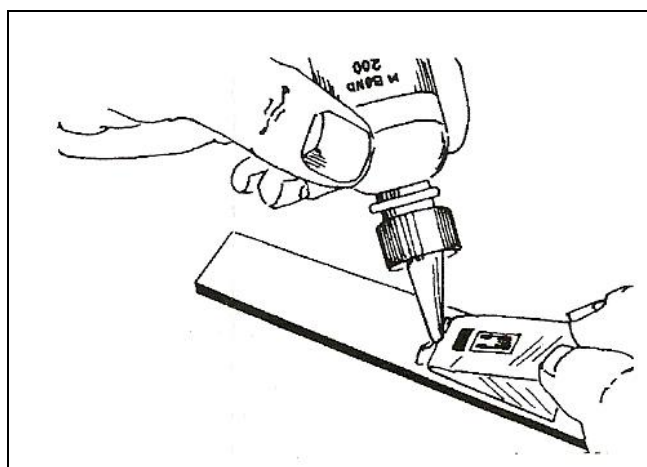


Fig. 42: Pegado roseta y Terminal. Adhesivo M-Bond 200.

9- Rotar inmediatamente la cinta a un ángulo de 30° de tal forma que la roseta y el terminal se encuentren casi verticales a su posición final. Manteniendo la cinta tensa presionar, lente pero firmemente, con una gasa en un solo movimiento encima del conjunto roseta-terminal, bajándolo y poniéndolo en contacto con el modelo (Fig. 43). Se debe hacer una presión firme con los dedos cuando se desliza la gasa sobre la cinta, dado que se necesita una capa de adhesivo uniforme para obtener óptima prestaciones de pegado. Inmediatamente después se aplica una presión con el dedo pulgar encima de la roseta y el terminal y se mantiene durante

1 minuto (Fig. 44). Pasado este minuto, levantar el dedo y esperar aproximadamente 15-20 minutos a que el adhesivo esté fraguado.

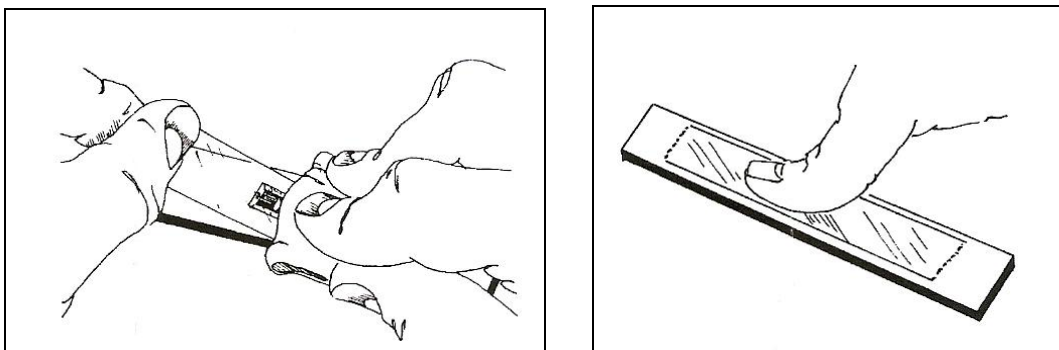


Fig. 43 y 44: Pegado roseta y Terminal al modelo.

10- Por último, la roseta y el terminal están firmemente pegados en su sitio y para soltar la cinta, volverla directamente sobre sí misma despegándola lenta pero firmemente. Esta técnica impide el posible desprendimiento de la rejilla de las rosetas no encapsuladas o dañar la instalación (Fig. 45).

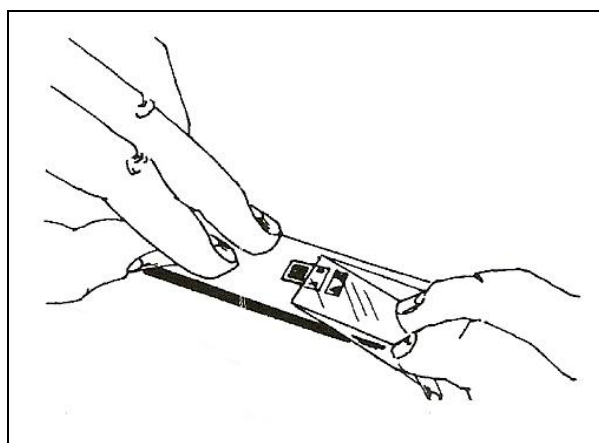


Fig. 45. Roseta y Terminal pegados en el modelo.

Una vez tenemos la rosetas y los terminales pegados al modelo, se procedió a realizar las operaciones de soldadura y cableado. Antes de empezar a soldar, se tiene que pasar disolvente de resina, proporcionado junto con todos los otros productos utilizados hasta el momento por Vishay Measurements Group, sobre la roseta y el terminal para limpiarlos de posibles restos de adhesivo de la cinta anteriormente utilizada y delimitaremos la zona a soldar con la cinta de papel crepe PDT-1 en prevención de posibles daños de la rejilla de la roseta debido a que estas, como ya se mencionó, no son encapsuladas. Dado que el tamaño de los terminales que están incorporados en las rosetas es tan pequeño, es imposible soldar en ellos los cables conductores necesarios para realizar las conexiones al aparato de extensometría, razón por la cual se han adherido junto a las rosetas los ya mencionados terminales, los cuales son de mayor tamaño. La otra función de los terminales es evitar que se dañe la roseta si por alguna causa se da un tirón a los cables conductores, evitando así que se desprenda la soldadura. A través de hilos de cobre se realiza la conexión entre la roseta y el terminal, un extremo de dichos hilos se sueldan a los terminales que están incorporados en la roseta y el otro extremo a los terminales que añadimos y en el otro extremo de los terminales añadidos se sueldan los cables conductores.

Delimitada ya la zona a soldar, hay que pre-estañar los hilos de cobre y preparar los cables conductores, estos cables son triples paralelos, negro, blanco y rojo. Se cogen 3 trozos de este cable, de una longitud considerable y se separa cada uno de ellos el cable rojo, dejando solamente unidos el blanco y el negro y 2 de los 3 cables rojos se desechan, quedándonos sólo con uno. Seguidamente, se separan unos 2 cm los cables blanco y negro sólo de un extremo y a continuación se

pelan 2 cm de los 3 cables blancos y negros y del rojo y se enrollan los cablecitos que quedan una vez pelados. En el extremo donde los cables blanco y negro se encuentran separados unos 2 cm enrollar los cablecitos antes mencionados por separado y en el extremo en el que ambos cables están unidos enrollar dichos cablecitos conjuntamente. En el cable rojo también se enrollan los cablecitos del extremo. Por último, hay que pre-estañar todos los extremos de los cables conductores.

Una vez realizados todos estos procedimientos, ya se tiene todo preparado para comenzar con las soldaduras. El hilo de soldadura aconsejable para estas rosetas es el 361A-20R-2S, compuesto de estaño y una pequeña cantidad de antimonio que tiene la misión de evitar la peste del estaño (que tendería a desprenderse y convertirse en polvo). El hilo de soldadura lleva también una zona central de resina cuya misión es facilitar la soldadura. Aplicar un punto o gotita sobre los terminales y las zonas a soldar de las rosetas, procurando que queden redondeadas, nunca puntiagudas para evitar que el piquito sobresalga del recubrimiento posterior. Se pone una gotita en el soldador y a la vez que ésta se deposita sobre el terminal o roseta, alimentar con soldadura (Fig. 46).

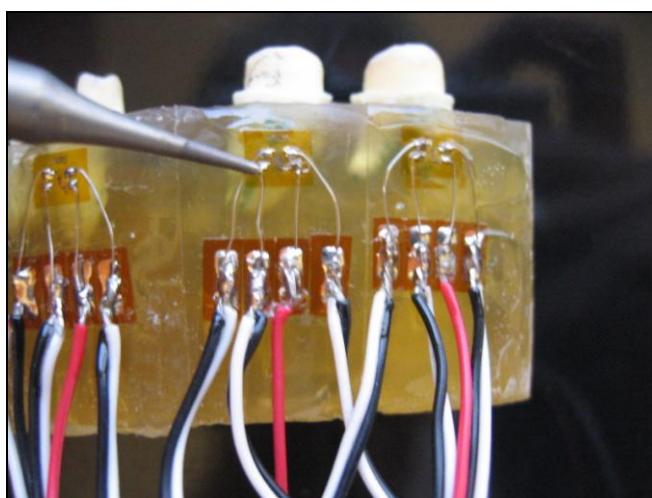


Fig. 46. Soldadura.

El truco para que quede redonda es la temperatura óptima del soldador pues ocurrirá si está fría o muy caliente, y sobretodo levantar la punta del soldador de un golpe rápido y seco, para que no le de tiempo a enfriar. El procedimiento aquí explicado, se aplica tanto para soldar los hilos de cobre como los cables conductores. Para que toda la explicación hasta ahora expuesta resulte más clara y sencilla de interpretar, se adjunta un esquema que lo resume todo perfectamente (Fig. 47). Después de realizar la soldadura, volveremos a pasar el disolvente de resina para eliminar los restos de resina que contiene el hilo de soldadura. A continuación, hemos de proteger las rosetas y los terminales de la humedad, el ambiente así como de otros productos que los puedan afectar utilizando para ello el barniz 1459, también de Vishay Measurements Group, aplicado en una fina capa y esperamos aproximadamente 20 minutos a que se seque. Una vez seco, se aplica una segunda capa superando ésta a la primera en extensión para asegurar el aislamiento y esa es la razón de que la superficie preparada del modelo supere ampliamente la superficie que ocupa la roseta (Fig.48).

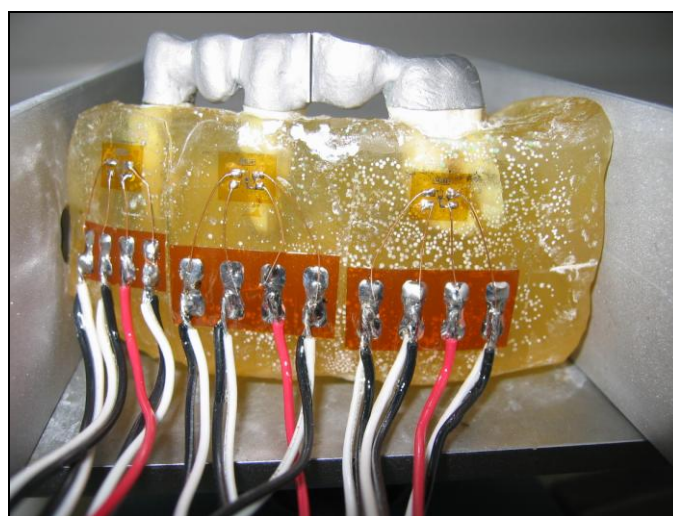
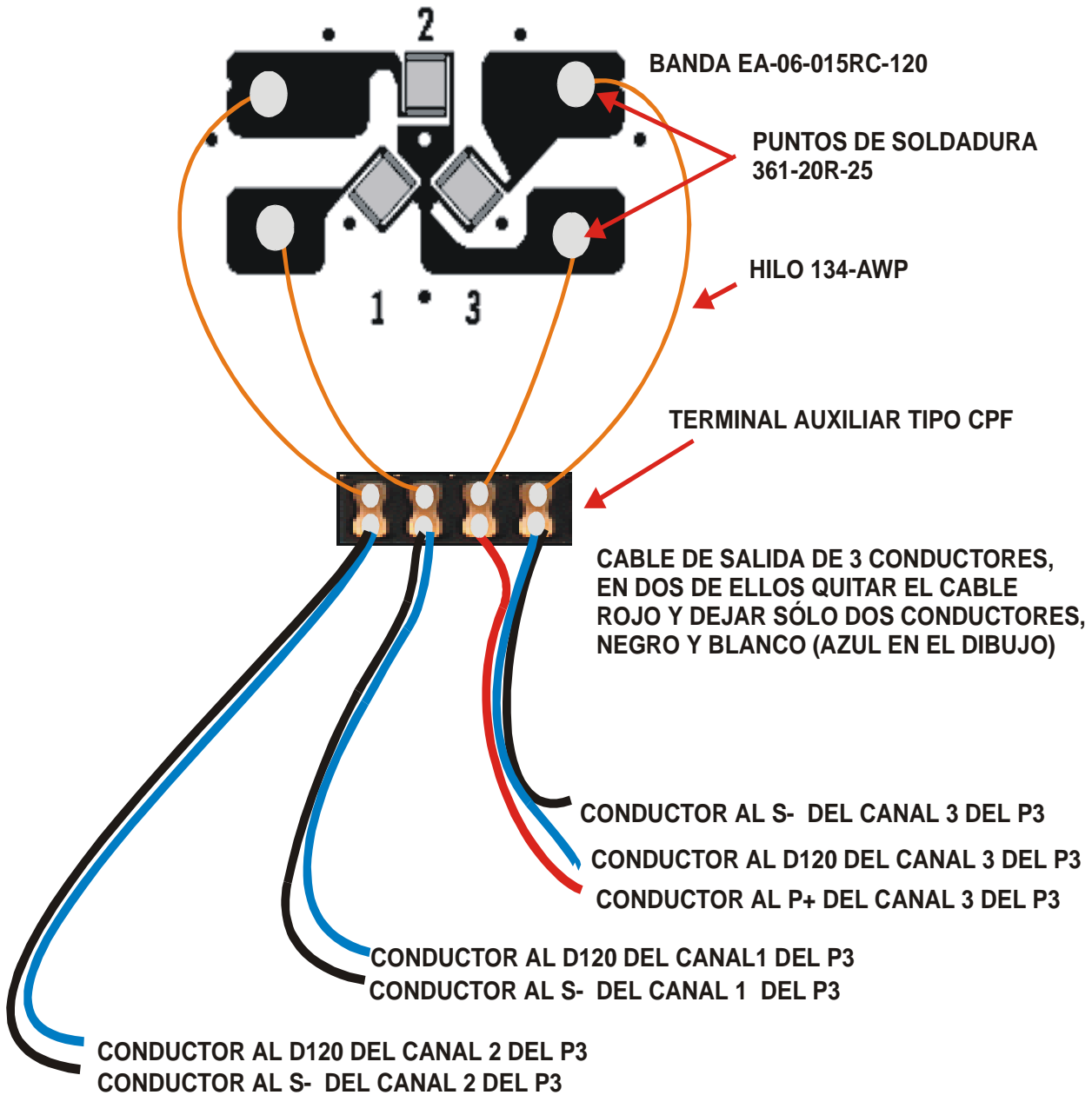


Fig. 48. Rosetas y terminales adheridos al modelos y soldaduras realizadas.

CABLEADO BANDA EA-06-015RC-120

Se trata de una conexión de tres cuartos de puente en montaje 3 hilos con 1 terminal común de alimentación.



El P3 se configuraría en cuarto de puente introduciendo el factor de banda que aparece en la caja de las bandas y haciendo el balance de los canales para obtener el cero inicial.

Fig. 47: Esquema del cableado.

12

VISHAY Measurements Group Ibérica s.l.

Realizados todos estos procedimientos, el siguiente paso consistió en conectar el cableado realizado al aparato de extensometría, que es el modelo P3 de Vishay Measurements Group. El modelo P3 es un instrumento de precisión, portátil, a través del cual se leen e interpretan las deformaciones que sufren las roseta y el modelo de estudio al cual van pegadas al aplicar sobre ellos una carga determinada (Fig. 49 y 50).



Fig. 49. Aparato de extensometría modelo P3 de Vishay Measurement Group.



Fig 50. Aparato de extensometría modelo P3 de Vishay Measurement Group.

Las características de este modelo son las siguientes: cuatro canales de entrada, una lectura directa, almacenamiento de datos utilizando una tarjeta multimedia, soporte en hardware y software para circuitos de cuarto de puente, medio puente o puente completo, lleva incorporado terminaciones de precisión para cuarto de puente y medio puente de 120, 350 y 1000 ohmios, balance a cero y calibración automática, control completo de todas las funciones vía USB, selector de salida analógica, es portátil, ligero y con un diseño fuerte y puede funcionar a través de una batería que lleva incorporado, a través del puerto USB conectándolo al ordenador o a través de una línea de voltaje. La conexión de las rosetas al modelo P3 se realiza en cuarto de puente a través del cableado que figura en el esquema que se adjunta anteriormente mencionado. La conexión en cuarto de puente consiste en sustituir una resistencia fija del puente de Wheastone por una resistencia variables que en nuestro caso es la banda de extensometría cuyo valor de resistencia va a variar al aumentar o disminuir la longitud de la banda al deformarse la superficie sobre la que está pegada. Esas variaciones de resistencia se relacionan con variaciones de voltaje o diferencias de potencial entre la rama media del puente de Wheastone y a su vez se relaciona con el valor del factor de banda con la deformación.

$$\text{Tensión de entrada/Tensión de salida} = \frac{1}{4} \cdot N \cdot K \cdot \epsilon$$

Siendo **N** el nº de las ramas activas, el cual es igual a 1 cuando se utiliza cuarto de puente, igual a 2 cuando es medio puente e igual a 4 cuando es un puente completo, siendo **K** el factor de banda y **€** la deformación.

Se utiliza el cuarto de puente porque cuando se utilizan rosetas en tres direcciones como es nuestro caso, es un imperativo usar cuarto de puente. El uso de medio puente o puente completo se justifica cuando hay poca señal, poca deformación, cuando tenemos problemas con la temperatura para corregir la señal aparente que da la banda con la temperatura y puedo tener problemas con la temperatura porque la banda usada está autocompensada en temperatura y eso significa que el modelo de la banda usado en un rango de 10°-40°, la señal aparente de la banda por efecto de la temperatura es prácticamente cero.

Los valores de las fuerzas ejercidas en la cavidad oral pueden variar en función de diversos factores como los atributos físicos del individuo, la edad, el sexo, el tipo de comida, la dirección de la aplicación de la fuerza, los instrumentos y técnicas de medida, la fuerza de los músculos de cierre mandibular, el estado de la dentición, el umbral del dolor del individuo, el grado de apertura y la longitud de los músculos, la región de la cavidad oral, la morfología facial, los hábitos parafuncionales o si dichos valores se registran durante la masticación y deglución, durante el apretamiento voluntario o durante el bruxismo.

La carga que aplicamos para evaluar las deformaciones que sufre el terreno de soporte con los diferentes diseños de puente ha sido de 100 N debido a que según diversos estudios (Korioth et al, 1995) (Lundgren et al, 1986) (Laurell, 1985) (Bosman, 1995) es la fuerza media que se ejerce durante el ciclo masticatorio. A su vez, el punto de aplicación de la fuerza ha sido la zona central de la superficie oclusal de las unidades dentales con una dirección axial, siguiendo la misma dirección que el eje mayor del diente.

Dicha carga ha sido aplicada a través de una máquina electromecánica de fluencia de carga para ensayos, modelo EM1/5/FR/5CM fabricada por Microtest S.A.(Fig. 51 y 52).

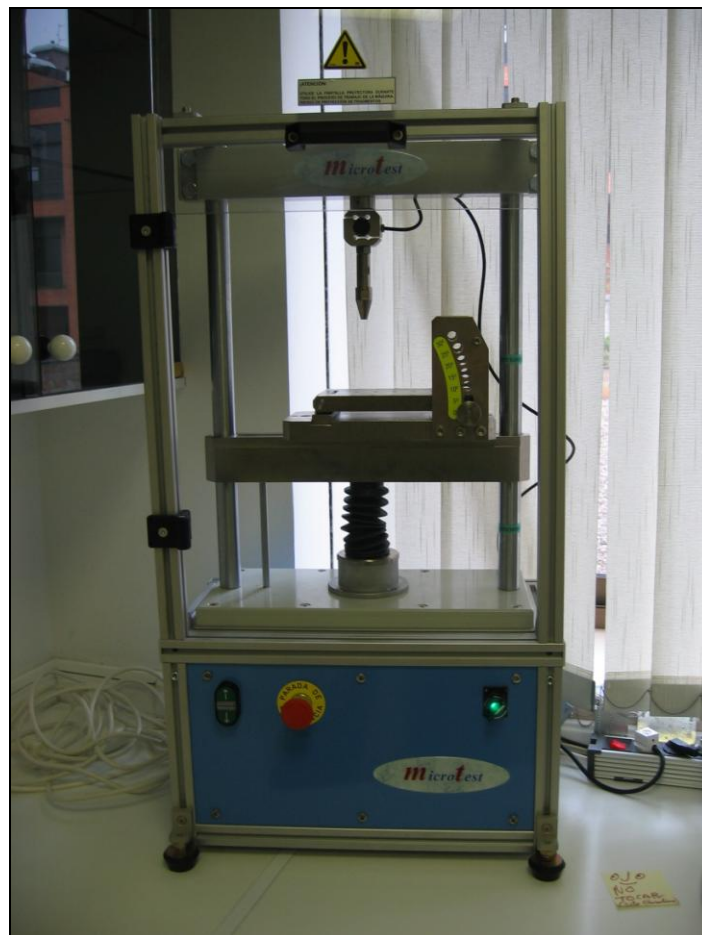


Fig. 51. Máquina de fluencia de carga EM1de Microtest S.A

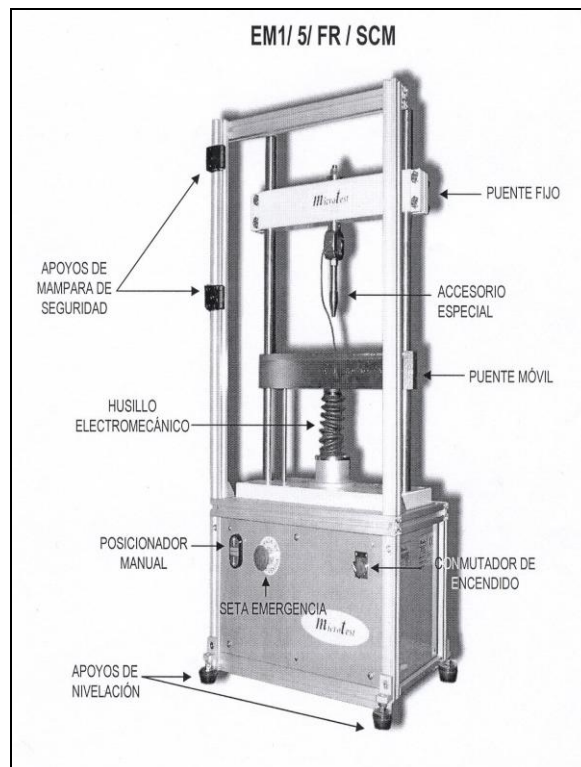


Fig. 52. Máquina de fluencia de carga EM1 de Microtest S.A

En este sistema la carga es aplicada mediante un sistema de husillo electromecánico en el marco de ensayos de la máquina, que junto a las columnas de esta, proporcionan una alta rigidez suficiente al conjunto. El puente inferior móvil es accionado por el husillo a bolas y guiado en sus movimientos por las columnas laterales. El recorrido del puente viene prefijado por el recorrido del husillo. El husillo es de simple efecto y se controla por un motor de corriente continua, en el cual se incorpora un encóder óptico para la medida de la posición. La transmisión se efectúa al husillo por medio de un sistema de polea que transmite la potencia al husillo desde la salida del conjunto motor-reductor. La carga se transmite al husillo actuador por medio de un reductor planetario de precisión (mínima holgura), que junto con la instalación de tuerce pretensaza

proporciona un movimiento lineal con resoluciones por debajo de la micra, debido al tratamiento mecánico de rectificación al que es sometido. Esta máquina de ensayos cubre una amplia gama de rangos de carga, para ensayos de tipo estático o cuasi estáticos, para todo tipo de materiales.

Los accesorios que se suministran junto con la máquina de ensayos son los siguientes: un sistema portátil electrónico para el control y la adquisición de la máquina de ensayos denominado SCM-3K que es un módulo autónomo que permite mediante unas sencillas conexiones al ordenador vía RS-232, establecer los controles y adquisiciones definidas de los ensayos que se lleven a cabo. Un software de gestión de ensayos y control de la máquina, llamado Software SCM3000 que permite la gobernabilidad de la prensa de ensayos, la obtención de resultados, el almacenamiento de datos y la generación de informes, tanto en pantalla como para su salida por impresora. También permite la ejecución de secuencia de ensayos automatizados. Y por último, se suministra una célula de carga de 5 KN de capacidad nominal, la cual es una célula de carga de diseño Z con perfil cilíndrico para la medición de la fuerza aplicada por la máquina electromecánica que se interconexiona directamente al módulo de control y adquisición SCM-3K.

4- Procedimientos de obtención y registro de datos.

Conocidos todos los materiales y aparatología empleada se procederá a describir cómo se realizaron las mediciones. En primer lugar se colocó el modelo de trabajo con uno de los diseños de las prótesis fijas a estudiar sobre la máquina de ensayos y se fijó firmemente a ella a través de una pieza metálica diseñada específicamente para ello con el fin de que el modelo de trabajo no se mueva al aplicar la carga (Fig. 53).



Fig. 53. Pieza metálica para fijar el modelo a la máquina de ensayos.

Una vez fijado el modelo se realizó la conexión de las rosetas al aparato de extensometría y a continuación se conectó al ordenador por medio de un cable USB. Acto seguido se programó el P3 para una de las 3 rosetas, ya que se han pegado una por cada diente, es decir, una en el canino (pilar anterior), una en el segundo premolar (pilar intermedio) y otra en el segundo molar (pilar posterior), con el fin de medir exactamente la deformación que sufre el terreno de soporte de cada uno de ellos al aplicar la carga. Si por ejemplo se empieza la medición por el pilar anterior, se hacen las conexiones al P3 a través de los cables conductores que corresponden a su roseta y se programa. Dicha programación se comienza activando los 3 primeros canales de entrada de los cuatro que posee, a continuación se configuran esos 3 canales en cuarto de puente, que es el tipo de conexión que se va a utilizar, luego se pone el factor de banda correspondiente a la roseta que se utiliza, el cual viene especificado por el fabricante y por último, se pone el balance en automático, de

manera que entre medición y medición la máquina hace el balance a cero automáticamente.

Una vez programado el P3, se pasa a aplicar la carga con la máquina de ensayos. Con el software SCM3000 se realiza una secuencia de ensayos automatizada que consiste en una prueba de compresión cuyos parámetros prefijados han sido los de una sensibilidad de rotura del 20%, es decir que si la máquina detecta una caída de carga brusca del 20% durante el ensayo para automáticamente el ensayo para evitar que el modelo de estudio sea destrozado, una fuerza de precarga de 1,5 N, una velocidad de precarga de 1 N/seg, una fuerza de ensayo de 100N y una velocidad de ensayo de 20 N/seg. También, antes de comenzar los ensayos, se abre una carpeta en la cual automática y correlativamente se guardan los datos de fuerza aplicada, los segundos en los que se aplicaron las distintas fuerzas hasta llegar a los 100 N y la penetración de la fuerza.

El aparato de extensometría, proviene de U.S.A y su software utiliza el teclado inglés, en cambio, la máquina de ensayos es de origen español y su software utiliza el teclado en español. Dado esta diferencia no hemos podido emplear el mismo ordenador para los 2 aparatos y así relacionar ambos software y obtener los resultados en la misma hoja de cálculo. La solución ha sido la de instalar el software de la máquina de ensayos en su propio ordenador e instalar el software del P3 en un ordenador portátil y poner en funcionamiento al mismo tiempo ambos programas al realizar una medición (Fig. 54). Los datos obtenidos de las mediciones se han guardado inicialmente en hojas de cálculo Excel diferentes y una vez realizadas todas las mediciones se han unificado en una sola.

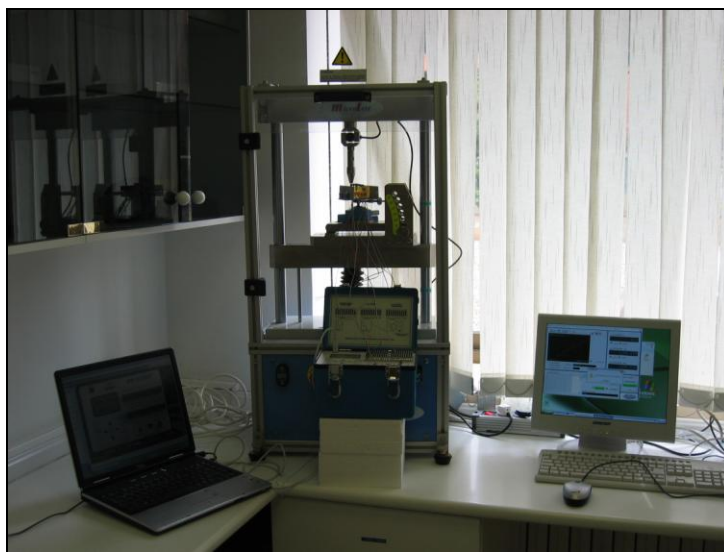


Fig. 5. Relación de ensayos.

Con todo preparado, se activa la máquina de ensayos para realizar la secuencia de carga prefijada y al mismo tiempo se activa el P3 para medir la deformación. El P3 te da los resultados de la deformación de cada una de las galgas que forman la roseta y no de la roseta en sí, por lo que mediante el cálculo de las ecuaciones de resolución de las rosetas rectangulares puedo llegar a determinar el valor de la deformación máxima.

Ecuación de deformación máxima:

- $$\epsilon_p = (\epsilon_1 + \epsilon_3)/2 + 1/\sqrt{2} * \sqrt{[(\epsilon_1 - \epsilon_2)^2 + (\epsilon_2 - \epsilon_3)^2]}$$

Siendo ϵ_p la deformación principal máxima, ϵ_1, ϵ_2 y ϵ_3 son las deformaciones sufridas por las galgas nº 1, 2 y 3 respectivamente.

Es importante hacer hincapié en que las mediciones se hacen de la misma manera en los cinco tipos de puentes, diente por diente, es decir roseta por roseta por lo que al cambiar de diente a medir hemos de conectar los cables conductores correspondientes de su roseta al P3 y programar el P3 para la roseta a utilizar.

Una vez realizadas todas las mediciones se pasa al cálculo de la ecuación de deformación máxima de las rosetas rectangulares antes mencionada a través de una hoja de cálculo tipo excel y finalizados estos procedimientos se realiza el análisis de los resultados para valorar si la hipótesis inicial que se pretende contrastar y los otros objetivos propuestos en el apartado anterior, se cumplen.

5-Análisis de los datos.

El estudio estadístico de la investigación la hemos dividido en el análisis descriptivo que ha sido completado con un análisis multivariante orientado a conocer las relaciones existentes entre las variables intervinientes.

5.1. Análisis descriptivo.

En el análisis descriptivo se ha recurrido a los métodos convencionales para variables cualitativas o cuantitativas a través del estudio de la distribución de frecuencias y los estadísticos de centralización y dispersión para las variables cuantitativas. En el estudio bivariante para variables cualitativas se recurrió a la prueba de la Chi cuadrado. En el caso de las variables de naturaleza cuantitativa hemos apreciado que no se cumplía los requerimientos de distribución normal estimados por el test de Kolmogorov-Smirnov. Para tratar de resolver este problema se procedió a la transformación de las citadas variables en la que se han incluido hasta ocho transformaciones diferentes que comprendieron la función cuadrática y cúbica, la raíz cuadrada y la transformación logarítmica, así como las funciones inversas de las mencionadas. Dados los resultados obtenidos, estudio de la de

comparación de medias se afrontó mediante el test de Kurskall-Wallis no paramétrico (Machin et al, 2007).

5.2. Análisis multivariante.

Dado el patrón de los datos referenciados en el párrafo anterior, la estrategia de análisis multivariante se inició con la evaluación de un modelo de regresión de Poisson. Para resolver el problema de la homocedasticidad recurrimos finalmente al estudio necesario mediante una regresión binomial negativa que admite una variación extra-Poisson con un recorrido de la varianza superior a la media (Hilbe and Greene, 2008). Se evaluaron diez modelos multivariantes incluyendo distintas estrategias de interacción mediante el principio de estimación de la máxima verosimilitud. La selección del modelo final se acometió mediante los criterios de información de Akaike (AIC) y el criterio de información Bayesiana (BIC) que permite apreciar el modelo más eficiente y parsimonioso (Akaike, 1974; Raftery, 1995). Para las predicciones del modelo y sus respectivos contrastes se efectuó el correspondiente análisis marginal (Williams R, 2012)

Los cálculos estadísticos se realizaron con el software Stata v12, perteneciente a la compañía StataCorp de Texas (USA).

V. RESULTADOS

RESULTADOS

1- Descripción y exploración de los resultados

Las características generales básicas de la investigación de la extensimetría de la organización espacial de rompiefuerzas en puentes con pilar intermedio consistió en un total de novecientos registros los cuales incluyeron la descripción del punto de aplicación de la fuerza, la participación, en los casos de prótesis con interlock, de la posición del mismo, así como la situación de la galga registradora de las deformaciones apreciadas (TABLA I).

TABLA I Características generales de la muestra para deformación extensiométrica

Estadístico	Prótesis interlock	Prótesis rígida	Total	P
<i>Aplicación de la fuerza</i>	720 (80%)	180(20%)	900	
Canino	144 (80%)	36(20%)	180	
Póntico mesial	144 (80%)	36(20%)	180	
Pilar intermedio	144 (80%)	36(20%)	180	
Póntico distal	144 (80%)	36(20%)	180	
Molar	144 (80%)	36(20%)	180	ns
<i>Posición del interlock</i>	720 (80%)	180(20%)	900	
Mesial oclusal	180 (80%)	0 (0%)	180	
Mesial cervical	180 (80%)	0 (0%)	180	
Distal oclusal	180 (80%)	0 (0%)	180	
Distal cervical	180 (80%)	0 (0%)	180	0,00
<i>Galga de registro</i>	720 (80%)	180 (20%)	900	
Canino	240 (80%)	60 (20%)	300	
Pilar intermedio	240 (80%)	60 (20%)	300	
Molar	240 (80%)	60 (20%)	300	ns

En cuanto a la deformación extensiométrica registrada según el punto de aplicación de la fuerza (TABLA II) y el tipo de puente rígido y

con interlock (con su posición específica) (TABLA III), se aprecia un patrón de deformación que se asocia entre el lugar de aplicación de la fuerza que es más pronunciado en un asunto de vecindad fuerza y galga que es apreciable en las tres posiciones de registro (TABLA II).

Se observa que se produce una mayor deformación cuando ésta se registra en la galga colocada en el mismo diente en la que se aplica la fuerza (cuando coinciden galga y punto de aplicación de la fuerza) o en los dientes adyacentes. Y se observa también que la deformación es menor según se aleja el punto de aplicación de la fuerza de la galga de lectura. Así por ejemplo la galga colocada en el canino registra más deformación cuando la fuerza es aplicada en el canino ($145,84\mu\epsilon$) y mucho menor (3 veces menos) cuando la fuerza se aplica en el molar ($52,75\mu\epsilon$). Lo mismo ocurre para la galga situada en el pilar intermedio y molar. (TABLA II).

TABLA II. Deformación extensiométrica registrada en galgas según el punto de aplicación de la fuerza

Estadístico	n	\bar{x}	
<i>Galga Canino</i>	300	77,39	52,12
<i>Aplicación de la Fuerza</i>			
Canino	60	145,84	33,28
Póntico mesial	60	76,77	30,99
Pilar intermedio	60	65,29	27,47
Póntico distal	60	46,33	26,19
Molar	60	52,75	61,21
<i>Galga Pilar Intermedio</i>	300	131,25	44,44
<i>Aplicación de la Fuerza</i>			
Canino	60	114,68	39,20
Póntico mesial	60	148,52	27,33
Pilar intermedio	60	144,87	34,46
Póntico distal	60	142,37	56,53
Molar	60	105,79	42,27
<i>Galga Molar</i>	300	83,22	59,36
<i>Aplicación de la Fuerza</i>			
Canino	60	53,17	17,16
Póntico mesial	60	57,91	23,37
Pilar intermedio	60	91,57	49,94
Póntico distal	60	98,14	73,19
Molar	60	115,30	79,06

Según el tipo de puente, rígido ó con interlock, los efectos mecánicos en términos de deformación son más apreciables en los puentes con interlock que en las de naturaleza rígida con independencia del lugar de registro, mostrando más evidente tal circunstancia en lo que se refiere a la galga situada sobre el Pilar Intermedio (TABLA III).

Los registros apreciados en la galga canino la deformación es la misma cuando se observa en los puentes con el interlock en posición oclusal (mesio oclusal 91,36 $\mu\epsilon$ y distal oclusal 90,19 $\mu\epsilon$), mientras que en las restantes galgas de registro las diferencias son más apreciables a favor de la posición distal oclusal frente a la mesial oclusal. Siendo el diseño

distal oclusal donde se registran las deformaciones más altas, en 1º y 2º lugar si ordenamos de mayor a menor las deformaciones de los 5 diseños de puente en cada uno de los 3 lugares de lectura de deformación.

Si relacionamos lugar de lectura de la deformación (es decir posición de la galga) y tipo de puente, observamos que en las 3 situaciones, el diseño de puente rígido es el que menos deformación sufre. Por ejemplo cuando la deformación es registrada en la galga del canino, el puente que mayor deformación sufre es el del diseño con el interlock mesio oclusal (91,36 $\mu\epsilon$) y el puente rígido el que menor deformación padece (41,32 $\mu\epsilon$), la mitad menos en comparación con el puente con el interlock mesio oclusal. Si continuamos observando las diferencias en deformación entre los diseños de puente con interlock y el diseño rígido, éstas son aún mayores cuando la deformación se registra en la galga situada en el molar, con valores casi 5 veces menores para el diseño rígido (32,07 $\mu\epsilon$) respecto al diseño distal oclusal (143,35 $\mu\epsilon$).

Siendo la galga situada en el pilar intermedio donde se registran las mayores deformaciones, independientemente del diseño del puente, se puede concluir que de los 3 puntos de lectura de deformación, el pilar intermedio es el pilar que mayor deformación sufre.

TABLA III. Deformación extensiométrica registrada en galgas según el tipo de puente

Estadístico	n	\bar{x}	SD
<i>Galga canino</i>	300	77,39	52,12
<i>Posición del Interlock</i>	240	86,71	49,65
Mesial oclusal	60	91,36	36,63
Mesial cervical	60	76,59	46,65
Distal oclusal	60	90,19	60,85
Distal cervical	60	87,51	60,81
Prótesis rígida	60	41,32	32,48
<i>Galga Pilar intermedio</i>	300	131,25	44,44
<i>Posición del Interlock</i>	240	136,76	42,33
Mesial oclusal	60	114,68	39,20
Mesial cervical	60	148,52	27,33
Distal oclusal	60	144,87	34,46
Distal cervical	60	142,37	56,53
Prótesis rígida	60	105,79	42,27
<i>Galga Molar</i>	300	83,22	59,36
<i>Posición del Interlock</i>	240	96,92	50,62
Mesial oclusal	60	69,40	24,24
Mesial cervical	60	93,55	67,53
Distal oclusal	60	143,35	64,72
Distal cervical	60	77,71	33,46
Prótesis rígida	60	32,07	26,99

En las tablas precedentes se aprecia cierta variabilidad en los valores de las medidas registradas lo que se puede observar a través de su presentación gráfica (GRÁFICO 1) y que en el caso del puente rígido se aproxima a la apreciada con los puentes con interlock en lo referente a los registros de la galga situada sobre el pilar intermedio.

Deformación Extensiométrica

Ubicación de la galga

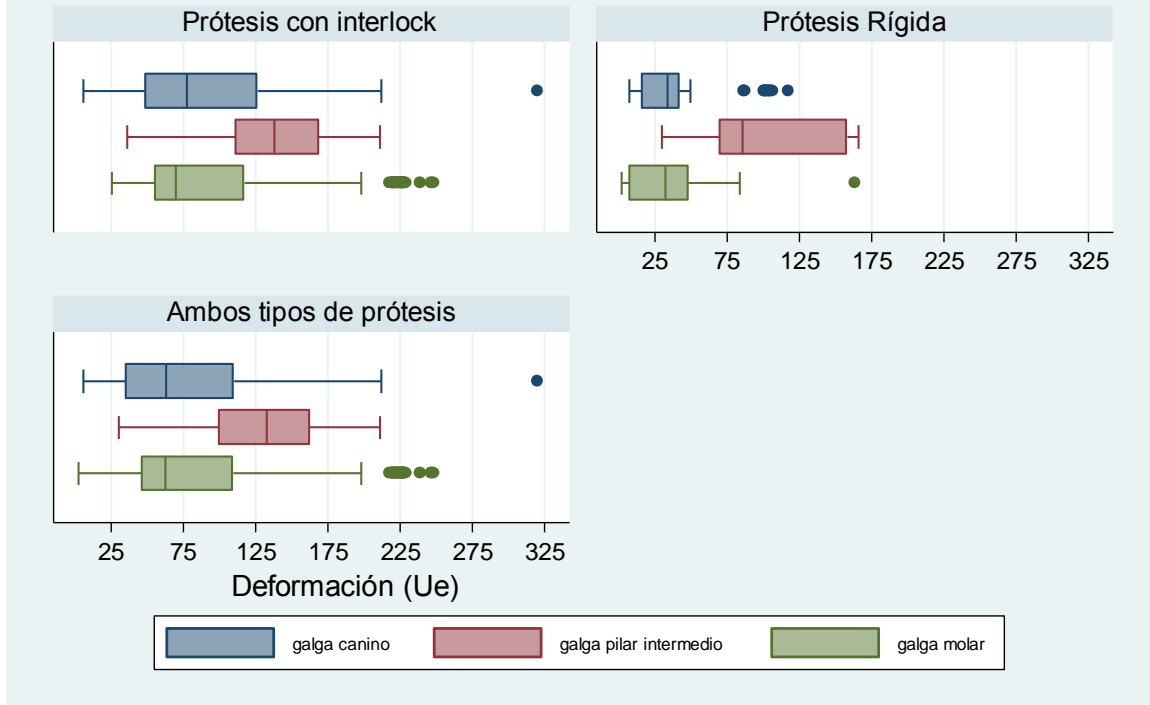


GRÁFICO 1. Deformación extensiométrica según la disposición de la galga y el tipo de puente

La TABLA IV muestra la deformación extensiométrica media según tipo de puente en función de la posición en que se aplica la fuerza, así como la galga de registro, presentando diferencias estadísticamente significativas y valores superiores en las prótesis con interlock.

TABLA IV. Deformaciones extensiométricas registradas en función del tipo de puente

Variables	Prótesis Rígida (n=180) \bar{x}	Prótesis con interlock n=720 \bar{x}	P (*)
Deformación total	59,60	106,80	0,0001
<i>Aplicación de la Fuerza</i>			
Canino	96,05	120,99	0.0056
Póntico Mesial	57,88	95,47	0.0001
Pilar intermedio	38,69	118,14	0.0001
Póntico Distal	67,50	104,60	0.0004
Molar	37,88	94,79	0.0001
<i>Posición de la galga</i>			
Canino	41,23	86,71	0.0001
Pilar intermedio	105,75	136,76	0.0001
Molar	31,83	96,92	0.0001

(*) Test de Kruskal-Wallis

Si sólo tenemos en cuenta el punto de aplicación de la fuerza en el puente rígido, podemos decir que la mayor deformación se produce cuando la fuerza se aplica en el canino (96,05 $\mu\epsilon$), seguida de cuando ésta se aplica en el póntico distal (67,5 $\mu\epsilon$), luego en el póntico mesial (57,88 $\mu\epsilon$) y por último en el pilar intermedio y el molar, con valores muy similares entre sí 38,69 $\mu\epsilon$ y 37,88 $\mu\epsilon$ respectivamente pero aproximadamente la mitad que la observada cuando la fuerza es aplicada en el canino (96,05 $\mu\epsilon$).

Si sólo tenemos en cuenta la posición de la galga en el puente rígido, se puede decir que la mayor deformación se registra cuando es leída en el pilar intermedio (105,75 $\mu\epsilon$), con valores que duplican o triplican a los registrados en las galgas situadas en el canino (41,23 $\mu\epsilon$) o el molar (31,83 $\mu\epsilon$).

Si sólo tenemos en cuenta el punto de aplicación de la fuerza dentro de los 4 diseños de los puentes con interlock, podemos decir que la mayor deformación se produce cuando ésta se aplica en el canino y en el pilar intermedio, con valores prácticamente iguales entre sí (120,99 $\mu\epsilon$ y 118,14 $\mu\epsilon$ respectivamente). Seguida por la aplicación de la fuerza en el pónico distal (104,60 $\mu\epsilon$) y por último cuando la fuerza es aplicada en el pónico mesial y el molar, también con valores casi idénticos (95,47 $\mu\epsilon$ y 94,79 $\mu\epsilon$).

Si sólo tenemos en cuenta el punto de lectura de la deformación para los 4 diseños de puente con interlock, observamos que la mayor deformación se registra en la galga colocada en el pilar intermedio (136,76 $\mu\epsilon$), con valores muy superiores a los registrados en la galga del molar (96,92 $\mu\epsilon$) y en el canino (86,71 $\mu\epsilon$).

Con dichos valores observados en la TABLA IV, se puede decir que los valores de deformación producidos en los diseños de puentes con interlock son mayores que los producidos en el diseño rígido, sea cual sea el punto de aplicación de la fuerza y el punto de lectura de la deformación.

Tanto en los diseños con interlock como en el diseño rígido, la mayor deformación se registra en la galga situada en el pilar intermedio, existiendo en ambos casos bastante diferencia con la deformación registrada en las galgas colocadas en el canino y en el molar. Sin

embargo, se observa en ambos casos que no hay mucha diferencia en la deformación registradas en la galga del canino y el molar entre sí.

La citada variabilidad de los registros de deformación extensiométrico hace que no se cumpla un patrón de distribución normal de las mediciones como puede apreciarse en los gráficos Q concebidos estadísticamente para tal función (GRÁFICOS 2, 3 y 4).

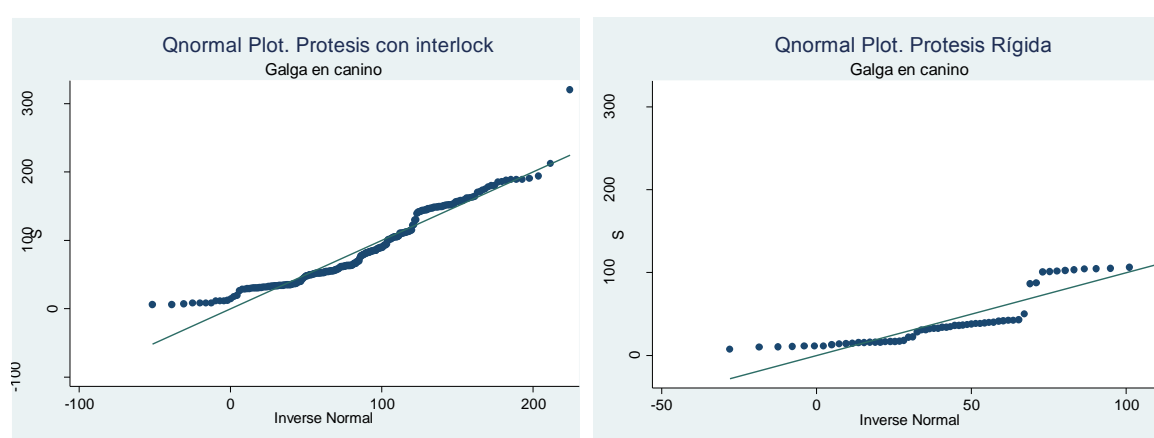


GRÁFICO 2. Plot Q normal con galga en canino y tipo de puente

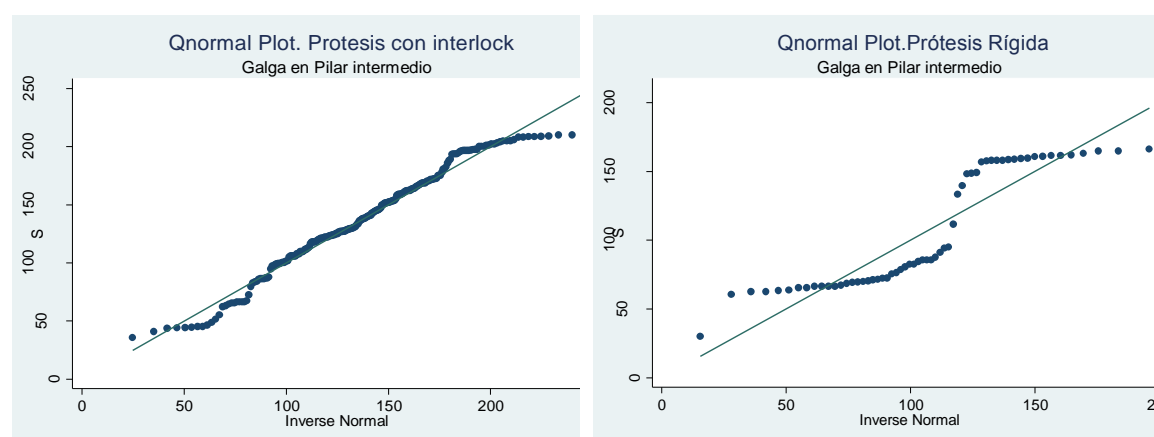


GRÁFICO 3. Plot Q normal con galga en Pilar intermedio y tipo de puente

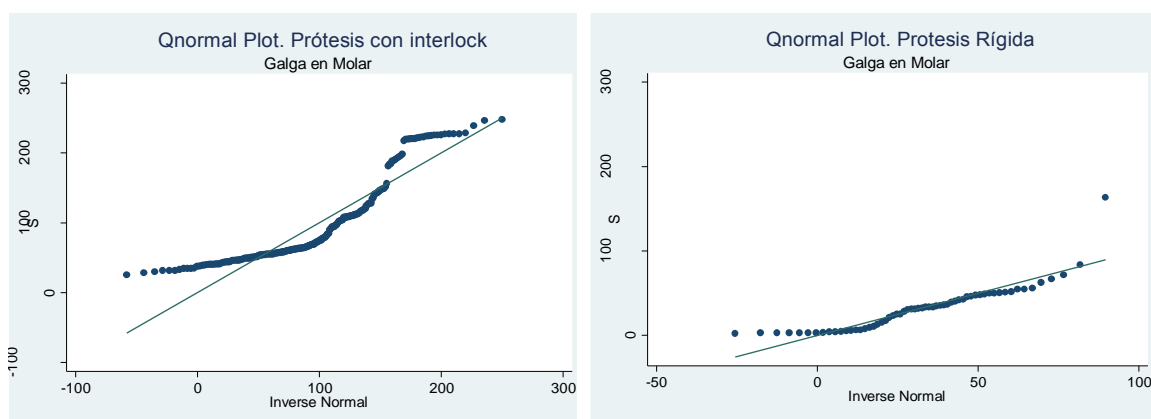


GRÁFICO 4. Plot Q normal con galga en molar y tipo de puente

Luego al no cumplirse los criterios de normalidad, los resultados de la escala de medida han sido estudiados a través de distintas transformaciones matemáticas en la búsqueda de dicho patrón de normalidad. Los hallazgos obtenidos se muestran en la TABLA V apreciándose en la misma que no ha sido posible obtener el fin propuesto, dada la significación estadística de las pruebas y su confirmación de alejarse de tal patrón

TABLA V. Transformaciones de la distribución de deformación extensiométrica y normalidad (*)

Transformación de la distribución	Galga canino		GalgaPilar Intermedio		Galga Molar	
	Prótesis Interlock	Prótesis Rígida	Prótesis Interlock	Prótesis Rígida	Prótesis Interlock	Prótesis Rígida
Cúbica	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Cuadrada	0,000	0,001	0,001	0,000	0,000	0,000
Identidad	0,000	0,008	0,052	0,000	0,000	0,000
Raíz cuadrada	0,115	0,048	0,001	0,000	0,000	0,607
Logarítmica	0,000	0,069	0,000	0,202	0,000	0,023
1/Raíz cuadrada	0,000	0,132	0,000	0,044	0,009	0,010
Inversa	0,000	0,014	0,000	0,000	0,002	0,000
1/Cuadrada	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
1/Cúbica	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000

(*= Valores de probabilidad). Identidad = Distribución propia de los datos sin transformación específica.

Así mismo, las posibilidades de transformación en busca de la normalidad tanto para los puentes con interlock como para el puente rígido también se pueden contemplar en las GRÁFICOS 5 y 6 en el caso de las nueve transformaciones matemáticas acometidas.

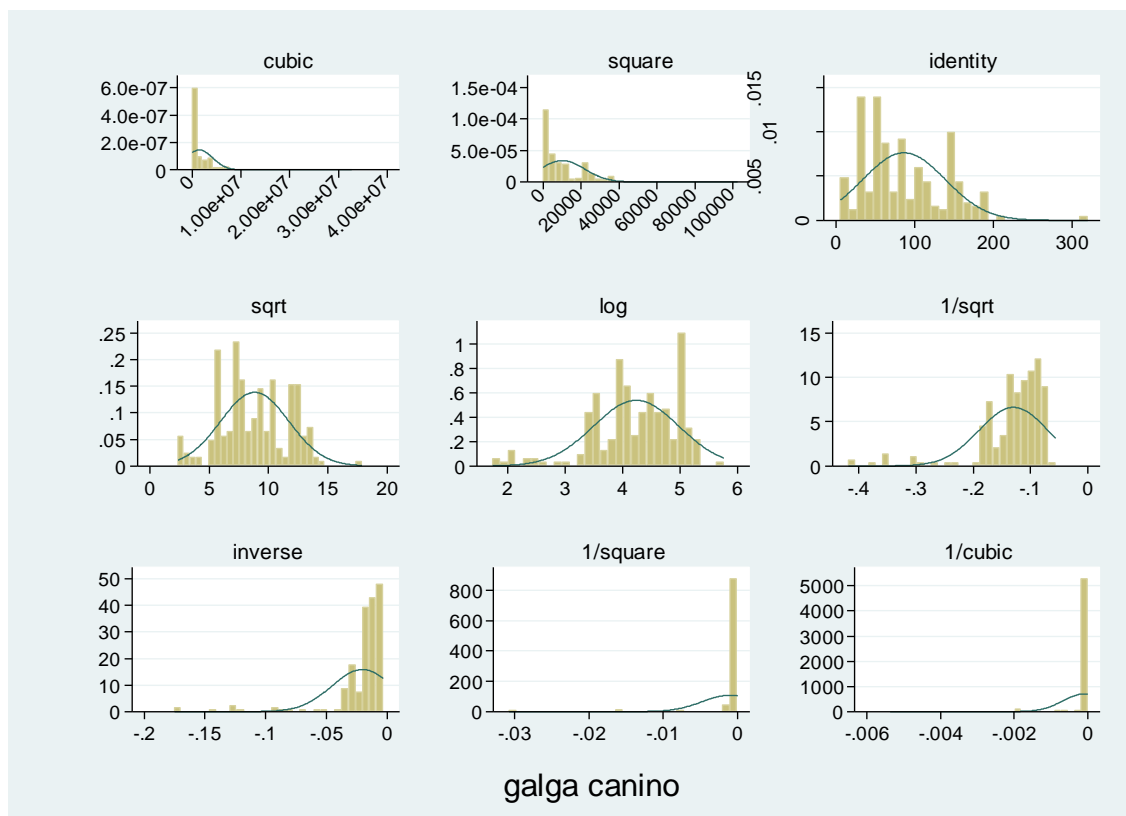


GRÁFICO 5. Histograma de transformación de medidas extensiométricas para puentes con interlock.

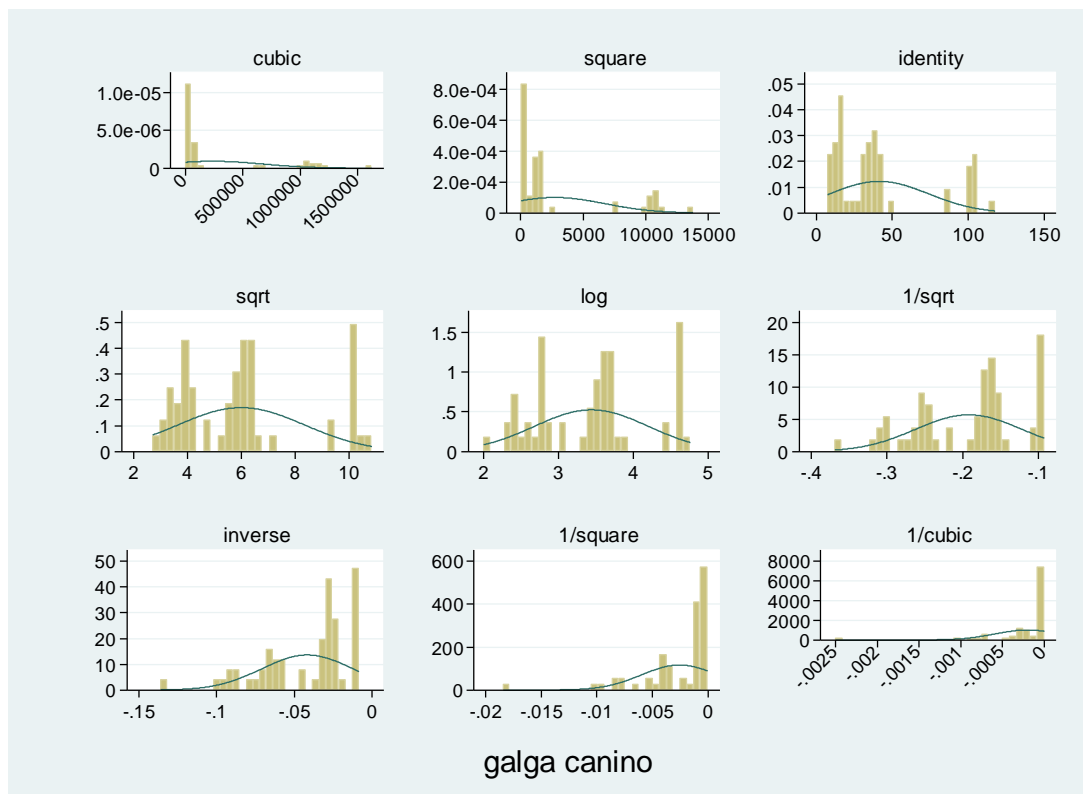


GRÁFICO 6. Histograma de transformación de medidas extensiométricas para puentes rígidos

2- Análisis Multivariante

Realizada la exploración de los datos y dado que no era posible aplicar los criterios de normalidad, procedimos a realizar un estudio multivariante adecuado a la distribución de los datos con el objetivo de encontrar el modelo más representativo.

2.1: Estrategia de modelización para el conjunto de ambos diseños de puente

En la elección del modelo más adecuado no ha sido posible la utilización del modelo de regresión de Poisson (TABLA VI) al no cumplir

las asunciones de variabilidad en las mediciones ($P=0,000$) y optando, por tanto por el uso de los modelos de regresión binomial negativa tal como se muestra en las tablas siguientes. Se han evaluado diez estrategias de modelización (TABLA VII) que incluyeron diferentes interacciones entre las variables y los criterios de elección del modelo más eficiente se muestran en la TABLA VIII.

TABLA VI. Modelo de Poisson Extensiométrico de rompiefuerzas en el uso de prótesis

Estadístico	β	95% IC β		P	Asunciones(*)
Fuerza	-0,05	-0,06	-0,05	0,000	
Prótesis	-0,06	-0,07	-0,06	0,000	0,000
Galga	0,03	0,02	0,04	0,000	
Constante	4,88	4,86	4,91	0,000	

β = Coeficiente de regresión; IC= intervalo de confianza;

(*) Asunciones= Bondad de ajuste del modelo (Deviances goodnes of fit y Pearson Goodnes of fit)

TABLA VII. Modelos evaluados de regresión binomial negativa

Modelo	Interacciones triples	Interacciones dobles	Variables en el modelo
Modelo 1			
Modelo 2	fuerza#prótesis#galga	fuerza#prótesis fuerza#galga prótesis#galga	
Modelo 3	fuerza#iprótesis#galga		
Modelo 4		fuerza#prótesis fuerza#galga prótesis#galga	
Modelo 5		fuerza#prótesis	Fuerza, Prótesis, Galga
Modelo 6	fuerza#prótesis#galga	fuerza#prótesis	
Modelo 7		fuerza#galga	
Modelo 8	fuerza#prótesis#galga	fuerza#galga	
Modelo 9		prótesis#galga	
Modelo 10	fuerza#prótesis#galga	prótesis#galga	

#: interacción entre las variables: Fuerza: Lugar de aplicación de la fuerza; Puentes: puentes y situación del Interlock; Galga: Ubicación de la galga de registro de deformación.

Variable respuesta: Deformación extensiométrica registrada.

Variables independientes: Fuerza, puente e interlock, Galga y tripe interaccion (Fuerza#puentes con interlock#Galga)

TABLA VIII. Ajustes de modelos de regresión binomial negativa para el conjunto de ambos tipos de puentes

Modelo	N	LL(nulo)	LL(ajustado)	Df	AIC	BIC
Modelo 1	900	-4863,28	-4669,27	12	9362,54	9420,17
Modelo 2	900	-4863,28	-3814,93	76	7781,86	8146,84
Modelo 3	900	-4863,28	-3814,93	76	7781,86	8146,84
Modelo 4	900	-4863,28	-4330,34	44	8748,68	8959,98
Modelo 5	900	-4863,28	-4580,70	28	9217,41	9351,88
Modelo 6	900	-4863,28	-3814,93	76	7781,86	8146,84
Modelo 7	900	-4863,28	-4552,69	20	9145,38	9241,42
Modelo 8	900	-4863,28	-3814,93	76	7781,86	8146,84
Modelo 9	900	-4863,28	-4607,54	20	9255,09	9351,13
Modelo 10	900	-4863,28	-3814,93	76	7781,86	8146,84

LL(nulo): Logaritmo neperiano de la verosimilitud del modelo nulo; LL(modelo): Logaritmo neperiano de la verosimilitud del modelo ajustado; AIC: Criterio de información de Akaike; BIC: Criterio de información Bayesiano.

El modelo de regresión binomial negativo elegido de los evaluados en la tabla 8 (modelo 3), incluye las tres variables del estudio, el punto de aplicación de la fuerza, el diseño del puente y la galga, así como su triple interacción. Sus coeficientes de regresión obtenidos y su significación, se muestran en la TABLA IX.

TABLA IX. Modelo de regresión binomial negativa seleccionado para ambos tipos de puente

Modelo	β	95% IC β		P
<i>Aplicación de la Fuerza</i>				
Póntico mesial vs Canino	-0,96	[-1,11	-0,80]	0,00
Pilar intermedio vs Canino	-1,00	[-1,15	-0,85]	0,00
Póntico distal vs Canino	-1,92	[-2,11	-1,73]	0,00
Molar vs Canino	-1,87	[-2,05	-1,68]	0,00
<i>Tipo de Prótesis</i>				
Mesial oclusal vs Prótesis rígida	0,38	[0,25	0,51]	0,00
Mesial cervical vs Prótesis rígida	0,36	[0,23	0,49]	0,00
Distal oclusal vs Prótesis rígida	0,56	[0,43	0,69]	0,00
Distal cervical vs Prótesis rígida	0,38	[0,25	0,50]	0,00
<i>Posición de la Galga</i>				
Pilar Intermedio vs Canino	0,43	[0,30	0,56]	0,00
Molar vs Canino	-1,14	[-1,30	-0,99]	0,00
<i>Fuerza#Interlock#Galga</i>				
(No se muestran interacciones:64)				
α	0,01	[0,01	0,02]	
Constante	4,61	[4,51	4,70]	0,00

= interacción

En cuanto al riesgo relativo de deformación extensiométrica la TABLA X presenta sus valores y se entiende el riesgo relativo como la relación entre 2 frecuencias. Así, en el caso del punto de aplicación de la fuerza se puede apreciar que la deformación que se registra cuando la fuerza es aplicada en el pilar intermedio es un 63,5% menor cuando se

compara con la ejercida sobre el canino, si es aplicada en el pónico mesial es un 61,8% menor que en el canino, en el pónico distal un 85,5% menor y un 84,7% menor si se aplica en el molar que si se aplica en el canino, con lo cual podemos decir que la mayor deformación es ejercida cuando la fuerza es aplicada en el canino y la menor deformación cuando la fuerza es aplicada en el pónico distal y molar.

Respecto al diseño del puente podemos observar que los 4 diseños con interlock padecen más deformación que el diseño rígido, siendo un 47% mayor en el caso del puente con interlock en posición mesio oclusal, un 44% mayor en el caso del puente con interlock en posición mesio cervical, un 76% mayor para el puente con el interlock en disto oclusal y un 46% superior para el puente con el interlock en posición disto cervical. A su vez podemos concluir que el diseño con el interlock en posición disto oclusal es el puente que mayor deformación presenta, con un valor notablemente superior al resto de los diseños no rígidos.

En cuanto a la posición de la galga de lectura de la deformación se aprecia que la galga situada en el pilar intermedio registra valores de deformación 54% mayores si se comparan con la deformación registrada en posición del canino. Por el contrario, la deformación registrada en la galga colocada en el molar es 68,3% menor que si se compara también con la galga situada en el canino. Por lo que podemos decir que la mayor deformación se registra en la galga cementada en la superficie vestibular del pilar intermedio, con valores muy superiores respecto a las otras 2 galgas de lectura.

TABLA X. Riesgo Relativo de deformación extensométrica del modelo ajustado para ambos puentes.

Variable	RR	95% IC RR	P
<i>Fuerza aplicada</i>			
Póntico mesial vs Canino	0,38	[0,32 0,44]	0,00
Pilar intermedio vs Canino	0,36	[0,31 0,42]	0,00
Póntico distal vs Canino	0,14	[0,12 0,17]	0,00
Molar vs Canino	0,15	[0,12 0,18]	0,00
<i>Tope de Puente</i>			
Mesial oclusal vs Prótesis rígida	1,47	[1,29 1,67]	0,00
Mesial cervical vs Prótesis rígida	1,44	[1,26 1,64]	0,00
Distal oclusal vs Prótesis rígida	1,76	[1,55 2,00]	0,00
Distal cervical vs Prótesis rígida	1,46	[1,28 1,66]	0,00
<i>Posición de la galga</i>			
Pilar Intermedio vs Canino	1,54	[1,35 1,75]	0,00
Molar vs Canino	0,31	[0,27 0,37]	0,00
Interacción:fuerza#Puente#galga (No se muestran)			
α	0,017	0,014 0,021	

RR= Riesgo relativo; 95% IC RR (95% Intervalo de Confianza del RR)

2.2. PUENTES CON INTERLOCK:

2.2.1. Estrategia de modelización para puente con interlock

Entre los modelos con máxima verosimilitud (modelos 2, 3, 6, 8, y 10) se ha elegido el modelo 3 (TABLA XI) basándonos en el principio de parsimonia, pues el ajuste del mismo obtiene el mismo rendimiento con el mínimo número de variables (TABLA VII). Asimismo se aprecia una reducción en la variabilidad de los errores (TABLA XII) fue cuando la misma se considera para ambos tipos de puentes (TABLA IX).

TABLA XI. Ajustes de modelos regresión binominal negativa y selección pertinente

Modelo	N	LL(nulo)	LL(modelo)	Df	AIC	BIC
Modelo 1	720	-3854,21	-3761,09	11	7544,18	7594,56
Modelo 2	720	3854,21	-2908,67	61	5939,35	6218,68
Modelo 3	720	-3854,21	-2908,67	61	5939,35	6218,68
Modelo 4	720	-3854,21	-3469,47	37	7012,94	7182,37
Modelo 5	720	-3854,21	-3689,42	23	7424,84	7530,17
Modelo 6	720	-3854,21	-2908,67	61	5939,35	218,68
Modelo 7	720	-3854,21	-3641,15	19	7320,31	7407,32
Modelo 8	720	-3854,21	-2908,67	61	5939,35	218,68
Modelo 9	720	-3854,21	-3727,61	17	7489,23	7567,08
Modelo 10	720	-3854,21	-2908,67	61	5939,35	218,68

LL(nulo): Logaritmo neperiano de la verosimilitud del modelo nulo; LL(modelo): Logaritmo neperiano de la verosimilitud del modelo ajustado; AIC: Criterio de información de Akaike; BIC: Criterio de información Bayesiano.

TABLA XII. Modelo de regresión binomial negativa seleccionado para puentes con interlock

Modelo	β	95% IC β		P
<i>Aplicación de la Fuerza</i>				
Póntico mesial vs Canino	-0,59	[-0,70	-0,49]	0,00
Pilar intermedio vs Canino	-0,26	[-0,37	-0,16]	0,00
Póntico distal vs Canino	0,81	[-0,92	-0,70]	0,00
Molar vs Canino	-1,11	[-1,22	-0,99]	0,00
<i>Posición del Interlock</i>				
Mesial cervical vs mesial oclusal	0,02	[-0,11	0,07]	0,68
Distal oclusal vs mesial oclusal	0,18	[0,08	0,27]	0,00
Distal cervical vs mesial cervical	0,005	[-0,104	0,09]	0,91
<i>Posición de la Galga</i>				
Pilar Intermedio vs Canino	0,30	[-0,40	-0,020]	0,00
Molar vs Canino	-1,15	[-1,27	-1,03]	0,00
<i>Fuerza#Interlock#Galga</i>				
(No se muestran interacciones:51)				
α	0,00	[0,00	0,01]	
Constante	4,99	[4,92	5,06]	0,00

#: interacción#: interacción entre las variables: Fuerza: Lugar de aplicación de la fuerza; Interlock: Situación del Interlock; Galga: Ubicación de la galga de registro de deformación.

Variable respuesta: Deformación registrada.

Variables independientes: Fuerza Interlock Galga y tripe interacción (Fuerza#Interlock#Galga)

En el caso las deformaciones medidas en términos de riesgo relativo (TABLA XIII) se puede observar que la máxima deformación se obtiene cuando la fuerza se aplica en el canino, con valores muy inferiores cuando la fuerza es aplicada en otros puntos, siendo un 68% menor en el molar, un 56% menor en el póntico distal, un 46% menos cuando se aplica en el póntico mesial y un 24% menos al ser la fuerza aplicada en el pilar intermedio.

La posición del interlock que soporta mayor deformación es la distal oclusal (P=0,00) con un promedio de un 19% en relación a la categoría de referencia (mesial oclusal). Las otras dos posiciones del interlock soportan menor deformación que la posición mesial oclusal de referencia aunque dichos valores son casi idénticos, un 3% menos en el caso de la posición mesial cervical y 1% menor en el de distal cervical.

Respecto a las galgas de lectura de la deformación, apreciamos que para los 4 diseños de puentes con interlock, la mayor deformación la registra la galga colocada en el canino, siendo la deformación registrada en el pilar intermedio un 27% menor cuando se compara a la registrada en el canino y aún menor, un 69% menos cuando se registra en el molar.

TABLA XIII. Riesgo Relativo de deformación extensiométrica para puentes con interlock

Modelo	RR	95% IC RR	P
<i>Aplicación de la Fuerza</i>			
Póntico mesial vs Canino	0,54	[0,49 0,61]	0,00
Pilar intermedio vs Canino	0,76	[0,69 0,84]	0,00
Póntico distal vs Canino	0,44	[0,39 0,49]	0,00
Molar vs Canino	0,32	[0,29 0,37]	0,00
<i>Posición del Interlock</i>			
Mesial cervical vs mesial oclusal	0,97	[0,88 1,08]	0,68
Distal oclusal vs mesial oclusal	1,19	[1,08 1,32]	0,00
Distal cervical vs mesial oclusal	0,99	[0,90 1,09]	0,91
<i>Posición de la Galga</i>			
Pilar Intermedio vs Canino	0,73	[0,66 0,81]	0,00
Molar vs Canino	0,31	[0,28 0,35]	0,00
<i>Fuerza#Interlock#Galga</i> (No se muestran:51 interacciones)			
Constante	148,08	[138,10 158,78]	0,00

#: interacción: RR= Riesgo Relativo

2.2.2. Estimaciones predictivas para puentes con interlock

A partir del modelo seleccionado (TABLA XIII) es posible crear un modelo de naturaleza predictiva que pueda efectuar estimaciones de las deformaciones según se considere el concurso de las distintas variables. Esto se conoce como marginales predictivos. En la TABLA XIV y los GRÁFICOS 7, 8 y 9 es posible apreciar las deformaciones predichas por el modelo en términos de promedio. Las máximas deformaciones predichas por el modelo se registran con la aplicación en el canino, el interlock en posición distal oclusal y la galga situada sobre el pilar intermedio.

TABLA XIV. Valores predictivos para puentes con interlock

Estadísticos	Estimación Predictiva (\bar{x})	EE \bar{x}	95% IC Efecto marginal	P
<i>Aplicación de la fuerza</i>				
Canino	109,20	1,25	[106,74 111,64]	0,00
Póntico mesial	87,52	1,05	[85,45 89,60]	0,00
Pilar intermedio	106,82	1,22	[104,43 109,22]	0,00
Póntico distal	90,40	1,09	[88,24 92,55]	0,00
Molar	77,12	1,06	[75,05 79,20]	0,00
<i>Posición del Interlock</i>				
Mesial oclusal	84,04	0,91	[82,24 85,84]	0,00
Mesial Cervical	98,41	1,02	[96,41 100,42]	0,00
Distal oclusal	100,02	1,18	[102,70 107,34]	0,00
Distal Cervical	87,70	0,96	[85,80 89,60]	0,00
<i>Posición de la galga</i>				
Canino	73,37	0,76	[71,87 74,87]	0,00
Pilar intermedio	129,27	1,08	[127,15 131,40]	0,00
Molar	85,97	0,81	[84,38 87,56]	0,00

Dentro de los 4 diseños de puentes con interlock, se produce mayor deformación cuando la fuerza es aplicada en el canino (109,20 $\mu\epsilon$) y la menor cuando ésta se aplica en el molar (77,12 $\mu\epsilon$), existiendo una diferencia aproximada del 30% entre ambos puntos de aplicación de la

fuerza, independientemente de cuál sea la posición del interlock y/o dónde se lea la deformación.

Respecto a la posición del interlock, la mayor deformación se observa cuando éste se coloca en la superficie distal del pilar intermedio y el tope en posición oclusal. (GRÁFICO 7)

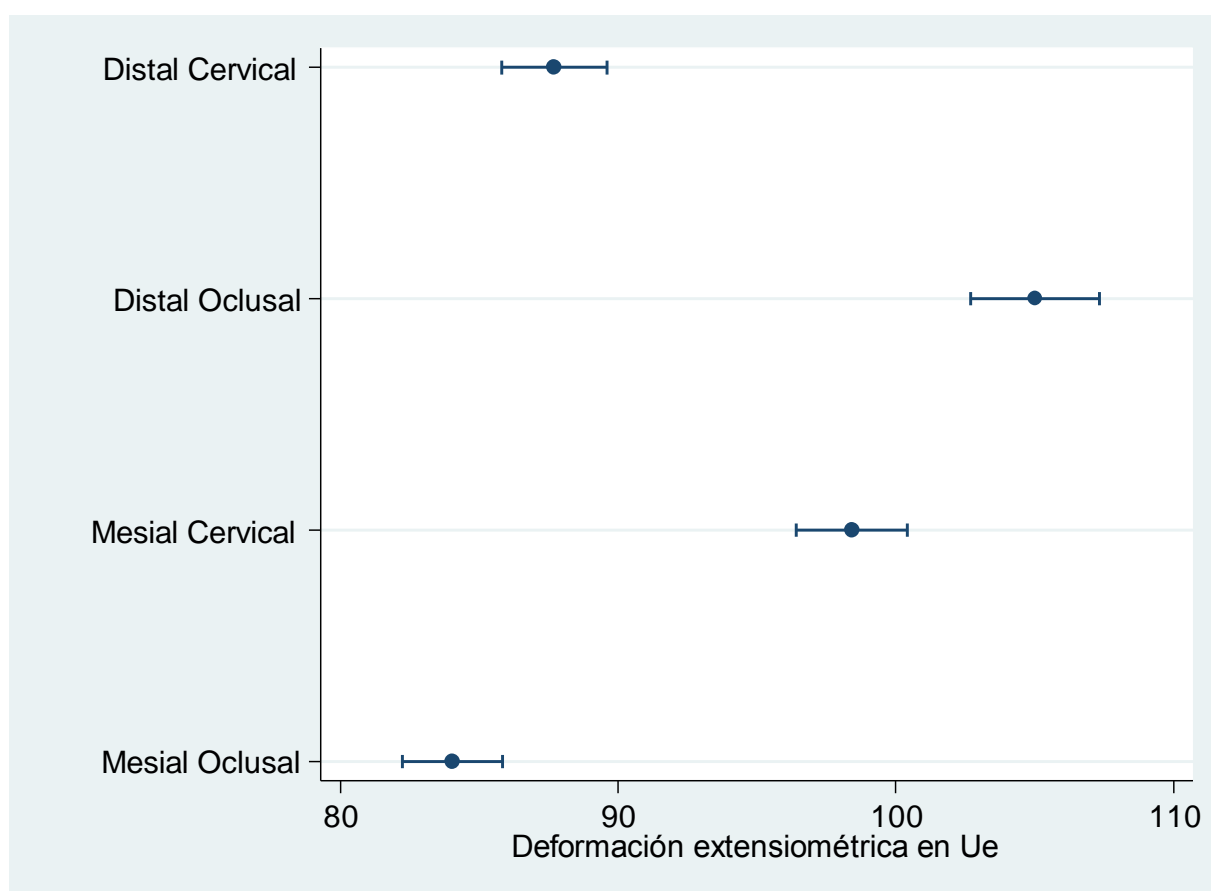


GRÁFICO 7. Predicción de deformación extensiométrica según la posición del interlock

Teniendo en cuenta sólo la posición de la galga, la mayor deformación se produce cuando ésta se lee en la galga situada en el pilar intermedio (129,27 $\mu\epsilon$), (GRÁFICO 8) con un valor muy superior a los registrados en las galgas colocadas en el molar (86%) y el canino (73,37 $\mu\epsilon$), aproximadamente un 33% y un 43% respectivamente.

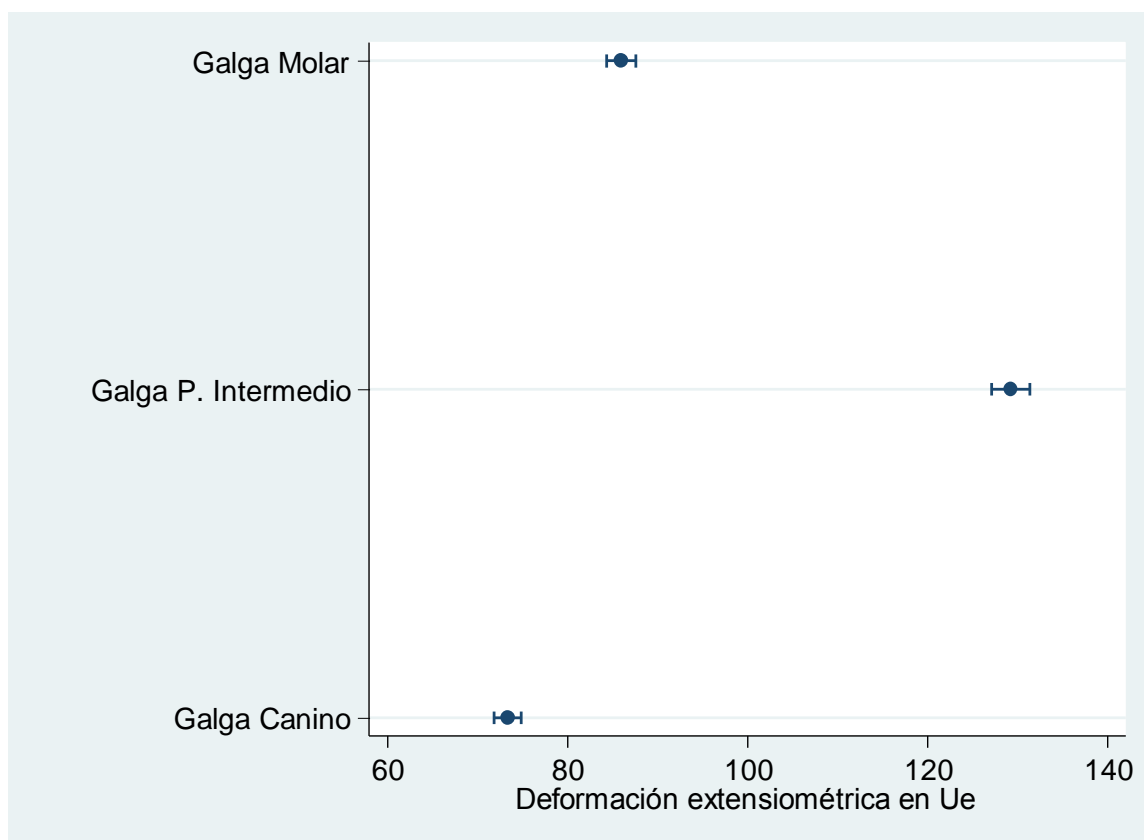


GRÁFICO 8. Predicción de deformación extensiométrica según la galga de registro.

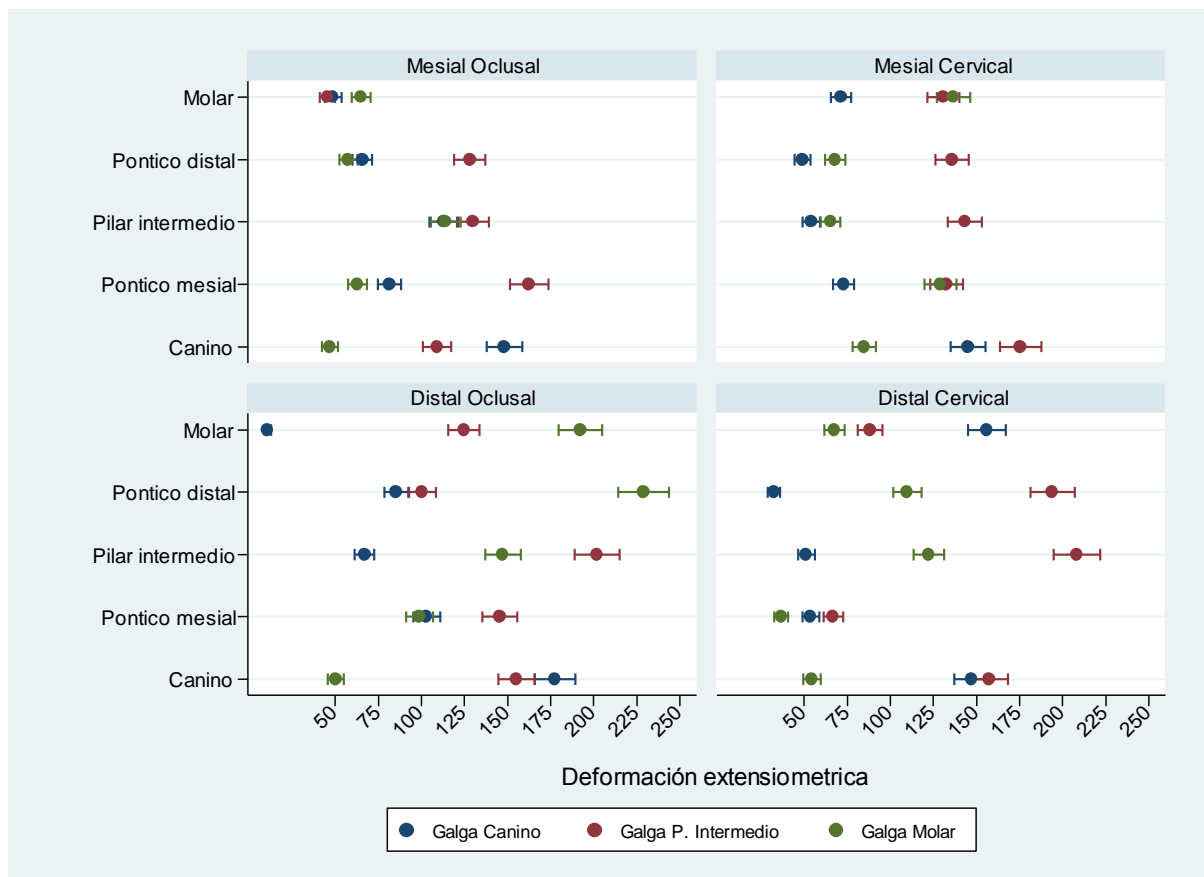


GRÁFICO 9. Predicción de la deformación extensiométrica en la triple interacción del lugar de la aplicación de la fuerza y las posiciones del interlock y la galga de registro.

Una vez definidos los valores predictivos (TABLA XIV), tiene interés observar los cambios de deformación entre las diferentes categorías de variables y posición de las galgas.

2.2.3. Contraste de estimaciones predictivas para puentes con interlock

Es posible conocer la magnitud de los cambios cuando se comparan medidas en posiciones diferentes de la aplicación de las variables del modelo predicho, así como el sentido del cambio de la deformación (TABLA XV).

TABLA XV. Contraste de estimaciones predictivas del modelo ajustado

Estadísticos	Contraste Estimaciones predictivas (\bar{x})	95% IC Contraste	P
<i>Fuerza</i>			
Póntico mesial vs Canino	-21,66	[24,87 -18,45]	0,00
Pilar intermedio vs Canino	-2,36	[-5,78 1,06]	0,17
Póntico distal vs Canino	-18,79	[-22,05 -15,53]	0,00
Molar vs Canino)	-32,06	[-35,27 -28,84]	0,00
<i>Posición del Interlock</i>			
Mesial cervical vs mesial oclusal	14,37	[11,68 17,07]	0,00
Distal oclusal vs mesial oclusal	20,98	[18,04 23,91]	0,00
Distal cervical vs mesial oclusal	3,66	[1,04 6,27]	0,00
<i>Posición de la Galga</i>			
Pilar intermedio vs Canina	55,89	[53,30 58,49]	0,00
Molar vs Canina	12,60	[10,41 14,79]	0,00
<i>Interacción</i>			
<i>Fuerza#Interlock#Galga</i>			
(Resultados no presentados)			

De esta manera, podemos apreciar que las deformaciones registradas siempre son inferiores si las comparamos con la deformación producida cuando la fuerza es aplicada en el canino. Así, si la fuerza es aplicada en el póntico mesial, la deformación es menor en 21,66 $\mu\epsilon$ respecto al canino, 2,36 $\mu\epsilon$ cuando se aplica en el pilar intermedio, 18,79 $\mu\epsilon$ en el póntico distal y 32,06 $\mu\epsilon$ en el molar. Donde la mayor diferencia se aprecia entre la aplicación de la fuerza en el canino y en el molar. Y siendo casi inexistente o muy leve, la diferencia entre la aplicación en el canino y el pilar intermedio.

Respecto a la posición del interlock, se observa que la deformación aumenta un promedio de 20,98 $\mu\epsilon$ en el puente distal oclusal, un 14,37 $\mu\epsilon$ en el mesial cervical y apenas un 3,66 $\mu\epsilon$ en el distal cervical, todos ellos

respecto al puente con el interlock en posición mesial oclusal. Con lo cual podríamos decir que en el puente con el interlock en posición distal oclusal es el diseño en el que mayor deformación se registra respecto al resto y el puente con el interlock en posición mesial oclusal en el que menos.

Por último, teniendo en cuenta sólo la ubicación de la galga, se registra un aumento del promedio de la deformación de la galga situada en el pilar intermedio de un 55,89 $\mu\epsilon$ respecto a la colocada en el canino y de un 12,60 $\mu\epsilon$ en la del molar.

Asimismo podemos apreciar cuando aplicada una fuerza en una posición concreta o se registre en una galga determinada, cómo se modifican las deformaciones según se considere la posición del interlock (TABLA XVI).

TABLA XVI. Contraste de efectos marginales del interlock según la posición de la fuerza y la *galga*

Estadísticos	Contraste (\bar{x})	95% IC Efecto marginal	P
<i>Interlock@fuerza</i>			
(Mesial cervical vs mesial oclusal) (Canino)	-25,95	[17,19 34,72]	0,00
(Mesial cervical vs mesial oclusal) (Póntico mesial)	1,33	[-7,21 9,88]	0,76
(Mesial cervical vs mesial oclusal) (Pilar intermedio)	-51,29	[-59,78 42,81]	0,00
(Mesial cervical vs mesial oclusal) (Póntico distal)	-14,00	[-21,73 6,27]	0,00
(Mesial cervical vs mesial oclusal) (Molar)	43,75	[35,91 51,59]	0,00
(Distal oclusal vs mesial oclusal) (Canino)	0,25	[-8,25 8,76]	0,95
(Distal oclusal vs mesial oclusal) (Póntico mesial)	-0,04	[-8,69 8,60]	0,99
(Distal oclusal vs mesial oclusal) (Pilar intermedio)	-13,01	[-22,47 3,54]	0,00
(Distal oclusal vs mesial oclusal) (Póntico distal)	26,64	[17,92 35,36]	0,00
(Distal oclusal vs mesial oclusal) (Molar)	-8,67	[-17,01 -0,33]	0,04
(Distal cervical vs mesial oclusal) (Canino)	5,18	[-3,21 13,58]	0,22
(Distal cervical vs mesial oclusal) (Póntico mesial)	-55,04	[-62,54 47,54]	0,00
(Distal cervical vs mesial oclusal) (Pilar intermedio)	-21,36	[-30,59 12,13]	0,00
(Distal cervical vs mesial oclusal) (Póntico distal)	-2,02	[-10,37 6,32]	0,63
(Distal cervical vs mesial oclusal) (Molar)	33,23	[25,75 40,71]	0,00
<i>Interlock@galga</i>			
(Mesial cervical vs mesial oclusal) (Canino)	25,95	[17,19 34,72]	0,00
(Mesial cervical vs mesial oclusal) (Pilar intermedio)	74,84	[64,82 84,86]	0,00
(Mesial cervical vs mesial oclusal) (Molar)	64,25	[55,11 73,39]	0,00
(Distal oclusal vs mesial oclusal) (Canino)	0,25	[8,25 8,76]	0,95
(Distal oclusal vs mesial oclusal) (Pilar intermedio)	55,92	[46,17 65,67]	0,00
(Distal oclusal vs mesial oclusal) (Molar)	80,61	[70,94 90,28]	0,00
(Distal vs mesial oclusal) (Canino)	5,18	[3,21 13,58]	0,22
(Distal cervical vs mesial oclusal) (Pilar intermedio)	41,26	[31,74 50,77]	0,00
(Distal cervical vs mesial oclusal) (Molar)	22,11	[13,55 30,66]	0,00

Así por ejemplo, si comparamos la deformación producida entre los puentes con interlock en posición mesio cervical con los puentes con los interlock en posición mesio oclusal y sólo variamos el punto de aplicación de la fuerza, podemos apreciar que hay una diferencia en la deformación entre ambos puentes en función de donde se aplique la fuerza. Siendo dicha deformación menor en el puente con el interlock mesial cervical si la fuerza se aplica en el canino (-25,95 $\mu\epsilon$), en el pilar intermedio (-51,29 $\mu\epsilon$) y en el p \acute{o} ntico distal (-14,00 $\mu\epsilon$), siendo esta diferencia notablemente inferior cuando la fuerza es aplicada en el pilar intermedio.

Su representación gráfica puede observarse en el GRÁFICO 10.

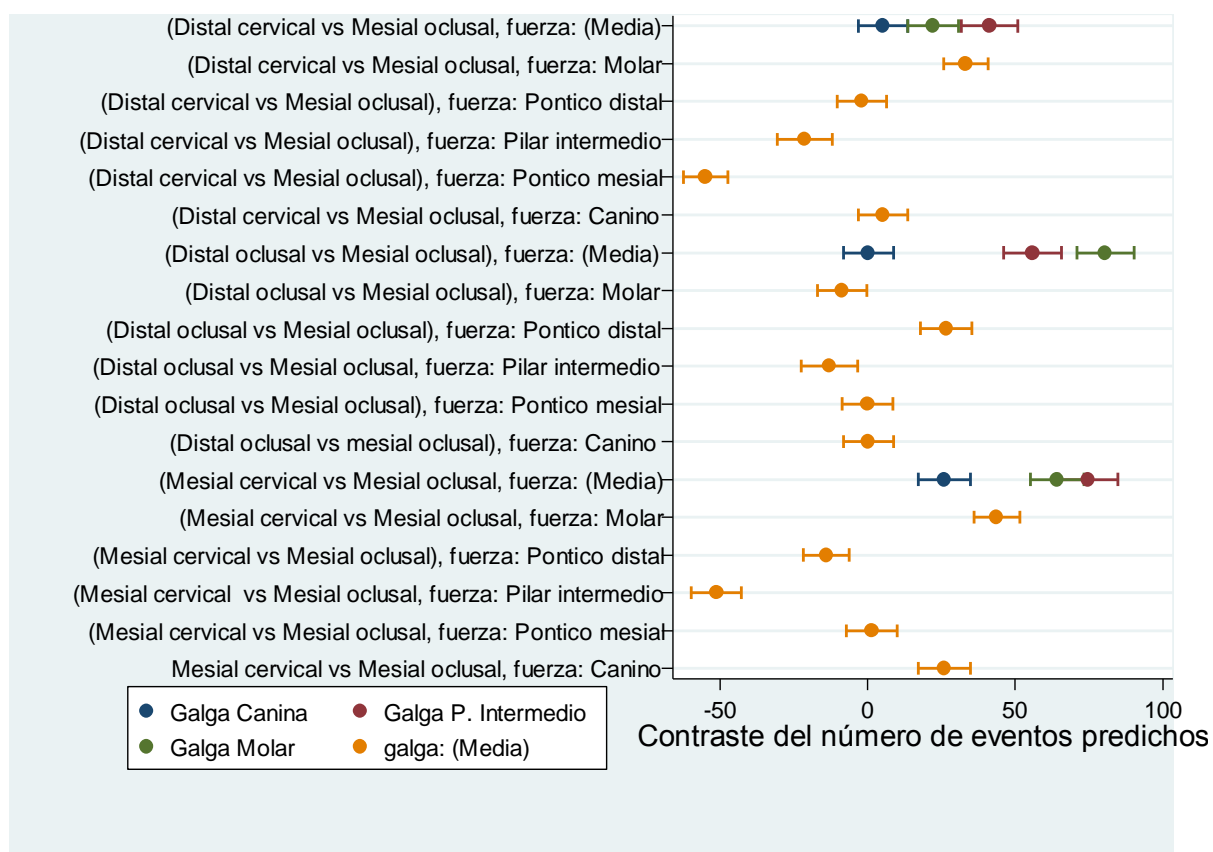


GRÁFICO 10. Contraste de las predicciones ajustadas del interlock sobre la aplicación de la fuerza.

Ahora bien, si comparamos los distintos diseños de puentes con interlock entre sí respecto al punto de lectura de la deformación, es decir, respecto a la posición de la galga, podemos observar que la deformación es siempre menor en los puentes con interlock en posición mesio oclusal. Respecto al diseño que mayor deformación sufre, el registro es variable en función de la galga en la que se realice la lectura. Así, si registramos la deformación en la galga colocada en el canino, apreciamos que los mayores valores se registran en el puente con el interlock en posición mesial cervical ($25,95 \mu\epsilon$), si se registra en la galga del pilar intermedio, la mayor deformación también la sufre el puente con el interlock en posición mesial cervical. Sin embargo, si la galga de lectura es la ubicada en el molar, la mayor deformación la sufre el puente con interlock en posición distal oclusal, (GRÁFICO 11).

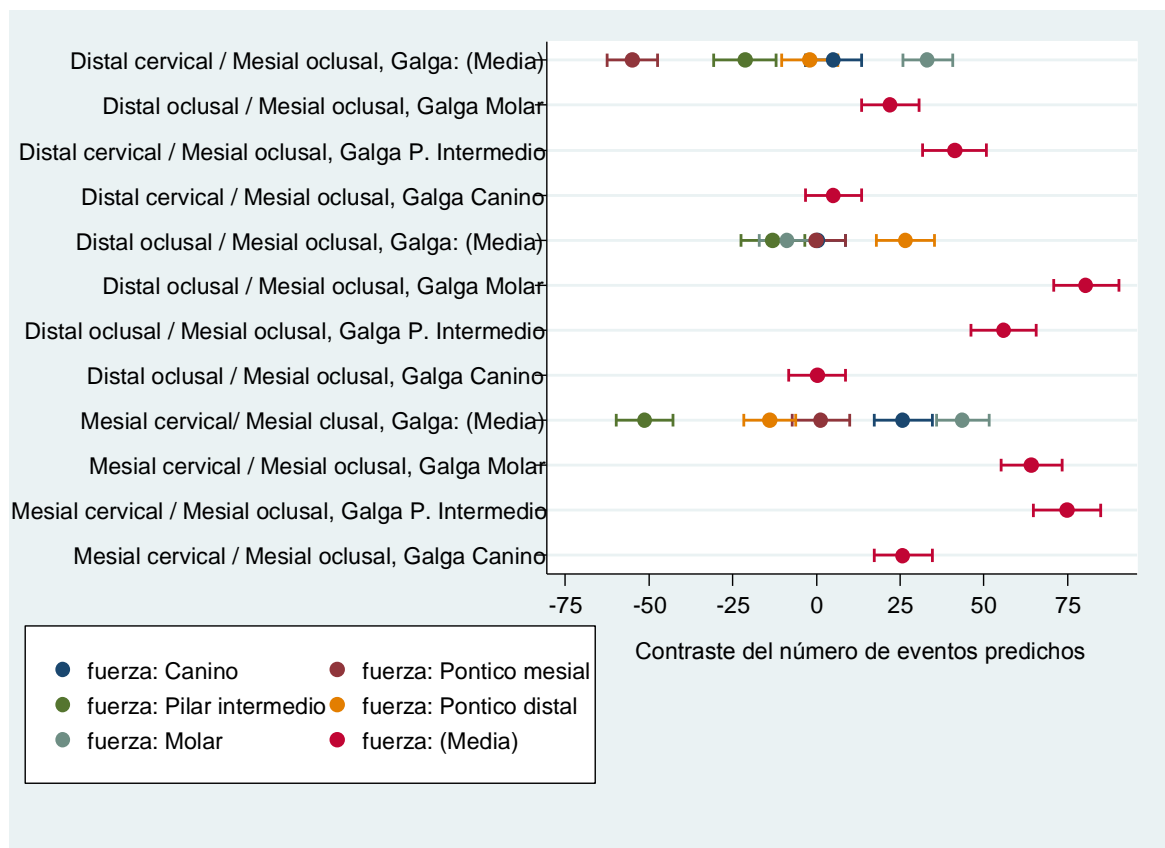


GRÁFICO 11. Contraste de las predicciones ajustadas del interlock sobre la galga de registro

Con el criterio anterior también podemos conocer los registros predichos en la comparación entre las distintas galgas, según el lugar de aplicación de la fuerza y la posición del interlock. Los resultados obtenidos se reflejan en la TABLA XVII y los GRÁFICOS12 y 13.

TABLA XVII. Contraste de efectos marginales de la galga según la aplicación de la fuerza y el interlock

Estadísticos	Contraste (\bar{x})	95% IC Efecto marginal	P
<i>Galga@fuerza</i>			
(Pilar intermedio vs canino) (Canino)	14,45	[4,78 24,13]	0,003
(Pilar intermedio vs canino) (Póntico mesial)	65,82	[57,83 73,81]	0,000
(Pilar intermedio vs canino) (Pilar intermedio)	120,74	[111,96 129,53]	0,000
(Pilar intermedio vs canino) (Póntico distal)	102,34	[94,29 110,39]	0,000
(Pilar intermedio vs canino) (Molar)	61,96	[54,34 69,59]	0,000
(Molar vs canino) (Canino)	-115,15	[-123,01 -107,29]	0,000
(Molar vs canino) (Póntico mesial)	-20,90	[-27,60 -14,19]	0,000
(Molar vs canino) (Pilar intermedio)	21,21	[14,19 28,23]	0,000
(Molar vs canino) (Póntico distal)	26,15	[19,23 33,07]	0,000
(Molar vs canino) (Molar)	35,69	[28,61 42,78]	0,000
<i>Galga@interlock</i>			
(Pilar intermedio vs canino) (Mesial oclusal)	14,45	[4,78 24,13]	0,003
(Pilar intermedio vs canino) (Mesial cervical)	63,34	[53,44 73,24]	0,000
(Pilar intermedio vs canino) (Distal oclusal)	70,13	[60,17 80,08]	0,000
Pilar intermedio vs canino) (Distal cervical)	50,53	[40,71 60,35]	0,000
(Molar vs canino) (Mesial oclusal)	-115,15	[-123,01 -107,29]	0,000
(Molar vs canino) (Mesial cervical)	-76,86	[-84,78 -68,93]	0,000
(Molar vs canino) (Distal oclusal)	-34,79	[-43,39 -26,18]	0,000
(Molar vs canino) (Distal cervical)	-98,22	[-106,01 -90,40]	0,000

Así si comparamos las 3 galgas entre sí y sólo variamos el punto de aplicación de la fuerza, observamos que la galga donde menor deformación se registra es en el canino excepto si la fuerza se aplica en el canino (-115,15 $\mu\epsilon$) y en el póntico mesial (-20,90 $\mu\epsilon$) respecto a la galga en el molar donde los valores son superiores.

Al comparar las galgas del canino y del pilar intermedio, observamos que la mayor deformación la registra la galga situada en el

pilar intermedio, sobre todo cuando la fuerza es aplicada en el pilar intermedio (120,74 $\mu\epsilon$), con valores tremendamente superiores (8 veces mayores) si se comparan a los registrados cuando la fuerza es aplicada en el canino (14,15 $\mu\epsilon$). (GRÁFICO 12).

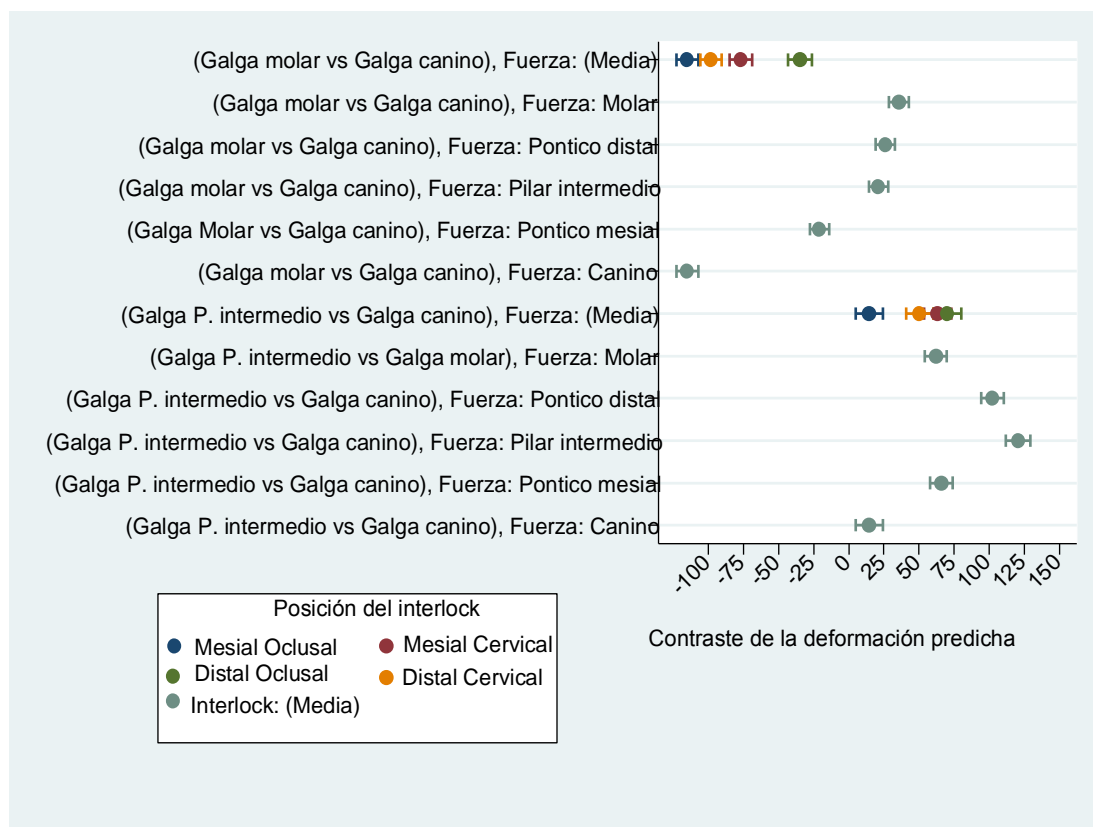


GRÁFICO 12. Contraste de las predicciones ajustadas de la aplicación de la fuerza sobre la galga de registro

Por otro lado, si comparamos los puntos de lectura de la deformación (galgas) entre sí y sólo se varía el diseño del puente con interlock, apreciamos que la deformación en la galga del pilar intermedio siempre es mayor que en la galga del canino para los 4 diseños de puente con interlock, especialmente para aquel con el interlock en posición distal oclusal (70,13 $\mu\epsilon$) y siendo menor la diferencia para el puente con el interlock en posición mesio oclusal.

Sin embargo, si comparamos las deformaciones registradas en las galgas del molar y del canino, apreciamos que dicha deformación es siempre inferior si se registra en la galga del molar, sobre todo para los puentes con el interlock en posición mesio oclusal.(GRÁFICO 13).

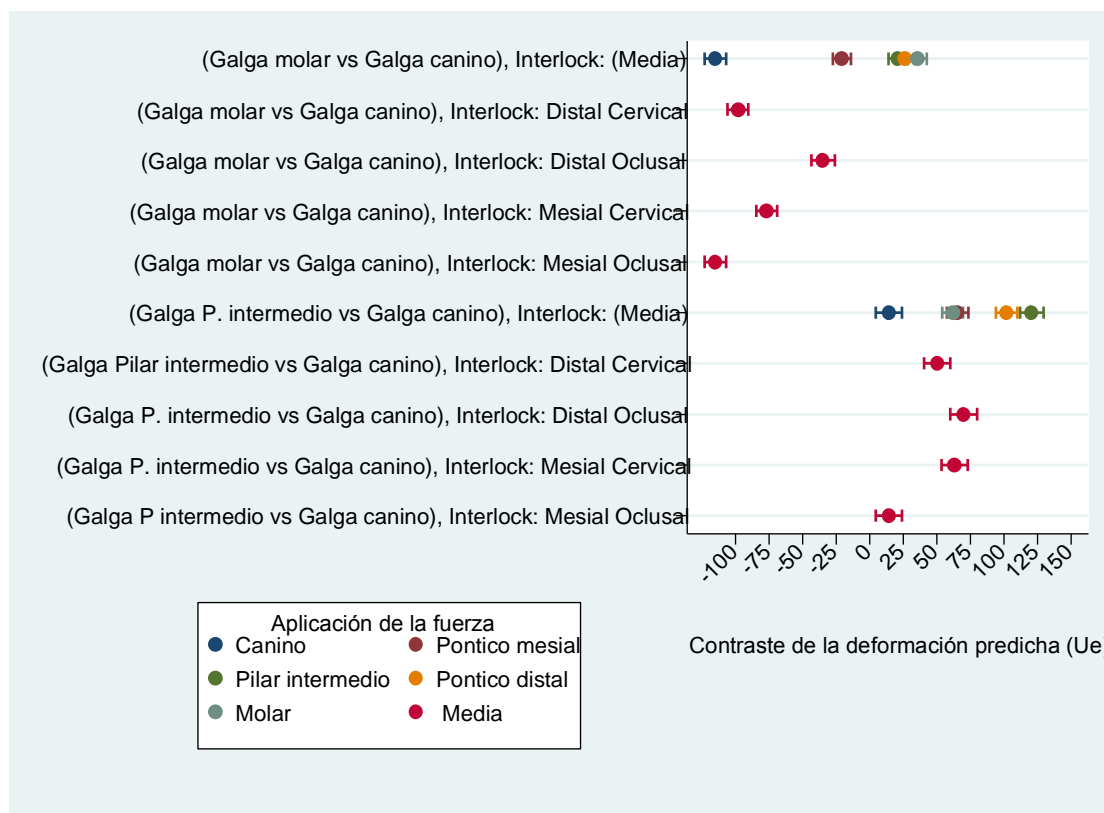


GRÁFICO 13 Contraste de las predicciones ajustadas de la posición del interlock sobre la galga de registro

Por lo tanto, podríamos señalar que la galga que mayor deformación registra es la del pilar intermedio, seguida por la ubicada en el canino y por último la colocada en el molar si sólo tenemos en cuenta los 4 diseños de puente con interlock.

Por último se presentan los registros de deformación extensiométrico según los cambios de posición en la aplicación de la fuerza según las distintas posiciones del interlock y las galgas de registro (TABLA XVIII y GRÁFICOS 14 y 15).

Según el punto de aplicación de la fuerza y sólo variando el diseño del puente con interlock, se ve claramente que la mayor deformación se produce cuando la fuerza se aplica en el canino, independientemente del diseño del puente con interlock y siendo el diseño de puente con el interlock en posición distal oclusal (152,33 $\mu\epsilon$) el que mayor deformación registra.

No obstante, si sólo tenemos en cuenta el punto de aplicación de la fuerza y sólo el punto de lectura de la deformación, las observaciones ya no son tan claras. Así, si comparamos cuando la fuerza es aplicada en el pónico mesial y en el canino, apreciamos que se produce mayor deformación cuando la fuerza se aplica en el canino si el punto de lectura es la galga del canino o del pilar intermedio, pero si el punto de lectura es la galga situada en el molar, la mayor deformación se registra cuando la fuerza es aplicada en el pónico mesial.

Se repite el mismo patrón, al comparar las deformaciones producidas al aplicar la fuerza en el pónico distal ó en el molar respecto al canino, es decir siendo mayor la deformación si la fuerza se aplica en el canino y se lee en las galgas colocadas en el canino y en el pilar intermedio y menor si se lee en la galga del molar.

Por el contrario, si se compara la deformación producida cuando la fuerza se aplica en el canino o en el pilar intermedio, ésta es superior cuando la fuerza se aplica en el pilar intermedio y la deformación se lee en las galgas situadas en el pilar intermedio y en el molar pero no para la galga situada en el canino, donde la deformación es mayor cuando la fuerza se aplica en el canino.

TABLA XVIII Contraste de efectos marginales de la fuerza según la posición del interlock y la posición de la galga

Estadísticos	Contraste (\bar{x})	95% IC Efecto marginal		P
<i>Fuerza@interlock</i>				
(Póntico mesial vs canino) (Mesial oclusal)	-75,29	[-85,04	65,54]	0,00
(Póntico mesial vs canino) (Mesial cervical)	-99,91	[-110,70	89,12]	0,00
(Póntico mesial vs canino) (Distal oclusal)	-75,58	[-86,03	65,13]	0,00
(Póntico mesial canino) (Distal cervical)	-135,52	[-144,96	126,07]	0,00
(Pilar intermedio vs canino) (Mesial oclusal)	-58,55	[-68,55	48,56]	0,00
(Pilar intermedio vs canino) (Mesial cervical)	-135,81	[-146,09	125,52]	0,00
(Pilar intermedio vs canino) (Distal oclusal)	-71,81	[-82,55	61,07]	0,00
(Pilar intermedio canino) (Distal cervical)	-85,10	[-95,59	74,61]	0,00
(Póntico distal vs canino) (Mesial oclusal)	-111,85	[-121,06	102,64]	0,00
(Póntico distal vs canino) (Mesial cervical)	-151,81	[-161,90	141,73]	0,00
(Póntico distal vs canino) (Distal oclusal)	-85,46	[-95,92	75,00]	0,00
(Póntico distal canino) (Distal cervical)	-119,06	[-129,16	108,96]	0,00
(Molar vs canino) (Mesial oclusal)	-143,40	[-152,26	134,54]	0,00
(Molar vs canino) (Mesial cervical)	-125,60	[-136,16	115,04]	0,00
(Molar vs canino) (Distal oclusal)	-152,33	[-162,85	141,82]	0,00
(Molar vs canino) (Distal cervical)	-115,35	[-125,21	105,50]	0,00
<i>Fuerza@galga</i>				
(Póntico mesial vs canino) (Canino)	-75,29	[-85,04	-65,54]	0,00
(Póntico mesial vs canino) (Pilar intermedio)	-23,92	[-34,18	-13,65]	0,00
(Póntico mesial vs canino) (Molar)	18,96	[10,48	27,43]	0,00
(Pilar intermedio vs canino) (Canino)	-58,55	[-68,55	-48,56]	0,00
(Pilar intermedio vs canino) (Pilar intermedio)	47,73	[36,20	59,26]	0,00
(Pilar intermedio vs canino) (Molar)	77,81	[68,44	87,19]	0,00
(Póntico distal vs canino) (Canino)	-111,85	[-121,06	102,64]	0,00
(Póntico distal vs canino) (Pilar intermedio)	-23,96	[-34,21	13,71]	0,00
(Póntico distal vs canino) (Molar)	29,45	[20,80	38,10]	0,00
(Molar vs canino) (Canino)	-143,40	[-152,26	134,54]	0,00
(Molar vs canino) (Pilar intermedio)	-95,89	[-105,21	-86,56]	0,00
(Molar vs canino) (Molar)	7,44	[-0,63	15,52]	0,07

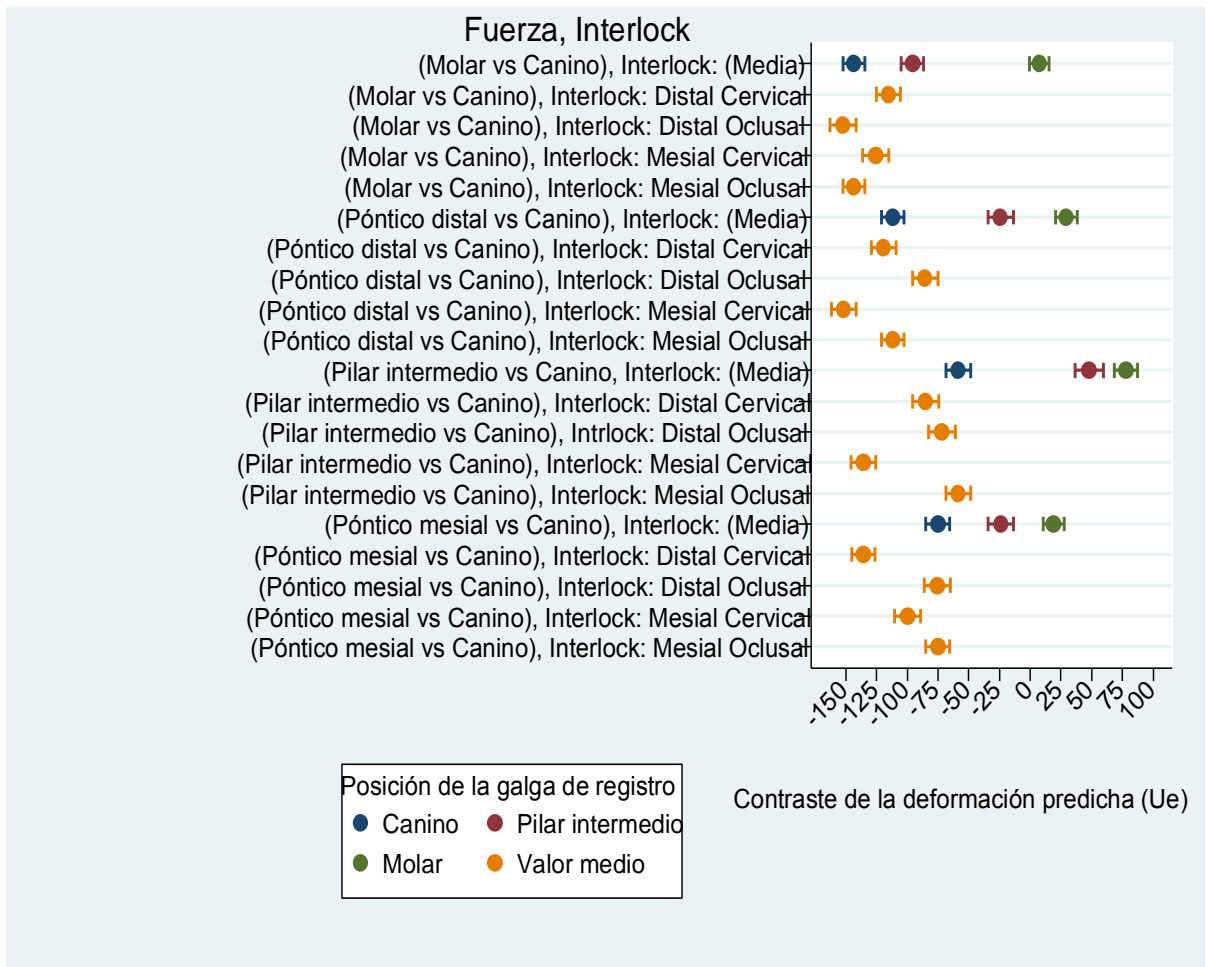


GRÁFICO 14 Contraste de las predicciones ajustadas de la posición del interlock y la aplicación de la fuerza

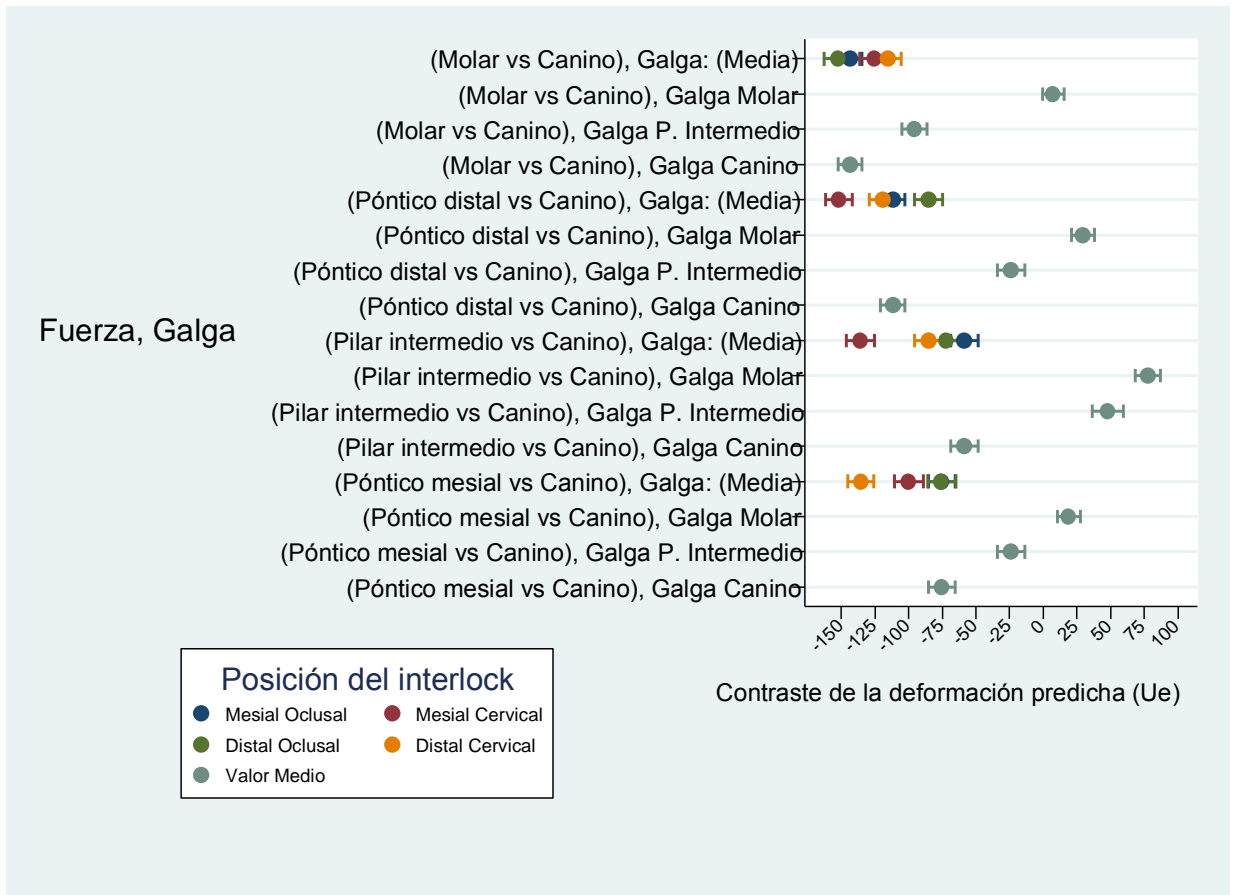


GRÁFICO 15. Contraste de las predicciones ajustadas de la galga de registro y la aplicación de la fuerza

2.3. PUENTE SIN INTERLOCK

Para el puente rígido se sigue el mismo criterio que para los puentes con interlock y efectuadas las estrategias de modelización, se elige el modelo 4, porque es el que se acerca más al modelo saturado (TABLA XIX).

2.3.1. Estrategia de modelización para puente sin interlock

La TABLA XIX muestra los modelos evaluados. El criterio de selección para el modelo 4 (TABLA XX) ha sido previamente descrito.

TABLA XIX. Ajustes de modelos regresión binominal negativa y selección pertinente

Modelo	N	LL(nulo)	LL(modelo)	df	AIC	BIC	Variables en el modelo
Modelo 1	180	-911,60	-894,69	6	1801,39	1820,55	Fuerza
Modelo 2	180	-911,60	-868,55	4	1745,10	1757,87	Galga
Modelo 3	180	-911,60	-838,99	8	1693,98	1719,52	Fuerza y Galga
Modelo 4	180	-911,60	-785,69	16	1603,38	1654,47	Fuerza, Galga y Fuerza#Galga

LL(nulo): Logaritmo neperiano de la verosimilitud del modelo nulo; LL(modelo): logaritmo neperiano de la verosimilitud del modelo ajustado; AIC: Criterio de información de Akaike; BIC: Criterio de información Bayesiano.

TABLA XX. Modelo de regresión binomial negativa seleccionado para puentes rígida

Modelo	β	95% IC β	P
<i>Aplicación de la Fuerza</i>			
Póntico mesial vs Canino	-0,96	[-1,29 -0,62]	0,00
Pilar intermedio vs Canino	-1,00	[-1,33 -0,67]	0,00
Póntico distal vs Canino	-1,92	[-2,27 -1,57]	0,00
Molar vs Canino	-1,87	[-2,22 -1,52]	0,00
<i>Posición de la Galga</i>			
Pilar Intermedio vs Canino	0,43	[0,11 0,75]	0,00
Molar vs Canino	-1,14	[-1,48 -0,81]	0,00
<i>Fuerza#Galga</i>			
Póntico mesial#Pilar Intermedio	0,31	[-0,15 0,77]	0,18
Póntico mesial#Galga molar	1,48	[1,01 1,96]	0,00
Pilar intermedio#Pilar intermedio	0,15	[-0,30 0,62]	0,50
Pilar intermedio#Galga molar	0,06	[-0,42 0,56]	0,78
Póntico distal#Pilar intermedio	1,92	[1,44 2,39]	0,00
Póntico distal#Galga molar	1,96	[1,47 2,45]	0,00
Molar#Pilar intermedio	1,07	[,600 1,55]	0,00
Molar#Molar	1,72	[1,23 2,22]	0,00
α	0,15	[0,11 0,20]	
Constante	4,61	[4,3 4,84]	0,00

#= interacción. Variable respuesta: Deformación registrada. Variables independientes: Fuerza, Galga e interacción (Fuerza#Galga)

En cuanto al riesgo relativo de deformación los resultados se muestran en la TABLA XXI. En el caso de la aplicación de la fuerza dicha deformación se reduce desde un 62% para el póntico mesial a un 86% del póntico distal, ambas dos respecto a la deformación producida en el canino al ser éste el punto de aplicación de la fuerza de referencia.

TABLA XXI. Riesgo Relativo de deformación extensiométrica para puente rígida

Modelo	RR	95% IC RR	P
<i>Aplicación de la Fuerza</i>			
Póntico mesial vs Canino	0,38	[0,274 0,533]	0,00
Pilar intermedio vs Canino	0,36	[0,262 0,510]	0,00
Póntico distal vs Canino	0,14	[0,102 0,207]	0,00
Molar vs Canino	0,15	[0,108 0,218]	0,00
<i>Posición de la Galga</i>			
Pilar Intermedio vs Canino	1,54	[1,11 2,13]	0,00
Molar vs Canino	0,31	[0,22 0,44]	0,00
<i>Fuerza#Galga</i>			
Póntico mesial#Pilar Intermedio	1,36	[0,85 2,17]	0,18
Póntico mesial#Galga molar	4,41	[2,74 7,10]	0,00
Pilar intermedio#Pilar intermedio	1,17	[0,73 1,86]	0,50
Pilar intermedio#Galga molar	1,07	[0,65 1,75]	0,78
Póntico distal#Pilar intermedio	6,82	[4,23 10,99]	0,00
Póntico distal#Galga molar	7,13	[4,35 11,68]	0,00
Molar#Pilar intermedio	2,94	[1,82 4,74]	0,00
Molar#Molar	5,62	[3,43 9,22]	0,00
α	0,15	[0,11 0,20]	
Constante	100,66	[79,99 126,67]	0,00

#: interacción

En el caso de la ubicación de la galga, la galga situada en el pilar intermedio aumenta el registro de deformación un 54% en tanto que las mediciones de la galga molar descienden en un 69% en su comparación con lo que registra la galga del canino, con lo cual que podemos concluir que en la galga del pilar intermedio es donde se registra la mayor deformación, seguida de la galga del canino y por último el molar.

También pueden observarse las distintas deformaciones entre las diferentes interacciones que se describen.

Por lo que, si hacemos comparaciones entre las posibles interacciones entre punto de aplicación de la fuerza y ubicación de la galga en los puentes rígidos y tomando como referencia la interacción entre canino como punto de aplicación de la fuerza y la galga ubicada en el canino como lugar de lectura de la deformación, podemos observar que en todos los casos la deformación es mayor respecto a la situación de referencia, con valores tremendamente altos, como es el caso de pónico mesial como punto de aplicación de la fuerza y la galga del molar como lugar de lectura del riesgo relativo de la deformación (441% superior). Así mismo, apreciamos también que las deformaciones más altas se registran en las interacciones en las que la galga ubicada en el molar forma parte. Por ejemplo, pónico mesial # molar (4,41), pónico distal # molar (7,13) o molar#molar (5,62). Con la excepción de la lectura en la galga del pilar intermedio cuando la fuerza es aplicada en el pónico distal, con valores de microdeformación también muy elevados (6,82), observándose a su vez que es el pónico distal, el punto de aplicación de la fuerza que mayor deformación produce.

2.3.2. Estimaciones predictivas para puente sin interlock

Los resultados predichos se presentan en la tabla siguiente (TABLA XXII).

TABLA XXII. Valores predictivos para puente rígido sin interlock

Estadísticos	Estimación Predictiva (\bar{x})	EE \bar{x}	95% IC Efecto marginal		P
<i>Aplicación de la fuerza</i>					
Canino	79,36	5,46	[68,64	90,08]	0,00
Póntico mesial	55,25	3,84	[47,72	62,77]	0,00
Pilar intermedio	31,32	2,31	[26,79	35,85]	0,00
Póntico distal	42,21	3,06	[36,20	48,22]	0,00
Molar	31,15	2,28	[26,67	35,62]	0,00
<i>Posición de la galga</i>					
Canino	31,78	1,80	[28,24	35,33]	0,00
Pilar intermedio	98,34	5,17	[88,20	108,48]	0,00
Molar	28,77	1,63	[25,56	31,98]	0,00
<i>Interacción: Fuerza#Galga</i>					
Canino#Canino	100,66	11,80	[77,52	123,80]	0,00
Canino#Pilar intermedio	155,58	18,05	[120,20	190,96]	0,00
Canino#Molar	31,91	3,97	[24,11	39,71]	0,00
Póntico mesial#Canino	38,50	4,72	[29,23	47,76]	0,00
Póntico mesial#P. intermedio	81,25	9,59	[62,44	100,05]	0,00
Póntico mesial#Molar	53,91	6,48	[41,20	66,62]	0,00
P. intermedio l#Canino	36,83	4,53	[27,93	45,72]	0,00
P. intermedio#Pilar intermedio	66,75	7,94	[51,17	82,32]	0,00
P.intermedio #Molar	12,50	1,74	[9,07	15,92]	0,00
Póntico distal#Canino	14,66	2,00	[10,74	18,58]	0,00
Póntico distal#P. intermedio	154,66	17,94	[119,49	189,84]	0,00
Póntico distal#Molar	33,16	4,12	[25,09	41,24]	0,00
Molar#Canino	15,50	2,09	[11,39	19,60]	0,00
Molar#P. intermedio	70,50	8,37	[54,08	86,91]	0,00
Molar#Molar	27,66	3,49	[20,82	34,51]	0,00

En ella se constata que la tendencia observada en las deformaciones extensiométricas sigue el mismo patrón de comportamiento que los valores del modelo presentadas en las TABLAS XX Y XXI, tanto si se consideran las variables (punto de aplicación de la fuerza y colocación de la galga) independientemente la una de la otra o si se consideran las posibles interacciones entre ambas. Así, considerando solamente el punto de aplicación de la fuerza, observamos nuevamente que el canino (79,36 $\mu\epsilon$) es el punto de aplicación donde mayor deformación se genera. Teniendo sólo en cuenta la galga, se aprecia que es en la situada en el pilar intermedio (98,34 $\mu\epsilon$) donde mayor deformación se registra, con valores que triplican a los registrados en las galgas ubicadas en el canino (31,78 $\mu\epsilon$) o en el molar (28,77 $\mu\epsilon$). Y si valoramos la interacción entre ambas variables, observamos que los mayores registros se producen cuando el punto de aplicación de la fuerza es el canino y el punto de lectura de la deformación es la galga situada en el pilar intermedio (Canino#Pilar intermedio 155,58 $\mu\epsilon$). Seguido, con un valor casi idéntico, cuando la fuerza se aplica en el pónico distal y la lectura de la deformación se realiza en la galga situada en el pilar intermedio (Pónico distal # Pilar intermedio 154,66 $\mu\epsilon$). El resto de los valores, quitando la interacción Canino (punto de aplicación de la fuerza) #Canino (galga) que también presenta un valor un valor muy elevado (100,66 $\mu\epsilon$), presentan valores muy inferiores, incluso 12 veces inferiores, como es el caso de la interacción Pilar intermedio (punto de aplicación de la fuerza) y Molar (galga), con un valor de 12,5 $\mu\epsilon$, el registro más pequeño de todos.

Si valoramos la deformación que se registra al coincidir el punto de aplicación de la fuerza y la galga de lectura de deformación,

apreciamos que la mayor deformación se produce cuando la fuerza se aplica en el canino y la deformación se lee en el canino (100,66 $\mu\epsilon$), con un valor que cuadriplica al registrado a cuando la fuerza se aplica en el Molar y la deformación se lee en la galga situada en el molar (27,66 $\mu\epsilon$).

La representación visual puede apreciarse en el GRÁFICO 19.

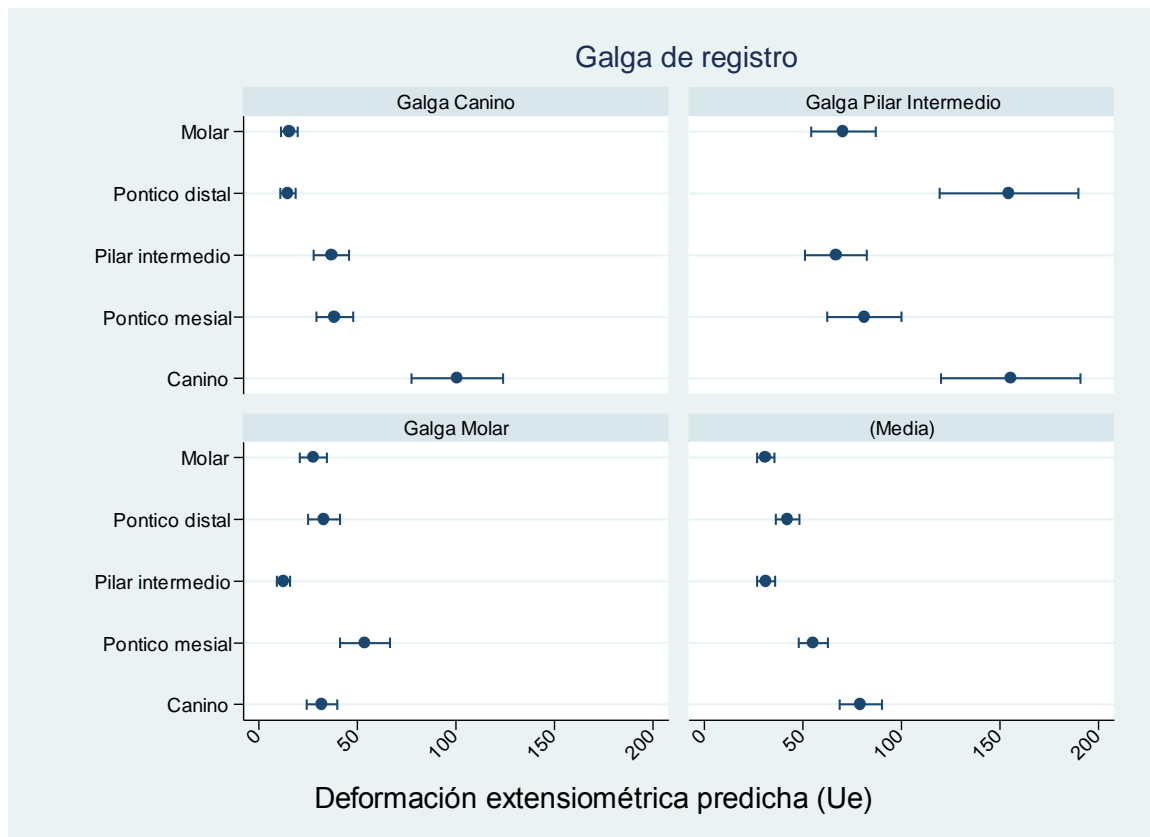


GRÁFICO 19. Predicción de deformación extensiométrica según lugar de aplicación de la fuerza y la galga de registro

2.3.3. Contraste de estimaciones predictivas para puente sin interlock

En la línea precedente se comportan el contraste de los distintos valores predictivos (TABLAS XXIII, XXIV Y XXV). Así en la TABLA XXIII, si sólo valoramos el punto de aplicación de la fuerza, los registros de deformación disminuyen en todos los puntos de aplicación respecto al canino, por ejemplo, si aplico la fuerza en el molar, la deformación disminuye en un promedio de 48,21 unidades de microdeformación respecto al canino. Valorando únicamente la posición de la galga, observamos que la deformación en el pilar intermedio aumenta un promedio de 66,56 $\mu\epsilon$ respecto al canino pero si lo comparamos con la galga del molar, aquí apreciamos que la deformación desciende en 3 unidades en el molar respecto al canino.

TABLA XXIII. Contraste de estimaciones predictivas del modelo ajustado

Estadísticos	Contraste Estimaciones Predictivas (\bar{x})	95% IC Contraste	P
<i>Aplicación de la fuerza</i>			
Póntico mesial vs Canino (2 vs 1)	-24,11	[-37,21 - 11,01]	0,00
Pilar intermedio vs Canino (3 vs 1)	-48,04	[-59,67 -36,40]	0,00
Póntico distal vs Canino (4 vs 1)	-37,14	[-49,43 -24,85]	0,00
Molar vs Canino (5 vs 1)	-48,21	[-59,82 -36,59]	0,00
<i>Posición de la Galga</i>			
Pilar intermedio vs Canino (2 vs 1)	66,56	[55,82 77,30]	0,00
Molar vs Canino (3 vs 1)	-3,00	[-7,79 1,77]	0,21
<i>Fuerza#Galga</i>			
(2 vs 1) (2 vs 1)	-12,16	[-59,35 35,02]	0,61
(2 vs 1) (3 vs 1)	84,16	[55,12 113,21]	0,00
(3 vs 1) (2 vs 1)	-25	[-70,92 20,92]	0,28
(3 vs 1) (3 vs 1)	44,41	[8,20 70,62]	0,00
(4 vs 1) (2 vs 1)	85,08	[29,95 140,21]	0,00
(4 vs 1) (3 vs 1)	87,25	[61,23 13,26]	0,00
(5 vs 1) (2 vs 1)	0,083	[-45,44 45,61]	0,99
(5 vs 1) (3 vs 1)	80,91	[55,22 106,60]	0,00

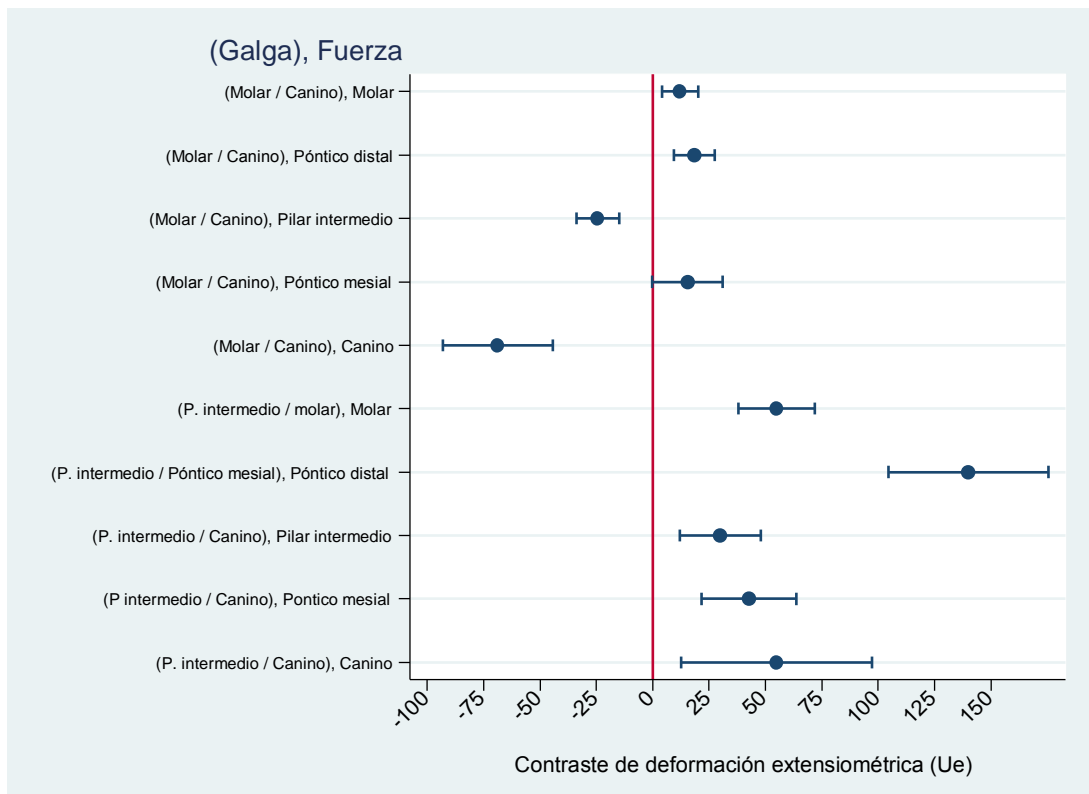


GRÁFICO 20. Estimaciones predictivas entre las galgas de registro y la aplicación de la fuerza

TABLA XXIV. Contraste de estimaciones predictivas de la galga de registro según la aplicación de la fuerza

Estadísticos	Contrate Estimación Predictival (\bar{x})	95% IC Contraste	P
Galga@Fuerza			
(Pilar intermedio vs Canino) (Canino)	54,91	[12,64 . 97,18]	0,01
(Pilar intermedio vs Canino) (Póntico mesial)	42,75	[21,78 . 63,71]	0,00
(Pilar intermedio vs Canino) (P. intermedio)	29,91	[11,97 47,85]	0,00
(Pilar intermedio vs Canino) (Póntico distal)	140,00	[104,60. 175,39]	0,00
(Pilar intermedio vs Canino) (Molar)	55,00	[38,08 71,91]	0,00
(Molar vs Canino) (Canino)	-68,75	[-93,16 44,33]	0,00
(Molar vs Canino) (Póntico mesial)	15,41	[-0,315 31,14]	0,05
(Molar vs Canino) (P. Intermedio)	-24,33	[-33,86 14,79]	0,00
(Molar vs Canino) (Póntico distal)	18,50	[9,52 27,47]	0,00
(Molar vs Canino) (Molar)	12,16	[4,18 20,15]	0,00

Si comparamos los registros de deformación efectuados en las galgas ubicadas en el pilar intermedio y el canino y variamos únicamente el punto de aplicación de la fuerza, volvemos a observar que los registros siempre son superiores en la galga del pilar intermedio y que la mayor deformación se registra también cuando el punto de aplicación de la fuerza es el canino.

La circunstancia inversa es probable observarla en la TABLA XXV y el GRÁFICO 21.

TABLA XXV. Contraste de estimaciones predictivas de la aplicación de la fuerza según la galga de registro

Estadísticos	Estimación Predictiva (\bar{x})	95% IC Contraste	P
<i>Fuerza@Galga</i>			
(Póntico mesial vs Canino) (Canino)	-62,16	[-87,09 -37,24]	0,00
(PónticomesimalvsCanino) (Pilar intermedio)	-74,33	[-114,40 -34,26]	0,00
(Póntico mesial vs Canino) (Molar)	22,00	[7,08 36,91]	0,00
(Pilar intermedio vs Canino) (Canino)	-63,83	[-88,62 -39,04]	0,00
(PilarintermediovsCanino)(Pilarintermedio)	-88,83	[-127,48 -50,17]	0,00
(Pilar intermedio vs Canino) (Molar)	-19,41	[-27,93 - 10,89]	0,00
(Póntico distal vs Canino) (Canino)	-86,00	[-109,46 -62,53]	0,00
(Póntico distal vs Canino) (Pilar intermedio)	-0,91	[-50,80 48,97]	0,97
(Póntico distal vs Canino) (Molar)	1,25	[-9,97 12,47]	0,82
(Molar vs Canino) (Canino)	-85,16	[-108,66 -61,66]	0,00
(Molar vs Canino) (Pilar intermedio)	-85,08	[-124,08 -46,08]	0,00
(Molar vs Canino) (Molar)	-4,25	[-14,62 6,12]	0,42

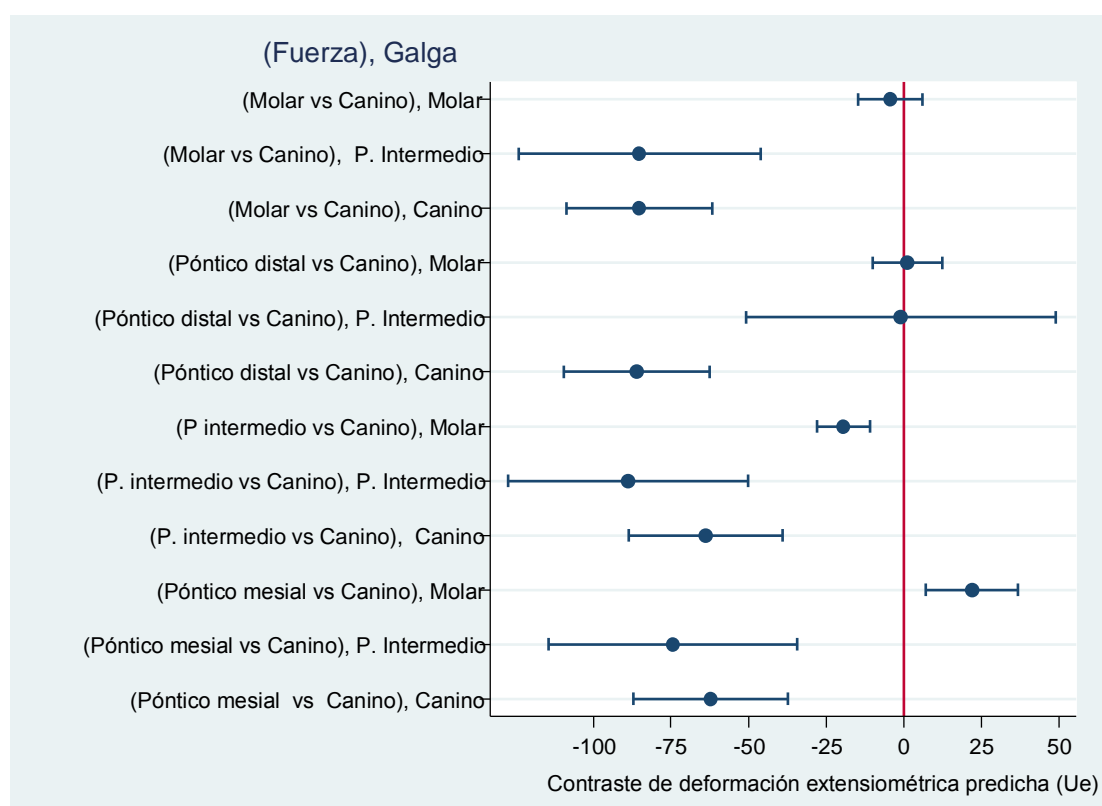


GRÁFICO 21. Contraste de deformación entre la aplicación de la fuerza y las galgas de registro

VI. DISCUSIÓN

DISCUSIÓN.

La utilización o no de un conector no rígido y su localización y disposición en un puente de cinco unidades con pilar intermedio es, en la actualidad, un tema en el cual hay controversia. Hay poca investigación y, además, los resultados se muestran discordantes, especialmente debido a los diferentes enfoques metodológicos. En lo que hace referencia exclusivamente a nuestra investigación se procede a continuación a discutir los aspectos esenciales de la misma.

1. DEL MATERIAL Y LA METODOLOGÍA.

En cuanto a metodología que vamos a encarar centraremos la discusión correspondiente en las cuestiones intrínsecas del diseño experimental, así como del análisis estadístico que nos permitió evaluar nuestros hallazgos en éste área de conocimiento.

1.1. Del diseño experimental:

El espécimen o modelo de trabajo utilizado en el presente estudio experimental in vitro, se construyó en resina PL-2 de Vishay Measurement Group. Es una resina fotoelástica con una deformación similar al hueso, característica que se consideró imprescindible y muy necesaria con el fin de poder simular con la mayor exactitud posible la deformación o transmisión del estrés al hueso tras aplicar una carga sobre los dientes o restauraciones protésicas.

La resina PL-2 está formada por un sistema de dos componentes de consistencia líquida, la resina propiamente dicha y un endurecedor.

Una vez preparada, sus propiedades ópticas y mecánicas son las de poseer una elongación máxima del 50%, un módulo de elasticidad de 30.000 psi (0,21 GPa) y un coeficiente de Poisson de 0,42 (características que la hacen tener un comportamiento similar al hueso), entre otras.

Autores como Moulding et al (1988) y Shuterland et al (1980) han utilizado dicha resina en estudios de fotoelasticidad. Entre las ventajas obtenidas, no solo se encuentran sus características mecánicas, sino también las relacionadas con sus propiedades ópticas como una transparencia excelente con un ligero tono amarillo. Este mismo método ha sido aplicado por Laundry et al (1980) en la construcción de su propio modelo a partir de un material de poliéster fotoelástico llamado PSM-1, (Photoelastic Division de Measurements Group), y dientes de acrílico transparente, sin ninguna ventaja sobre la resina de este estudio.

La razón por la que se utilizó una réplica de metal conformada por una aleación no noble de cromo cobalto se basa en los hallazgos comunicados en la literatura. Los dientes empleados son una réplica metálica de las piezas dentarias naturales, prácticamente exactas en cuanto a la anatomía coronal y radicular, con la finalidad de obviar las fracturas experimentales. En investigaciones previas, sobre esta cuestión, destinadas a determinar el número de puentes necesarios y el número de ensayos por puente, se observó que los modelos con dientes naturales sufrían fractura de la parte coronal de alguno de los pilares.

Más allá del modelo experimental utilizado, dientes de resinas o de metal, las propiedades físicas y mecánicas distintas de los dientes naturales, hace que los hallazgos obtenidos no se correspondan exactamente a lo que acontece en la cavidad oral. Aunque nuestra

investigación, como discutiremos posteriormente, sí nos permite apreciar la distribución de fuerzas en un escenario de modelización definido.

En el presente estudio no se ha simulado la presencia del ligamento periodontal, por lo que los pilares están directamente fijados a la resina PL-2, sin material alguno interpuesto. Sin embargo, en estudios pasados, los autores han intentado simularlo. Por ejemplo, Laundry et al (1980), interpusieron un material de silicona (Silastic medical adhesive, silicone type A) entre los dientes acrílicos y la resina PL-2; Moulding et al (1988) utilizaron un adhesivo epoxi (PC-1, Measurements Group) como ligamento periodontal ó incluso se utilizó una capa de poliéster (material de impresión) en función de ligamento periodontal; esta misma estrategia se utilizó en el caso de Sutherland et al (1980). La omisión del ligamento periodontal podrá ser una limitación; sin embargo, no está suficientemente demostrado que dichos materiales, utilizados en los estudios previamente citados, tengan un comportamiento ni siquiera parecido al ligamento periodontal.

Otro posible punto de controversia sería el material de fabricación de los puentes dentales y su revestimiento o no, con materiales cerámicos. Los puentes utilizados, se han construido por el procedimiento clásico de colado a la cera perdida. Utilizando una aleación no noble de cromo-cobalto, sin níquel ni berilio en proporciones de 55,2% Co, 24% Cr, 15% W, 4% Fe, 1% Si y 0,8 Mn, con unas propiedades equilibradas para restauraciones metal cerámica de alta calidad, lo cual aporta rigidez, dureza y alta resistencia. En las investigaciones de Savion et al (2006), Laundry et al (1980) o Sutherland et al (1980) se utilizó una aleación de oro tipo III; por su parte, Oruc et al (2008) recurrió al binomio cromo-níquel para la

fabricación de las estructuras. Moulding et al (1988) usaron una aleación de plata-paladio en tanto que Gowda and Babu (2013) y Standlee and Caputo (1988) optaron por una aleación no noble sin especificar.

Los autores que en otros ensayos utilizan el método de análisis de elementos finitos simulando en el modelo matemático el tipo de aleación con la que se han construido las estructuras protésicas, muestran que no hay unanimidad a la hora de elegir la aleación a utilizar ni tampoco una razón explícita para la utilización de una u otra. Donde sí se ha observado unanimidad, es en el hecho de cementar las estructuras protésicas a los dientes pilares, tanto en los estudios más antiguos hechos con fotoelasticidad, como en los más actuales realizados mediante elementos finitos. Para tal fin, la mayoría de los autores, nosotros incluidos, han utilizado un cemento provisional de óxido de zinc eugenol.

Respecto a la estructura puede ser también importante tener en cuenta la forma y el tamaño de los conectores rígidos, siendo estos para diversos autores como Barreira et al (2008) entre otros el punto más débil de la prótesis fija con el mayor potencial de fractura. Para Gowda and Babu (2013) el tamaño ha de ser de 4x4, pues sostienen que es el ideal para la distribución del estrés, aunque admiten que la compleja anatomía de los dientes no provee de tanto espacio para los conectores. Así, Argereau et al (1998) analizaron la influencia del tamaño de los conectores en la magnitud de la deformación, observando que la dimensión vertical de 4mm del sector anterior era mejor que los 3.6mm del sector posterior. Ridwaan et al (2004) recomendaban como anchura ideal los 4mm para sus conectores y Kamposiora et al (1996) sostenían

que el estrés era un 40-50% más bajo en prótesis fija con conectores de 4mm de anchura en vez de 3 mm. Cuando tuvieron en cuenta el diseño, el cilíndrico mostró menos estrés que el triangular, basada en el área de contacto de la dentición natural. Sin embargo, Savion et al (2006) sostienen que los conectores han de ser rectangulares, concretamente de 2x3. Diversos autores sostienen que el punto más débil de una prótesis fija es la zona del conector y siempre que se pueda hay que intentar optimizar el las dimensiones del conector pero que, como señala Johanson et al (2000) en su trabajo de investigación, el espacio existente entre el pilar, el pónico y la encía es el factor más determinante. En nuestro caso los conectores son circulares, también para simular las áreas de contacto entre los dientes naturales y de un tamaño reducido. Además se ha aplicado directamente la carga sobre las estructuras, sin ser revestidas por ningún material en ningún caso, al igual que han realizado la mayoría de los autores. Una excepción es el estudio de Oruc et al (2008) quienes simularon un revestimiento de cerámica feldespática sobre la estructura.

Al estudiar la influencia del diseño del conector, la composición del material y el revestimiento en la distribución del estrés, Möller et al (2011) observaron que el estrés en la zona de los conectores de una prótesis fija está fuertemente influenciada por las dimensiones de la estructura y el material de revestimiento. Los autores sostienen que el estrés disminuye cuando las dimensiones de la estructura son más pequeñas que aumenta cuando la fuerza se aplica en estructuras sin ningún revestimiento. Concluye que los materiales de revestimiento juegan un importante papel en el fracaso de una prótesis fija y que no puede ser abandonada dicha característica ni en ensayos ni en

simulaciones. Por consiguiente, la capacidad de carga de una restauración dental sólo puede ser razonablemente evaluada cuando la misma es tenida en cuenta en su conjunto, incluida estructura y revestimiento. Sus resultados indican que son estudios in vitro que no consideran la influencia del revestimiento. Concluye que el diseño de la estructura y las propiedades de los materiales de revestimiento juegan un importante papel en la distribución del estrés. Estos hallazgos son de gran interés a la hora de valorar el diseño de nuestra estructura y la inferencia de los resultados obtenidos a posibles situaciones reales.

Otro aspecto importante son los valores de fuerza que se generan en la cavidad oral, lo cuales pueden variar en función de diversos factores como los atributos físicos del individuo, la edad, el sexo o el grado de apertura y la longitud de los músculos, así como fuerza de los músculos de cierre mandibular y el estado de la dentición y el umbral del dolor del individuo. Asimismo se han de considerar las cuestiones relacionadas con el tipo de comida, la cavidad oral, la morfología facial y los hábitos parafuncionales. Además, el valor de los registros se muestra diferente si se anotan durante la masticación o la deglución, el apretamiento voluntario o en situaciones del bruxismo.

Respecto a la aplicación de la fuerza, hay gran variedad de valores de fuerza aplicadas en los distintos estudios, sin seguir ningún criterio aparente o por lo menos sin defender o explicar el motivo o razones por las cuales utilizan una fuerza de una intensidad u otra; a su vez tampoco se han encontrado similitudes en cuanto a la inclinación o no de la aplicación de la fuerza o si ésta se aplica aisladamente en un punto o en varios al mismo tiempo. Así, Laundry et al (1980) utilizaron una fuerza de 20,7 N en dirección perpendicular a la cresta alveolar y aplicada por

separado en cada una de las unidades dentales; Standlee and Caputo (1988) una fuerza de 133,44N en sentido vertical y aplicada aisladamente en todos los puntos del puente. Gowda and Babu (2013) simularon una fuerza de 40N en su estudio mediante elementos finitos cuya aplicación fue axial y no axial de 45 grados.

En el caso de Möller et al (2011) se utilizó una fuerza axial de 600N, mientras que Moulding et al (1980) aplicaron dos tipos de fuerzas, primeramente una de 66N y seguidamente otra de 198N, en ambos casos la aplicación fue en sentido verticales sobre las caras oclusales de las unidades dentales y de manera aislada, es decir no todos los puntos de aplicación a la vez. Sutherland et al (1980) utilizaron una fuerza axial de 88N, también de manera separada sobre las caras oclusales. En el estudio de elementos finitos de Oruc et al (2008) se aplicó una fuerza de 50N de tres formas distintas. Primero en todos los dientes simultáneamente para simular los máximos contactos en oclusión céntrica, posteriormente solamente en el canino para así simular un único contacto anterior y por último exclusivamente en el segundo molar para así poder simular un único contacto posterior. Y en el estudio de Barreira Motta et al (2008) utilizaron una fuerza axial de 100N en tres simulaciones distintas: aplicándola sobre todas las cúspides activas, únicamente sobre los dientes pilares ó solamente sobre el pónico.

En el presente proyecto de investigación se aplicó una carga de 100N para evaluar las deformaciones que sufre el terreno de soporte con los diferentes diseños de puente debido a que es la fuerza media que se ejerce durante el ciclo masticatorio (Nishigana et al (2001); Miura et al (2001); Ogawa et al (1988)). La fuerza se aplicó sobre la zona central de las superficies oclusales con una dirección axial, siguiendo la misma

dirección que el eje mayor del diente. Dado el método de aplicación de la fuerza y su lectura ha sido imposible aplicar la carga en todas las unidades dentales a la vez. Esto significa que no se ha podido simular los máximos contactos en oclusión céntrica, ni obtener los valores de deformación en los distintos puntos de lectura al mismo tiempo no pudiendo valorar aspectos importantes para su inferencia a una situación real.

Con el fin de cuantificar la deformación producida en el terreno de soporte, se ha utilizado el análisis extensométrico ó extensometría. Dicha técnica estudia la deformación originada en un material, mediante la variación de resistencia que se manifiesta sobre unos "sensores" (bandas extensométricas) instalados sobre él. Esta banda extensométrica es, pues, una resistencia que sufre variación al ser sometida a una tensión mecánica. El equipamiento para la extensometría consta de tres partes: las bandas extensométricas (conductores) o "strain gauges"; los Transductores, necesarios ya que con este método no registramos las fuerzas ejercidas o aplicadas, sino las deformaciones superficiales de un cuerpo y su distribución; y el puente de extensometría.

Entre las ventajas de este método se describen y destacamos el que se trata de una técnica de análisis no destructiva, permitiendo la utilización de la misma muestra en distintos estadios, eliminándose el factor de variabilidad entre los distintos especímenes. De esta manera, el número de muestras necesarias para encontrar resultados significativos puede ser más pequeño, y permiten reproducir diferentes situaciones clínicas al simular mejor las cargas que se producen en la boca. Como desventajas están su mayor coste económico, su complejidad técnica, su

dificultad para colocar las bandas en muestras de dimensiones tan reducidas, y que se requieren conocimientos de física eléctrica.

Dependiendo de la zona de evaluación elegida, la galga se cementa en el espécimen de trabajo, que en nuestro caso fue sobre el modelo de resina PL-2, a la altura media radicular de cada uno de los dientes pilares, pudiendo haber sido fijadas en las estructuras protésicas, dientes pilares o a otra altura radicular de los dientes pilares. Así, la localización de las galgas extensométricas determinan el análisis y los resultados obtenidos, con lo que dicha técnica puede ser utilizada para evaluar la deformación en diferentes tipos de prótesis, implantes, dientes naturales o sobre el terreno de soporte como es nuestro caso e interés.

Diversos autores han utilizado la extensometría como técnica de elección para llevar a cabo sus investigaciones en el campo de la odontología, como es el caso de Clelland et al (1993) y Carr et al (1996) en sus estudios relacionados con la implantología; Ferrairo et al (2004) en su análisis de fuerzas oclusales o en los estudios referentes a la deformaciones generadas en pacientes portadores de prótesis parciales removibles (Al-Ghannam and Fahmi 2005) o prótesis completas (prombonas and Vilssidis 2006).

Sin embargo, el método más empleado para determinar la distribución y concentración del estrés en los estudios realizados hasta el momento sobre conectores rígidos y no rígidos en prótesis fija ha sido el método de análisis por elementos finitos y la técnica de fotoelasticidad. Este último era el método utilizado más frecuentemente por la mayoría de los autores en sus investigaciones sobre distribución del estrés en prótesis fija de cinco unidades dentales y pilar intermedio (Sutherland et

al, 1980; Moulding et al, 1992; Laundry et al, 1987; Moulding and Holland, 1988). Autores como Campos et al (1986) mencionan como ventajas la visualización del estrés que se desarrolla en el interior del modelo, lo cual permite su aplicación en cuerpos de morfología compleja, en los cuales métodos puramente matemáticos, como es el caso del análisis por elementos finitos, sería difícil de resolver. Para Sadowsky and Caputo (2000), la fotoelasticidad ha mostrado un excelente resultado en el estudio de las interacciones entre la respuesta de los tejidos y las características de las restauraciones protésicas y los implantes. Aunque es imposible diferenciar hueso cortical y medular, la técnica es válida para verificar con precisión la localización de la concentración del estrés causado por distintos tipos de prótesis. Sin embargo hemos de decir que las mediciones realizadas con fotoelasticidad son cualitativas y que se analiza la actuación de la fuerza de forma estática y no dinámica.

Por su lado, el análisis por elementos finitos es otro método de estudio para evaluar la distribución del estrés. Esta técnica ha sido utilizada por numerosos autores en el campo que nos ocupa (Savion et al (2006), Gowda and Babu (2013), Oruc et al (2008), Möller et al (2011)), los cuales utilizaron los valores del índice de Poisson y el módulo de elasticidad de todas las estructuras de soporte, así como las anatómicas de los dientes (esmalte, dentina, pulpa, ligamento periodontal y hueso); el tipo de aleación utilizada en las estructuras de las prótesis fijas, fueron obtenidas de referencias estándar, intentando así simular de la manera más precisa posible las condiciones presentes en la cavidad oral.

Este método también se utilizó en el área de la implantología, como por ejemplo los estudios realizados por (Chun-li Lin and Jen-

Chyan Wang, (2003); Jian-Ping Geng et al, (2001)). La gran ventaja de este método para el análisis del estrés es que los modelos matemáticos sobre los que se soportan se pueden someter a una gran variedad de condiciones, por ejemplo alterar las propiedades físicas o crear una situación hipotética para poder analizar su influencia.

Estos tres métodos, aunque son una importante herramienta en la investigación de la distribución del estrés en distintos sistemas, sus resultados deberían ser considerados cautelosamente debido a sus limitaciones intrínsecas. Dado que nuestro modelo es construido en materiales plásticos y metálicos, ellos no pueden replicar con precisión el comportamiento de los complejos tejidos biológicos que intentan simular. El complejo comportamiento y los patrones de distribución del estrés del hueso alveolar y del esmalte, dentina, pulpa y cemento no pueden ser reproducidos por un modelo simple. Valga como ejemplo el comportamiento no lineal del ligamento periodontal. Debido a la singularidad de los elementos, en ocasiones se observan tensiones anormales en regiones particulares de explicación compleja. La otra limitación es que en la naturaleza la carga cíclica es repetitiva siendo muy difícil de simular en ningún modelo mecánico. Por consiguiente, un modelo extensométrico es incapaz de simular las condiciones orales por lo cual los resultados no pueden ser directamente inferidos a las condiciones de la cavidad oral. Esta última circunstancia hace necesaria la debida cautela a la hora de tomar decisiones terapéuticas.

1.2. Del Análisis estadístico

En lo que hace referencia al análisis estadístico se valorarán las consideraciones fundamentales que conducen y justifican la estrategia elegida. Para comenzar encaramos el comportamiento de los datos registrados en nuestra investigación al objeto de diseñar la metodología más adecuada. Así, en lo que hace referencia al registro efectuado en las distintas galgas es posible apreciar una dispersión de los datos, incluyendo la presencia de outliers. Este comportamiento de los datos tendrá su consideración en la decisión estratégica del análisis pertinente. Si bien es cierto la mencionada variabilidad, y la necesidad de una evaluación detenida de los mismos, no es menos verdad el efecto de la unidad de medida en microdeformaciones. Esta dispersión, notable en el terreno de las magnitudes físicas, creemos sinceramente que en el campo de la interpretación fisiológica tal circunstancia no se aprecia como relevante.

Dicho lo anterior, en el ámbito estadístico, este hallazgo avisa de un patrón subyacente de ausencia de un patrón de normalidad. Esta circunstancia es ciertamente importante ya que determina la selección de las técnicas de análisis estadístico a aplicar. Nuestro planteamiento inicial era elaborar un modelo de regresión múltiple, dado el perfil de la variable resultado medida en magnitudes cuantitativas. Esta primera elección hubo de ser desechada dado que se violaban varias de las condiciones básicas para su aplicación, incluida la ausencia de una distribución normal y del principio de homocedasticidad (Pastor-Barriuso, 2012). Con el fin de obviar este problema se encaró una transformación de las variables de acuerdo a la literatura (Turkey, 1977; Buchner and Finley, 1990) para superar los incumplimientos y obtener

una distribución normal de las mismas. El resultado fue negativo, circunstancia que puede apreciarse visualmente en la representación gráfica de la citada transformación mediante los histogramas generados siguiendo las recomendaciones de Hamilton (1992).

Desechada la utilización de un modelo de regresión múltiple, la alternativa fijada fue un modelo de regresión de Poisson (Hardin and Hilbe, 2007; Dobson and Barnett, 2008). Para esta técnica estadística han de evaluarse los supuestos de igualdad de la media y la varianza con el objeto de poder efectuar las inferencias estadísticas del coeficiente de regresión β obtenido (Salinas-Rodríguez et al, 2009) y después de observar el error estándar que se obtiene (Cameron and Trivedi, 1998). En nuestro caso, en los modelos de Poisson obtenidos, tanto para la prótesis con interlock como para la prótesis fija, aún persistía un problema de sobredispersión. Para resolver el problema se recurrió a un modelo de regresión binomial negativa (Hilbe, 2007).

En la regresión binomial negativa se ha de asumir que en las distribuciones persiste una heterogeneidad individual, que en nuestro caso está representada por la posición del interlock y la galga de registro, en el supuesto de las prótesis con interlock. El hecho central es que la media de su estimación muestra cierta indeterminación o imprecisión. Tal evento puede apreciarse en los distintos modelos (ambos puentes, puentes con interlock y puente rígido sin interlock), a través del parámetro α que define la dispersión ($\alpha \geq 0$), donde pudo apreciarse un comportamiento diferente. Dicho parámetro ayuda a definir la función varianza.

Una vez definidos los modelos de regresión binomial negativa estuvimos en condiciones de elaborar los modelos pronósticos o

marginales, según la terminología propiamente estadística. Así, a partir de estos modelos pronósticos se elaboran las estimaciones, es decir los comportamientos del modelo y, por tanto, permite efectuar simulaciones de un eventual comportamiento bajo los supuestos ajustados. Son, pues, en sentido estricto, predicciones (Graubard and Korn, 2004). También permite un análisis comparativo entre las distintas categorías de una variable, por ejemplo, podemos apreciar cuales son los cambios en la microdeformación que se aprecian de aplicar una fuerza en un canino ó el pónico mesial, esto es conocido como contraste pronóstico (Wooldridge, 2010).

2. DE LOS RESULTADOS

Este apartado tratará de la descripción de los hallazgos, así como del estudio pertinente, a través de la elaboración de los modelos estadísticos multivariantes, para determinar la acción concurrente de las variables evaluadas en nuestra investigación.

2.1. Análisis descriptivo

Los resultados muestran que tras la aplicación de una fuerza axial de 100 N de forma aislada, la mayor deformación se registra en la galga colocada en el pilar intermedio (segundo premolar) y con valores muy superiores a los registrados en el canino o en el segundo molar. Este resultado es independientemente del punto de aplicación de la fuerza y del diseño del puente. Respecto a éste último, los efectos mecánicos en términos de deformación son más apreciables en los puentes con interlock que en las de naturaleza rígida, con independencia del lugar de registro. Este hecho es más evidente en lo que se refiere a la galga

situada sobre el pilar intermedio. Por tanto, en los diseños de puentes rígidos y en los no rígidos, la mayor deformación se registra en el pilar intermedio siendo dicha deformación más elevada en los puentes con interlock que en el diseño rígido. En el caso de los diseños no rígidos, el puente que posee el interlock en la superficie distal del pilar intermedio y el tope de retención por oclusal es en el que mayor deformación se registra. Por otro lado, el puente que posee el interlock en la superficie mesial del pilar intermedio y el tope por oclusal es el que registra menor deformación.

Si relacionamos lugar de lectura de la deformación y el tipo de puente, observamos que de las tres situaciones, el diseño del puente rígido es el que menos deformación sufre. Por ejemplo, cuando la deformación es registrada en la galga del canino, el puente que mayor deformación sufre es el diseño con el interlock mesio oclusal, con valores que duplican a los registrados en el puente rígido, el cual es el que menor deformación padece. Si continuamos observando las diferencias en deformación entre los diseños de puente con interlock y el diseño rígido, éstas son aún mayores cuando se registra en la galga situada en el molar, con valores casi 5 veces menores para el diseño rígido respecto al diseño distal oclusal. En la galga situada en el pilar intermedio se registran las mayores deformaciones, tanto el puente rígido como en el no rígido con diseño disto oclusal.

Si sólo tenemos en cuenta el punto de lectura de la deformación para los 4 diseños de puente con interlock, observamos que la mayor deformación se registra en la galga colocada en el pilar intermedio, con valores superiores a los registrados en la galga del molar y en el canino.

Lo mismo ocurre para los puentes con un diseño rígido y de una manera más notable aún, donde la deformación registrada en el pilar intermedio es muy superior a la registrada en el canino (más del doble) o en el molar (casi cuatro veces superior).

Esto sugiere, que la presencia de un pilar intermedio en una restauración protésica fija influye en el comportamiento de dicha restauración para la tensión máxima soportada por los pilares y que el diseño con o sin interlock de esta restauración influye en la tensión máxima soportada por los pilares, sobre todo en lo referente al pilar intermedio. Al contrario de los hallazgos de Laundry et al (1987), que sostenían que el estrés podría romper o despegar cualquier retenedor terminal pero no el pilar intermedio, de manera que las cargas centradas en el pilar intermedio son en parte soportadas por los pilares terminales por lo que no sería necesario un rompefuerzas o por lo menos no en el pilar intermedio.

La razón por la que el pilar intermedio soporta la mayor deformación es que al ser un puente de cinco unidades dentales siempre es el pilar que queda aislado, habiendo espacios edéntulos a ambos lados con tendencia a actuar como fulcro. Además cabe recordar que este tipo de puente es una restauración que combina tramos curvos y rectos y ese en ese punto donde se genera un considerable sobreesfuerzo debido a la gran longitud de los tramos por los que se transmiten los movimientos, la magnitud y la dirección independientemente de la movilidad diferente de los pilares. Shillinburg and Fisher (1973) y Shillinburg et al (1990) defienden el uso de un interlock en la superficie distal del pilar intermedio y el tope de retención por cervical al realizar un puente de 5 unidades con pilar intermedio debido a que sostienen que con su uso

solventan las diferencias entre las magnitudes y las direcciones divergentes del movimiento, la función de fulcro de aquel y la diferencia de retención entre los pilares terminales. En su opinión así se evita o previene el fallo del retenedor más débil, generalmente el canino. Posición del interlock a su vez defendida por Akulwar and koolgi (2014) y Parik et al (2013), los cuales afirman que el uso de un conector no rígido aumenta la vida de la restauración a la vez que minimiza el estrés en los pilares. Esto permite un movimiento fisiológico de los dientes, comparado con los conectores rígidos y sostienen que una adecuada selección del rompiefuerzas es importante en el plan de tratamiento del pilar intermedio.

Por su lado, el antiguo artículo de Gill (1952) sostiene que el conector no rígido debe ser colocado en una o en las dos superficies proximales del pilar intermedio para evitar el fulcro. Adams (1956), con el mismo propósito, aconsejaba un conector no rígido en la superficie distal del pilar intermedio y un segundo, si se desea, en la superficie distal del pilar anterior. En el estudio del análisis de los efectos del estrés de conectores no rígidos en prótesis fija con pilar intermedio Oruc et al (2008) creen que en este tipo de restauraciones protésicas se producen altas concentraciones de estrés alrededor de dicho pilar intermedio con un desplazamiento en los pilares terminales produciéndose un daño de los dientes pilares. Por consiguiente, sostiene que los conectores no rígidos pueden ser usados para eliminar el efecto fulcro del pilar intermedio. Así mismo indican que la colocación ideal del conector no rígido es en la superficie distal del pilar intermedio, no haciendo referencia alguna a la ubicación del tope. Al contrario, Ziada et al (1998) consideran que este diseño de puente con pilar intermedio debía de ser

evitado debido al incremento del riesgo de descementación del retenedor del citado pilar.

Por otro lado, Misch et al (2005) analizan la unión diente-implante en situaciones clínicas con presencia de pilar intermedio. Definen que dicho pilar intermedio puede ser un diente natural o un implante, y cada tipo desempeña un papel diferente en el tratamiento global. Cuando un implante sirve como pilar intermedio entre dos dientes naturales, la diferencia en el movimiento entre el implante y el diente puede dar lugar a más complicaciones que la unión de un diente a dos implantes. El implante intermedio muestra menos movimiento que un pilar terminal y actúa como fulcro de una palanca de clase I. Este problema es amplificado por un brazo de palanca más largo cuando existe un pónico entre el implante y el diente. Cuando el implante actúa como fulcro, una consecuencia habitual es que se descementa un pilar (por lo general el menos móvil o la corona menos retentiva) y la aparición de caries. Por lo tanto debe evitarse este tipo de prótesis (unión), sobre todo a través de conectores rígidos. Si no es posible otra opción terapéutica, se puede recurrir al empleo de un conector no rígido, donde su posición ideal sería entre el implante y la corona menos retentiva para evitar que el implante actúe como fulcro.

Así mismo argumentan que en las prótesis fijas convencionales, la parte macho del interlock se coloca en la superficie mesial del pónico y la parte hembra en la superficie distal del pilar intermedio, evitando así que el movimiento hacia mesial desinserte el retenedor. Sin embargo, el implante no experimenta una inclinación hacia mesial y la localización del rompefuerzas es más flexible.

Si por el contrario, un diente natural sirve como pilar intermedio entre 2 implantes, estos autores afirman que la situación es completamente diferente. Cuando dos implantes ó más soportan únicamente la carga de la prótesis, el diente natural se convierte en un pónico vital, por lo que no está aquí indicado el uso de conectores no rígidos, siendo preferible un diseño protésico completamente rígido.

Sin embargo, la tendencia del pilar intermedio a actuar como fulcro no es un criterio general, Standlee and Caputo (1988) concluyen que no hay evidencia que el pilar intermedio actúe como fulcro. Su estudio incluso mostró que cuando se incorporaba un conector no rígido al puente, el estrés en los pilares de donde se aplicaba la fuerza aumentaba mientras que el estrés de los pilares en la parte opuesta a la aplicación de la fuerza disminuía. En nuestro trabajo se puede observar que se produce una mayor deformación cuando ésta se registra en la galga colocada en el mismo diente en que se aplica la fuerza (cuando coinciden galga y punto de aplicación de la fuerza) o en los dientes adyacentes. También se observa que la deformación es menor según se aleja el punto de aplicación de la fuerza de la galga de lectura. Así por ejemplo, la galga colocada en el canino registra más deformación cuando la fuerza es aplicada en el canino y mucho menor (tres veces menos) cuando la fuerza se aplica en el molar. Lo mismo ocurre para la galga situada en las otras dos posiciones.

2.2. Análisis Multivariante.

Una vez descrito el comportamiento de las distintas variables consideradas de manera aislada, se procedió, como se ha expuesto previamente, a la valoración del efecto conjunto y de las posibles interacciones que pudieran presentar el lugar de aplicación de la fuerza, la existencia o no de interlock y su posición en el primer caso, así como las microdeformaciones apreciadas en las distintas galgas.

En este proyecto, se observó que la mayor deformación se registra cuando la fuerza es aplicada en el canino tanto para los puentes rígidos como para los puentes con interlock y dentro de estos últimos en los situados en la parte distal con tope por cervical. Así, se puede apreciar que la deformación, cuando la fuerza es aplicada en el pilar intermedio, es un 63,5% menor cuando se compara con la ejercida en el canino. Si el procedimiento se realiza en el pónico mesial es un 61,8%, en el pónico distal un 85% menor y un 84,7% menor si se aplica en el molar. Esto nos permite decir que la deformación disminuye progresivamente a medida que los alejamos de la posición del canino.

Con carácter general el riesgo relativo (RR) se emplea para medir la asociación entre dos eventos, uno de los cuales se corresponde con la exposición, y el otro es el resultado de la acción del primero. En este contexto es posible comparar diversas categorías de la variable exposición para conocer cuál es la magnitud de su acción a través de la citada categorización. En nuestra investigación tal procedimiento se realizó para ambos tipos de prótesis. Así se ha observado que cuando se aplica una fuerza estándar, descrita en la metodología del proyecto, el resultado que se observa en términos de deformación extensiométrica es un descenso en la misma más reducido en la prótesis con interlock que en la prótesis

rígida. Los hallazgos anteriores muestran un cierto patrón, con características propias para cada tipo de prótesis, que no se aprecia cuando se establece la citada comparación considerando la posición del registro de la galga y un comportamiento distinto cuando interesan los efectos sobre la galga del pilar intermedio.

En nuestro caso se ha podido establecer la citada comparativa debido a la categorización tanto del lugar donde se aplica la fuerza como la galga que registra la deformación extensiométrica. Aunque la selección de la categoría de referencia puede ser arbitraria, su elección puede ser importante a la hora de interpretar los resultados. Así, en un estudio sobre el efecto del nivel del colesterol sobre el infarto agudo de miocardio, lo razonable sería establecer como categoría de referencia un rango de valores reconocidos como normales. En la presente investigación se ha definido como categoría de referencia la aplicación de la fuerza en el canino y el registro de deformación extensiométrica en la misma pieza dentaria. Esta decisión no afecta a los hallazgos, pues el propósito del presente análisis es establecer comparaciones entre las categorías y no pretende efectuar medidas exactas sobre el grado de deformación extensiométrica alcanzado. En suma, lo que se evalúa es un patrón de comportamiento. Además, nuestros grupos de referencia cumplen los requisitos básicos para proporcionar estimaciones precisas de los resultados y evitar el efecto de los errores aleatorios (Kleimbaum et. al, 1982), al ser la categoría de referencia suficientemente grande y de idéntica magnitud al resto de las mismas.

Con la excepción del RR observado en la prótesis rígida al comparar la deformación extensiométrica del canino y del pilar intermedio que muestra que en este último la deformación aumenta, los

demás RR observados para el lugar de aplicación de la fuerza y el registro de la galga muestran un descenso de la misma con relación a la categoría de referencia, pues su resultado es inferior a la unidad. Estos hallazgos nos dicen que la aplicación de la fuerza distinta a la que se aplica en el canino, tiene en términos epidemiológicos un efecto protector, dicho de otra manera, la deformación en estos casos es menor (Rodríguez y cols, 2008). En lo que hace referencia a la posición del interlock no existen prácticamente diferencias en las deformaciones, pues el mayor registro de aquel ubicado en distal oclusal es muy escaso, prácticamente irrelevante (Hulley et al, 2006).

Estos resultados son ciertamente llamativos y el punto clave parece ser la actividad en la galga del pilar intermedio. Por otro lado, si tenemos en cuenta que las diferencias entre ambos tipos de prótesis alcanzan su máximo en torno al pilar intermedio y el pónico distal, es ahí, ciertamente, donde han de buscarse los ajustes en la distribución de fuerzas. Además, dado que las diferencias son menores en la prótesis con interlock, esta circunstancia apunta al valor trascendental del uso de interlock en el juego de fuerzas, más allá de la ubicación del tope. A la luz de estos hallazgos parece que la posición mesial con tope cervical se muestra como la idónea.

Esto puede ser debido a que al aplicarse una fuerza (intrusiva) sobre el canino aisladamente, el pónico que sustituye al primer premolar y el retenedor del pilar intermedio tienden a extruirse produciéndose un enclavamiento de la hembra sobre el macho al tener ésta el tope por cervical, lo cual ofrece una resistencia a la liberación del sistema macho-hembra, traduciéndose esta resistencia en una fuerza de tracción sobre el canino. No ocurre lo mismo en el puente sin interlock ni en el puente con

el interlock en la superficie distal del pilar intermedio y el tope por oclusal. En el puente sin interlock la transmisión de la fuerza es más similar entre los pilares terminales. En el caso del puente con interlock con el tope por oclusal, éste último permite cierta liberación del sistema macho-hembra al aplicarse la fuerza aisladamente en el canino con la consiguiente intrusión de éste.

En su investigación, Chun-Li Lin et al (2003), evaluaron el comportamiento y distribución del estrés de una prótesis fija diente-implante y entre otros resultados, observaron que al aplicar la fuerza sólo en el pilar de diente natural, el uso de un interlock disminuía los valores de estrés en el implante y que esto era debido a que el conector no rígido rompe ó evita la transferencia de estrés del diente natural al implante.

Sin embargo, es infrecuente que se produzca un sólo punto de carga (de aplicación de fuerza) durante la masticación al ser la fuerza de cierre transferida a lo largo del resilente bolo alimenticio. Pero en el caso de las parafunciones sí que pueden producirse sobrecargas en algún diente, sobretodo en presencia de interferencia y/o prematuridades. Moulding et al (1988) sostenían que bajo la condición de carga aislada en el canino, en el ápice de éste era donde mayor estrés se producía, con una falta apreciable de transferencia de estrés al pilar intermedio o al molar, tanto en los diseños no rígidos como en el diseño rígido. Y esta falta observable de transferencia de estrés al pilar intermedio o al molar sugería que el interlock era liberado y el canino respondía independientemente. Estos hallazgos eran congruentes con los de Shutherlend et al (1980) y en la línea de nuestros propios resultados como se viene de comentar.

Por su parte, Chun-Li Lin et al (2007) estudiaron mediante análisis de elementos finitos la distribución del estrés en una prótesis fija diente/implante variando las condiciones de carga, el tipo de unión rígida o no rígida entre diente e implante y el nº de dientes naturales unidos a la prótesis y concluyeron que el principal factor que afecta a la distribución del estrés es la condición de carga y que el uso de conectores no rígidos puede ser más eficiente a la hora de compensar la diferencia de movilidad entre diente e implante pero debería usarse con cautela ya que aumenta desfavorablemente los valores de estrés a lo largo de la prótesis.

Por otro lado, Savion et al (2006) afirmaban que puede surgir un problema mientras el pónico distal (el que sustituye al primer molar) es cargado debido a la tendencia del retenedor del canino de moverse incisalmente. Este fenómeno no fue observado por los estudios fotoelásticos que fueron realizados previamente. Esto puede ser explicado por la incapacidad de los materiales sintéticos de replicar con exactitud el comportamiento no lineal del ligamento periodontal. Por ello, tal vez, los modelos nunca alcancen el punto en el cual puedan simular rígidamente y con exactitud los actos del ligamento periodontal.

3. DE LOS MODELOS PRONOSTICOS

Una vez que disponemos de nuestros modelos multivariantes de regresión binomial negativa es pertinente elaborar las estimaciones pronósticas derivadas de los mismos. No obstante, antes de introducirnos en esta discusión específica conviene revisar la finalidad de los modelos pronósticos, su metodología intrínseca, así como el valor propio de sus determinaciones. En consonancia con la investigación metodológica se

ha de demostrar que los hallazgos añaden valor a los métodos existentes. Esta consideración en el área de las investigaciones pronósticas supone comparar el resultado del nuevo método con el rendimiento de los existentes (Peek et al, 2014).

En el campo de la biomedicina, los modelos pronósticos han tenido un empleo creciente orientándose principalmente al diagnóstico, las intervenciones terapéuticas y el pronóstico de las noxas morbosas. Su elaboración se efectúa desde la experiencia extraída de los datos actuales (Dreisetia et al, 2002). Desde una perspectiva de investigación pronóstica, el deseo de los clínicos siempre ha sido disponer de información y saber cómo la misma se relaciona con el verdadero estado del paciente. El desarrollo de modelos pronósticos permiten la identificación de variables que tienen influencia en la predicción del resultado del paciente para lo cual se requiere un sistemático y reproducible proceso de acuerdo a la evidencia basada en métodos. Esto puede presentarse de varias formas, como un test de diagnóstico, el valor de un marcador o un modelo estadístico incluyendo varias variables predictoras (Steyerberg et al, 2010).

Ha de tenerse en cuenta que las estimaciones pronósticas se deciden en un escenario de variabilidad de los pacientes, la etiología del proceso, su forma de presentación y las intervenciones terapéuticas, así como un conjunto de factores concomitantes (Hendriksen et al, 2013). Por tanto, los estudios pronósticos requieren de una aproximación de naturaleza multivariable tanto en el diseño de la investigación como en el análisis, con la finalidad de determinar la relevancia de los predictores (Moons et al, 2009a).

Actualmente éste área de investigación es muy prolífica por lo que no es infrecuente la existencia de modelos compitiendo por un mismo resultado. En ocasiones estas circunstancias competitivas llevan al desarrollo de un modelo predictivo de manera independiente por varios grupos (Van Carster et al, 2013), un hecho, por otro lado, relativamente habitual en cualquier campo de la investigación.

Nuestra construcción pronóstica muestra un escenario de simulación lo cual nos permite explorar posibilidades del mismo que no se presentan en las observaciones recogidas en el proceso experimental. Nosotros hemos elaborado dos modelos pronósticos independientes, uno se basa en la interacción de los efectos del trinomio fuerza aplicada-localización del interlock-galga de registro en una prótesis no rígida con interlock. El segundo modelo, con la misma metodología, sólo puede tener en cuenta el binomio fuerza aplicada-galga de registro en una prótesis rígida. No obstante, estos modelos pronósticos han de seguir un estricto y complicado proceso antes de elevarse formalmente a la categoría de modelo pronóstico. Superado lo anterior, pueden, y lo hacen, dar soporte a la toma de decisiones clínicas en el espectro del problema de salud bajo estudio, las políticas de cribado, la instrumentalización diagnóstica o la elección de la terapéutica más adecuada (Van Calster et al, 2013). Aunque estas previsiones han de esperarse en unas condiciones futuras previstas y en un escenario temporal definido (Moons et al,2009a).

3.1. Estimaciones predictivas para puentes con interlock

En los resultados generales de nuestro modelo pronóstico para las prótesis con interlock hemos efectuado una estimación de valores a la

media de las covariables incluidas en el modelo. Así los valores en LA TABLA XIV permite conocer cuál sería, por ejemplo, la microdeformación cuando la fuerza se aplica en el canino [109,19 (106,74-111,65)] considerando los valores medios de la posición del interlock y la galga que registra el efecto de la presión aplicada (Searle et al, 1980). Una visión gráfica se presenta en las figuras que la acompañan.

Siguiendo la teoría defendida por los autores Standlee and Caputo (1988), los cuales sostenían que en los puentes con interlock, al aplicar la fuerza en la parte anterior o en la parte delante del interlock, la mayor deformación se registra ahí y menor en el lado opuesto, en nuestro estudio también se cumple. Oruc et al (2008) obtuvieron resultados similares a este respecto. Observaron que al aplicar la fuerza en el pilar anterior (canino), se registraban concentraciones de estrés muy bajas en el pilar distal (molar). Y la misma situación ocurre con el pilar anterior cuando la fuerza se aplica en el molar ó pilar posterior. Estos datos corresponden a un puente dental de cinco unidades con un interlock en la superficie distal del pilar intermedio. Estos autores, también obtuvieron los mismo resultados a los ahora mencionados en un puente de cinco unidades pero con el interlock en la superficie mesial del pilar intermedio. Por lo cual sostienen que un diseño no rígido puede tener influencia en la prevención del efecto palanca en una prótesis dental fija de cinco unidades dentales y pilar intermedio.

Así si comparamos y /o relacionamos puntos de aplicación de la fuerza y galga podemos pronosticar que al aplicar la fuerza en el canino o en el pónico mesial se registra una menor deformación en la galga situada en el molar que en la colocada en el canino. Por el contrario, si la

fuerza es aplicada en el pilar intermedio, pónico distal o molar, las deformaciones generadas se incrementan.

En su estudio, Botelho and Dyson (2005) observaron que incorporar un conector no rígido a su estructura protésica permitía un movimiento independiente entre los retenedores, lo cual parecía ser exitoso a corto plazo. Sin embargo, se generaba una excesiva concentración de estrés en el pilar terminal anterior debido a la colocación de un conector no rígido en la superficie mesial del pilar intermedio o en la superficie distal del pilar anterior. Dado que el molar tiene mayor área o superficie de ligamento periodontal que el canino, esto puede ser una ventaja para el molar, por consiguiente, es menos deseable tener estrés en el pilar anterior (canino) que en el posterior (molar). También observaron concentraciones de estrés en el canino con la colocación del conector no rígido.

Estos hallazgos también están presentes en nuestra investigación pues las deformaciones registradas en la galga del molar son inferiores. Esto es más nítido en el caso del puente con interlock en la superficie mesial del pilar intermedio con el tope oclusal, donde la deformación en el molar es inferior a la del canino. Estas diferencias de deformación entre la galga situada en el molar o en el canino es apreciable en todos los diseños no rígidos aunque menos notoria en el puente con interlock por distal del pilar intermedio y tope oclusal

Las principales causas de dichas diferencias pueden ser debidas a que el molar posee mayor número de raíces que el canino y por tanto mayor área o superficie de ligamento periodontal y también a que el primero posee menor soporte alveolar que el molar.

Para Savion et al (2006) ninguno de los escasos trabajos disponibles corrobora que el pilar intermedio actúe como fulcro, en tanto que la mayoría han demostrado un incremento del estrés en el pilar intermedio al aplicar en él carga y portando un conector no rígido. En su modelo matemático, Savion et al (2006) sugieren que el despegamiento puede ocurrir en el pilar anterior (canino), pero no debido al balanceo de la prótesis fija alrededor del pilar intermedio. El potencial riesgo de despegamiento estaría relacionado con el desarrollo de fuerzas extrusivas reactivas en el canino cuando se aplica la fuerza en el pónico distal (primer molar) debido a las fuerzas de flexión que se desarrollan dentro de la prótesis fija. Sin embargo, sostiene que la magnitud de la fuerza y sus significados clínicos deberían de ser determinados más a fondo a través de ensayos “in vivo” e “in vitro”.

Nuestra investigación pronostica, al igual que Standlee and Caputo (1988) ó Laundry et al (1980), produce mayor deformación cuando ésta se registra en la galga colocada en la misma unidad dental en la que se aplica la fuerza, es decir, cuando coinciden galga de lectura y punto de aplicación de la fuerza. Así, en los puentes con interlock, si comparamos las tres galgas entre sí y sólo variamos el punto de aplicación de la fuerza, observamos que la galga donde menor deformación se registra es en el canino excepto si la fuerza se aplica en el canino y en el pónico mesial respecto a la galga en el molar donde los valores son inferiores.

También, al comparar las galgas del canino y del pilar intermedio, observamos que la mayor deformación la registra la galga situada en el pilar intermedio, sobre todo cuando la fuerza es aplicada en el pilar intermedio. Estos valores son tremendamente superiores (ocho veces

mayores) cuando la fuerza se aplica en el canino y mantenemos el registro anterior.

Por otro lado, cuando se comparan las distintas lecturas según el diseño de la prótesis con interlock se aprecia que la deformación en la galga del pilar intermedio siempre es mayor que la situada en el canino, especialmente para la posición disto oclusal aunque tal diferencia disminuye en relación con la posición mesio oclusal. Una posible causa de estos datos puede ser debida al movimiento vertical que tiene la parte hembra del interlock respecto al macho. Además ambas partes mantienen cierto contacto y al moverse bajo la fuerza existe cierto rozamiento entre ellos.

Mediante un análisis de elementos finitos, Özcelik et al (2011) estudiaron, si la distribución del estrés en una prótesis fija implantodentosoportada varía en función de la localización del conector no rígido. Concluyendo que el estrés alrededor del implante era menor si el conector no rígido se colocaba en el lado del implante en vez del lado del diente y a su vez era menor si la parte macho se situaba en el implante y la parte hembra en el pónico. Dichas conclusiones, corroboran los hallazgos realizados, confirmando así que la disposición mesial/distal del interlock en el pilar intermedio influye en la distribución del estrés.

Los hallazgos de Laundry et al (1980) y Moulding et al (1988) están en la misma línea. Ellos apreciaron en el puente con interlock por distal del pilar intermedio, que si la fuerza se aplicaba en los sectores posteriores, se producía mayor estrés en esos dientes, con una disminución del estrés en los pilares distantes y viceversa. Cuando la fuerza se aplicaba en el pilar intermedio, el mayor estrés se producía en

el pilar intermedio, posiblemente por la falta o mínima transmisión a los pilares terminales. Para Moulding et al (1988) la colocación del conector no rígido en el pilar intermedio debería ser considerada cautelosamente, debido a que, como acabamos de mencionar, si la fuerza se aplica en el pilar intermedio, el mayor estrés se observa en el ápice y en las superficies laterales de dicho pilar con una transferencia mínima a los pilares terminales.

Además de las diferencias en el diseño de los diferentes puentes con interlock también se aprecian aquellas entre los puentes con y sin el mismo. Entre los primeros podemos decir que la ubicación del tope de retención no sólo influye en la estética y en la salud pulpar y periodontal (Moulding et al, 1992), sino que también influye en la tensión máxima soportada por la restauración. La citada deformación es menor cuando el tope está en posición oclusal y el interlock en la superficie mesial del pilar intermedio. Esto es contrario a la práctica habitual que consiste en su ubicación en dicho pilar en una posición distal con tope cervical (Shillinburg and Fisher, 1973; Shillinburg et al, 1990), aunque sobre esto último persiste un intenso debate.

3.2. Estimaciones predictivas para puente rígido sin interlock

El puente rígido sin interlock es el que en conjunto soporta la menor tensión máxima. Esto sugiere que el diseño con conexión rígida entre los retenedores hace que la concentración de tensión que soporta el conjunto de nuestra restauración sea menor que la que se produce en un puente con interlock. Esta consideración está en consonancia con las aportaciones de Laundry et al (1980), Moulding et al (1988) y Sutherland et al (1980). Todos ellos sugieren que la mayor concentración

se produce a nivel de los conectores rígidos y en cambio, cuando hay un interlock, máximo estrés se concentra en el hueso alveolar, lo cual parece indicar una transferencia de estrés al hueso de soporte más que una concentración de estrés en los conectores.

Por su parte, Barreira Motta et al (2008) sostienen que hay un cambio significativo en la distribución del estrés y sus valores cuando se cambia la configuración de la aplicación de la fuerza, siendo menores y mejor distribuidos si la fuerza es aplicada sobre diente pilar y pero si ésta se aplica en el centro del pónico, sus valores aumentan significativamente. En relación a la aplicación de la fuerza en los pónicos y la distribución del estrés, los hallazgos obtenidos por Savion et al (2006) en su estudio matemático, son congruentes con los datos arriba mencionados. Savion et al (2006) sostenían que se desarrolla una fuerza incisal reactiva en el diente pilar cuando la fuerza es aplicada en el pónico. La mayor magnitud de esta fuerza se desarrolla en el retenedor anterior (canino) cuando el pónico distal es cargado. Fuerzas similares, pero de menor magnitud, también se desarrollan en el retenedor posterior (segundo molar) cuando la carga es aplicada en el pónico mesial (primer premolar). No obstante, defienden que la aplicación de la fuerza únicamente en la región del pónico, no simula una situación clínica real.

Las conclusiones arriba mencionadas coinciden con las obtenidas por Farah and Craig (1971) y El-Ebrashi et al (1970). Por su parte Gowda and Babu (2013), recurriendo al análisis de elementos finitos en un puente de 4 unidades dentales en el sector posterior (siendo el primer premolar y el segundo molar los dientes pilares) concluyen que las fuerzas oclusales en una prótesis fija son transmitidas a las estructuras

circundantes a través de los pónicos, conectores y retenedores, concentrándose el máximo estrés a nivel cervical y a nivel de los conectores. Similar tendencia relata Naveau et al (2009) al concluir en su estudio que el estrés fue principalmente localizado en los conectores y en la región cervical de los pilares cercanos a la cresta edéntula. No obstante, Laundry et al (1980) consideran que las bajas tensiones de cizallamiento en los pilares terminales cuestionan la idea de una alta tensión de estrés supuesta la presencia de un pilar intermedio siendo esto la causa de fracaso del retenedor.

Si se considera el movimiento de los dientes dentro del espacio periodontal y el posible efecto de fulcro de un pilar intermedio en un diseño rígido, las cargas intrusivas en un pilar terminal pueden resultar en la extrusión del pilar terminal opuesto. Sin embargo, según Laundry et al (1980), cuyos resultados coinciden con nuestra investigación, el bajo estrés observado en los pilares terminales, pone en duda las altas tensiones que Shillinburg and Fisher (1973) sugieren con la presencia de un pilar intermedio y la existencia de un fallo o fracaso del retenedor.

Bajo condiciones de carga verticales, el diseño rígido de la prótesis fija no permite una respuesta independiente de ninguno de los segmentos, contrariamente a lo que acontece en un diseño no rígido. Este comportamiento bajo el efecto de dichas fuerzas se debe, en el criterio de Moulding et al (1988), a una distribución de dicho estrés de manera uniforme y una mayor resistencia a los movimientos rotacionales que los diseños no rígidos.

Según Misch et al (2005), otra indicación clara de los conectores rígidos sería el caso de que un diente natural sirva como pilar intermedio entre dos implantes. Cuando dos implantes o más soportan únicamente

la carga de la prótesis, el diente natural intermedio se convierte en un pónico vital, siendo preferible un diseño protésico completamente rígido.

Un diseño rígido puede ser usado preferiblemente cuando los dientes tienen una disminución periodontal porque el estrés podría compartirse más uniformemente por todos los dientes (Laundry et al, 1980). A tal fin, Chun-Li Lin et al (2006) realizaron una investigación respecto a la interacción mecánica de la unión protésica entre implantes y dientes naturales con distinto soporte periodontal mediante conectores rígidos y no rígidos. Concluyeron que el uso de conectores no rígidos ha de ser con cautela ya que aumenta los valores de estrés en el implante y en el conjunto de la prótesis (aunque disminuya dicho valores alrededor del diente natural). Y que en caso de compromiso en el soporte periodontal sería aconsejable, además de una conexión rígida, un mayor número de dientes unidos a la prótesis. Sin embargo, nuestra propuesta sería el uso de un puente rígido para rehabilitar un espacio edéntulo de estas condiciones pero no sólo en caso de disminución del soporte periodontal de los dientes pilares, sino incluso en buen estado de salud periodontal de los mismos. Nuestra creencia se basa en que hemos observado que en conjunto es el diseño que menor deformación sufre, la distribución del estrés es más uniforme y la tensión-deformación que sufre ésta es considerablemente inferior que la que padece en un diseño no rígido.

En diseño rígido también el canino es el punto de aplicación de la fuerza donde se produce mayor deformación. A su vez, se aprecia que la galga del pilar intermedio sufre una deformación que triplica al registro de las galgas canina y molar. Cuando valoramos la interacción entre

ambas variables, observamos que los mayores registros se producen cuando el punto de aplicación de la fuerza es en el canino y el punto de lectura de la deformación es la galga situada el pilar intermedio.

Resultados similares fueron encontrados por Laundry et al (1980), en cuyo estudio observaron que cuando el segmento anterior del puente que contiene el conector no rígido fue cargada, los pilares situados anterior al conector no rígido experimentaban mayor estrés, mientras un mínimo estrés se apreciaba en los ápices de los pilares terminales. A su vez observó en el diseño rígido que cuando un pilar terminal era cargado se registraba menor estrés en el ápice del pilar terminal opuesto. Oruc et al (2008) en su estudio hallaron que al aplicar la fuerza en el pilar anterior (canino), el estrés era más evidente en el canino y en la región mesial del pilar intermedio. Cuando aplicaban la fuerza en el pilar distal (segundo molar), la mayor concentración de estrés se encontraba en la superficie radicular del molar y en la superficie distal del pilar intermedio. Y cuando todos los dientes eran cargados a la vez, el máximo estrés se producía en las cúspides, los conectores y la región cervical de los pilares. Incluso, otras aéreas de concentración de estrés fueron observadas en la superficie radicular del pilar intermedio y pilar distal.

En este aspecto nuestros resultados son divergentes. Cuando nosotros hacíamos comparaciones entre las posibles interacciones entre la fuerza y la galga podemos observar que la deformación aumenta con relación a la categoría de referencia. Los valores registrados llegaban a ser tremendamente altos como en el caso de la aplicación de la fuerza sobre el pónico mesial y registro en la galga molar (441% superior).

Asimismo apreciamos que las deformaciones más altas se registran en las interacciones que incluyen la galga en posición molar.

En el campo de la modelización pronóstica en Ciencias de la Salud, una de las cuestiones nucleares es la interpretación de los dichos modelos a efectos de generalizar sus resultados. Se ha de decir que no es lo mismo la elaboración de un modelo con finalidad etiológica que otros con aspiraciones de naturaleza pronóstica. Aunque hay claras semejanzas en el diseño y análisis entre modelos pronósticos y los estudios etiológicos, los resultados predictivos no son sinónimos de explicación de causa. En la investigación etiológica, la misión es explicar si un resultado puede ser razonablemente atribuido a un factor de riesgo particular con el ajuste de otros factores de riesgo. Por tanto, todas las variables asociadas con el resultado, no necesariamente causales, pueden ser consideradas en un estudio pronóstico. Cada factor causal es un predictor, pero no cada predictor es una causa. Por su parte, mientras los estudios pronósticos se fijan en los riesgos absolutos, los estudios etiológicos y terapéuticos se centran en el riesgo relativo de un resultado de un factor causal frente a la ausencia del mismo (Moons et al, 2009a).

En suma, la utilización de los modelos pronósticos como herramienta de soporte para la toma de decisiones ha de distinguir entre el nivel poblacional y el individual. Estos dos niveles precisan distintos requerimientos sobre todo en lo que hace referencia a los métodos usados para construir y evaluar el modelo. En el caso de los pacientes, un modelo pronóstico significa emplearlo como base para la proposición de intervenciones sobre un paciente específico (Abu-Hanna et al, 2001).

Nosotros, en nuestro estudio, aún estamos en fases previas y esta pretendida proyección de los hallazgos se encuentra aún lejana. En este largo camino se ha de afrontar la validación de los resultados tanto de naturaleza interna como externa. Además, una cuestión a considerar es la diferencia entre validación e inferencia. La mayoría de los modelos predictivos son desarrollados en el nivel secundario y es común tratar de aplicarlos en el nivel primario. El rendimiento preventivo en aquel usualmente desciende cuando se usa en este último y tal circunstancia debe de responder a la cuestión de saber si ambas poblaciones son semejantes (Moons et al, 2009b). Por otro lado, cabe decir que un modelo sea bien usado no significa que tenga una adecuada predicción. Las limitaciones a su usabilidad puede también limitar su aplicación si los predictores no han sido definidos sin ambigüedad y la reproductibilidad de las medidas muestra problemas específicos.

En nuestra investigación, estas circunstancias aún nos son ajenas pues el proceso de construir una modelización a partir de datos experimentales todavía se mueve en el terreno de la investigación básica.

Cuando se construye un modelo pronóstico, una de de las premisas básicas la constituye el manejo de los predictores que han de ser claramente definidos, estandarizados y reproducibles para poder mejorar la generabilidad y la aplicación de los resultados del estudio (Moons et al, 2009a). Nuestra investigación diseñó con precisión las condiciones del proceso experimental, incluyendo un modelo de prótesis estandarizado sobre el cual de aplicaron las fuerzas de manera estandarizada con un control exhaustivo de las microdeformaciones apreciadas en las distintas galgas. Además, se produjo una calibración

periódica de la máquina con el objeto de mantener constante las condiciones de aplicabilidad.

Es cierto que hay circunstancias que no hemos podido medir y que tampoco la hemos visto en la literatura. Por un lado, digamos, la fatiga de los materiales que conforman los modelos de prótesis empleados en el experimento. Así, por ejemplo, la aplicación de una fuerza automática en cinco posiciones distintas de la misma prótesis ha de llevar, necesariamente a un, digamos, efecto de la estructura intrínseca de los mismos y, por tanto, tal circunstancia puede desempeñar un papel en el momento de la medición. No obstante, aun aceptando un efecto potencial debido a la fatiga dicha circunstancia se habría producido en las novecientas observaciones del estudio, lo cual podría suponer un sesgo sistemático en la medición precisa de las deformaciones observadas. De todas formas, el objetivo de la investigación no es alcanzar una medición óptima de las deformaciones observadas, sino un patrón de comportamiento de las dichas deformaciones y cómo las mismas se presentan en un escenario experimental que trata de aproximarse a determinados aspectos biomecánicos vinculados al manejo de prótesis odontológicas.

En la construcción de modelos pronósticos, existen multitud de alternativas estadísticas, algunas de las cuales están condicionadas por el comportamiento de los datos, la experiencia de los investigadores o, sencillamente, la búsqueda de un modelo estadístico plausible con orientación al principio de parsimonia. Las citadas estrategias de análisis van desde las aproximaciones cuantitativas a las probabilísticas, y también las cualitativas (Abu-Hanna et al, 2001). Aunque la mayoría de

la investigación pronóstica es conducida con modelos estadísticos de regresión, la computación científica ha contribuido al desarrollo de este campo, adaptando y aplicando métodos de aprendizaje de máquina y la minería de datos a los problemas de predicción clínica. Así la inteligencia artificial recurre a la representación del conocimiento y el razonamiento automatizado. Incluye representaciones simbólicas, como la lógica en las reglas de clasificación lógica. Las representaciones gráficas también se usan en los árboles de decisión (Aitchison et al, 1995), las redes neuronales (Bishop et al, 1995), las máquinas de soporte vectorial y las redes bayesianas (Van der Gaag et al, 1996).

En lo que hace referencia al modelo estadístico existe mucha discusión sobre el concepto de aprendizaje de las máquinas. Mientras los métodos de regresión se apoyan en funciones polinómicas para expresar la relación entre predictores y el resultado de la predicción, los investigadores en el aprendizaje de máquinas han propuesto conjuntos, árboles, gráficos y otras representaciones simbólicas variadas (Peek et al, 2014). En el caso concreto de las redes bayesianas (Pearl et al, 1988) estas se han convertido en una herramienta común en los modelos biológicos y continúa siendo un área activa de interés. Las redes anteriormente citadas ofrecen una aproximación que permite la incorporación de la causa y el conocimiento temporal facilitando las predicciones pronósticas (Van Gerven et al, 2008). Estos modelos pueden ser integrados en el manejo de pacientes, donde constituyen una parte de las expectativas pronósticas incluyendo también estudios con datos ausentes (Clark et al, 2013) que no impiden la validación de los modelos pronósticos (Vergouwea et al, 2010).

Asimismo debemos de ser conscientes que todos los métodos estadísticos tienen limitaciones específicas. Así, en el de los modelos de regresión los sobreajustes puede ser un problema en función de las características de la muestra con la que se trabaja. El resultado es que tal circunstancia puede generar fallos en la replicación en futuras muestras independientes, lo cual crea incertidumbre (Babiak, 2004). En el caso de las redes neuronales artificiales existe un riesgo de ajuste de funciones implausibles (Schwarzer et al, 2000).

En este escenario, nosotros optamos, por lo anteriormente dicho, por un modelo de regresión binomial negativa que responde a nuestro planteamiento y expectativas.

3.3. Futuras etapas del proceso de modelización

En el futuro inmediato afrontaremos la fase de validación de los modelos para puentes rígidos sin interlock y puentes con interlock, pues un modelo no será de confianza a menos que los usuarios observen su capacidad de predecir y para ello se requiere la validación de aquel. En síntesis, la validación de un modelo pronóstico significa que su rendimiento es satisfactorio para pacientes distintos sobre los que se ha elaborado y esto es esencial para su credibilidad (Altman et al, 2000). En la investigación metodológica es importante mostrar que el desarrollo de un nuevo método añade valor a los modelos existentes. Esto requiere que los investigadores han de realizar revisiones sistemáticas sobre la calidad de la metodología de los estudios que ha de estar en consonancia con el diseño del estudio, su realización, análisis e interpretación con el objeto de reducir la presencia de sesgos. Esto es importante porque la inclusión

de debilidades metodológicas amenaza la validez interna y, consecuentemente, invalida los resultados (Hayden et al, 2006)

La primera valoración de un modelo pronóstico se efectúa a través de la validación interna del mismo, la cual se basa en dos criterios que son la discriminación y la calibración. La discriminación es una medida de cómo los datos se pueden clasificar en dos categorías de manera separada (en el caso de resultados binarios: muerte/supervivencia, sano/enfermo, etc). En el caso de los modelos de regresión donde la variable resultado es una medida continua, como en nuestro caso, las microdeformaciones apreciadas tras la aplicación de una fuerza, la concordancia recurre al uso del estadístico C mediante el que se establece un rango ordenado de las predicciones y los resultados ordenados al estilo del estadístico D de Sommers (Steyerberg, et al, 2010). Por su parte, la calibración nos habla de la precisión que muestra el modelo para obtener una estimación no sesgada.

Ambos procedimientos han de realizarse sobre datos que no se han empleado para la elaboración del modelo, aunque existen varios métodos alternativos como son la fragmentación de datos (data-splitting), la validación cruzada (cross-validation) o la técnica del remuestreo (bootstrapping) (Royston et al, 2009; Harrel et al, 1996). Nuestra investigación, como ya se dijo con anterioridad, aún no ha afrontado esta fase de la evaluación habiéndose convertido en nuestra próxima prioridad.

En los últimos años se han introducido medidas en la evaluación y comparación de los modelos predictivos (Van Calster et al, 2013). Estas nuevas estimaciones pueden ser vistas como un refinamiento de las

medidas de discriminación, incluyendo variantes del estadístico C para estudios de supervivencia, las tablas de reclasificación, la mejora de las redes de reclasificación (NRI) y la mejora de discriminación integrada (IDI). Todas las anteriores con completadas con medidas de decisión analítica, incluyendo curvas de decisión para representar gráficamente el beneficio neto alcanzado (Steyerberg et al, 2010). Aunque estas medidas de decisión clínica permiten precisar los resultados, a menudo requieren de una colección de información adicional y esto puede ser engorroso de aplicar a los modelos que producen resultados continuos (Vickers et al, 2006, 2008).

3.4. Evidencias más allá de los estudios de validación

El ajuste y actualización de los modelos pronósticos mejoran su rendimiento. La recogida de nuevos datos es a menudo usada para desarrollar un nuevo modelo más que validar los modelos existentes (Janssen et al, 2008). Cuando el rendimiento de un modelo es menor en otra población de estudio, el ajuste del mismo usando los nuevos datos debería de considerarse para saber si mejora el rendimiento en esa población. Entonces a partir del modelo derivado de los datos iniciales se incorpora nueva información que proporciona más estabilidad y generabilidad. Tal ajuste se denomina actualización y varían desde una simple recalibración a un método más extensivo referido a un modelo de revisión. Cabe decir que el desarrollo, validación y precisión del rendimiento de un modelo pronóstico es complejo y depende de la comprensión de los investigadores de los métodos estadísticos. En una revisión de las publicaciones del año 2005, Mallet et al (2010) encuentran una pobre información sobre los métodos usados para

desarrollar los modelos y pocos detalles sobre los mismos. Con demasiada frecuencia se recurre a métodos cuestionales para desarrollar índices pronósticos y pocos de los citados son validados, incluso empleando validación interna que no requieren de datos adicionales. Esta situación se repetía en un estudio del año 2008 (Bouwmeester, 2012).

Por ello, un conocimiento más preciso de la investigación, su transparencia, compartir los datos y los procedimientos de registro y protocolos se muestran imprescindibles para el avance de la investigación en términos pronósticos (Peat et al, 2014). Las consecuencias de una insuficiente investigación pronostica para el seguimiento y la práctica son sustanciales al extremo de que la calidad y el rigor de mucha investigación pronostica ha sido ampliamente cuestionada (Hemingway et al, 2009).

Más allá de los obstáculos y las limitaciones expresadas, la investigación pronostica es trascendental en numerosos campos que incluyen la mejora de los resultados de salud, en los ensayos clínicos, la superación de las limitaciones diagnósticas o estimación de la efectividad de la investigación en los servicios de salud como instrumento fundamental en las políticas de salud pública (Hemingway et al, 2013; Riley et al, 2013; Steyerberg et al, 2013). En definitiva, ésta investigación se orienta hacia lo que ha dado en denominarse la medicina estratificada en función de la biología y las características de los riesgos implicados que comparten subgrupos de pacientes. La medicina estratificada se ve como una cuestión central en el progreso de los cuidados de salud (Hingorani et al, 2013). En contraste con la medicina, digamos empírica, aquella aspira a centrar la terapia y hacer mejores las decisiones para grupos de pacientes similares (Rothwell et al, 2005;

Trusheim et al, 2007). Así, la evidencia estadística de una interacción entre un factor particular y una respuesta debería idealmente ser explicada por un razonamiento biológico y por la comprensión del mecanismo por el cual dicha respuesta es modificada (Hingorani et al, 2013).

En resumen puede decirse que los modelos pronósticos tienen por objetivo proporcionar un conocimiento cuantitativo acerca de la probabilidad de ciertos resultados en una población definida de pacientes que presentan diferentes características (Mallet et al, 2010), como se ha referenciado previamente en la cuestión de la medicina estratificada. A pesar de lo dicho, el uso de las predicciones de los modelos puede conducir a lo que se ha llamado el libro de cocina de la medicina, una situación en la cual los clínicos ven su intuición cortocircuitada por las reglas de predicción (Kawamoto et al, 2005; Reilly et al, 2006). Bien al contrario, la pretensión de tales modelos es completar la intuición y las guías de actuación clínica (Laupacis et al, 1997; McGinn et al, 2000; Moons et al 2009b) Así, por último, podemos decir que un modelo pronóstico no es más que una regla de decisión que se basa en una puntuación pronóstica y que permite diferenciar categorías de riesgo, bien para la población general o grupos específicos (Steyerberg et al, 2010) en apoyo a las decisiones clínicas (Moons et al, 2012).

En cuanto a las estimaciones de nuestros modelos sus resultados nos arrojarían una primera aproximación de la distribución de fuerzas en un medio experimental, donde las variables están controladas (fuerza, interlock y galga), pero no disponen de un entorno reproducible, es decir, de su asiento natural en la cavidad oral. Estos resultados nos permitirían los primeros pasos, y desde aquí diseñar los estudios correspondientes

para su plasmación en los laboratorios de prótesis y comprobar, con este nuevo modelo, su comportamiento en la boca.

Si estos modelos, aún en fase de construcción inicial, mostrasen su idoneidad, las posibilidades prácticas se enfrentarían con una propuesta complementaria a la situación actual. Así, se podría adaptar la modelización de la estructura protésica a la correspondencia de las fuerzas que intervienen en la masticación, diseñar interlocks con topes más eficientes. El resultado final podría orientarse a una optimización del proceso de masticación y una eventual minimización de los trastornos locales y generales asociados a la biomecánica del aparato masticatorio. Además podrían afrontarse los efectos secundarios a las prótesis actuales, incluido el proceso de descementación discutido en el discurrir del presente trabajo. Pero antes habría de superar los ensayos clínicos y los estudios de impacto (Moons et al 2009b) para poder considerar aquella aspiración.

VII. CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

De acuerdo con los resultados obtenidos y con las limitaciones de este tipo de estudio, se pueden deducir las conclusiones siguientes:

1. El puente de cinco unidades dentales con interlock o rompefuerzas en distal del pilar intermedio y tope por oclusal es el que significativamente transmite mayor deformación al terreno de soporte comparado al puente sin interlock.

2. En un diseño de prótesis fija con un puente de cinco unidades dentales con pilar intermedio, la mayor deformación se registra a nivel del pilar intermedio con independencia del uso de rompefuerzas.

3. La situación de un rompefuerzas en la superficie mesial del pilar intermedio de un puente de 5 unidades y el tope por oclusal favorece una menor transferencia de deformación comparado a colocarlo en la superficie distal.

4. La disposición del tope de retención por cervical u oclusal en el interlock del pilar intermedio influye en la concentración de la deformación soportada por la restauración.

5. Se produce una mayor deformación cuando ésta se registra en la galga colocada en el mismo diente en el que se aplica la fuerza o en los

dientes adyacentes. Y la deformación es menor a medida que se aleja el punto de aplicación de la fuerza de la galga de lectura

6. El riesgo relativo de deformación extensiométrica es menor en los puentes con interlock que en el puente rígido sin interlock e independiente del lugar de aplicación de la fuerza cuando se toma el canino como referencia.

7. El riesgo relativo de deformación extensiométrica es idéntico para ambos tipos de puentes cuando se registra la deformación en la galga situada en el molar tomando la situada en el canino como referencia. En lo que se refiere a los cambios apreciados en el Pilar Intermedio, mientras el riesgo de deformación disminuye en los puentes con interlock, el mismo se incrementa en el caso del puente rígido.

8. En los puentes con interlock, la única diferencia significativa apreciable, cuando se utiliza como referencia la posición mesial oclusal, es la deformación apreciada en su posición distal oclusal.

9. Se han construido dos modelos predictivos, para puentes con interlock y puente rígido, que permiten estimar el grado de deformación extensiométrica y evaluar el patrón de comportamiento en un escenario de simulación de distribución de fuerzas.

10. Los modelos predictivos con y sin interlock muestran que, en su conjunto, la deformación extensiométrica cuando se aplica una fuerza es menor en las prótesis rígidas. En ambos casos la mayor magnitud de la deformación recae sobre el Pilar Intermedio siendo, para cada una de ellas, muy similar los registros de las galgas canina y molar.

11. Los datos obtenidos permiten admitir la hipótesis de trabajo: “La situación y disposición de un rompefuerzas en el pilar intermedio de un puente fijo-móvil aumenta la deformación transmitida al terreno de soporte”.

IX. BIBLIOGRAFIA

BIBLIOGRAFÍA.

Abu-Hanna P, Lucas JF. Prognostic Models in Medicine. *Method Inform Med* 2001; 40:1-5.

Adam JD. Planning posterior bridges. *J Am Dent Assoc* 1956; 53:647-654.

Aitchison TC, Sirel JM, Watt DC, MacKie RM. Prognostic trees to aid prognosis in patients with cutaneous malignant melanoma. *BJM* 1995; 311:1536-1539.

Al-Ghannam NA, Fahmi FM. Effect of direct realigning on stresses at the denture base and the metal frame of removable partial dentures. *J Contemp Dent Pract* 2005; 6:37-47.

Akaike, H. A new look at the statistical model identification. *IEEE Transactions on Automatic Control* 1974; 19:716–723.

Akca K, Cehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internalcone implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008; 28:391-399.

Akulwar R and Kodgi A. Non-rigid connector for managing pier abutment in FPD: A case report. *J Clin Diagn Res* 2014; 8: ZD12-13.

Altman DG, Royston P. What do we mean by validating a prognostic model? *Stat Med* 2000; 19:453-473.

Altman D, Vergouwe I, Royston P, Moons K. Prognosis and prognostic research: validating a prognostic model. *BMJ* 2009; 338: b605.

Applications of photoelasticity. *An Esp Odontoestomatol* 1968; 27: 397-398.

Argereau D, Pierrisnard L, Barquins M. Relevance of the finite element method to optimize fixed partial denture design. Part I. Influence of the

size of the connector on the magnitude of strain. *Clin Oral Invest* 1998; 2:36-39.

Babyak MA. What You See May Not Be What You Get: A Brief, Nontechnical Introduction to Overfitting in Regression-Type Models. *Psychosomatic Medicine* 2004; 66:411–421.

Banerjee S, Khongshei, Gupta T and Banerje A. Non-rigid connector: The wand to allay the stresses on abutment. *Contemp Clin Dent* 2011; 2:351-354.

Barreira Motta A, Pereira LC, R.C.C da Cunha Andreira, Pereira Duda F. The influence of the loading mode on the stress distribution on the connector region of metal-ceramis and all-ceramic fixed partial denture. *Artif Organs* 2008;32:283-291.

Bishop CM. Neural Networks for Pattern Recognition. *BMJ* 1995; 311:1536-1539.

Bohnenkamp DM. Replacmente of a fractured unilateral removable partial denture with a nonrigid fixed prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent* 1996; 75:591-593.

Borel J. C., J. Schittly, J. Ebrayat. Manual de prótesis parcial removible. 7ª Edición. Barcelona: Masson, 2001.

Bosman F. Between biting and swallowing. *Physiology of mastication. Ned Tijdschr Tandheelkd* 1995; 102:438-440.

Botelho MG, Dyson JE. Long-span fixed removable, resin-bonded fixed partial dentures: a retrospective, preliminary clinical investigation. *Int J Prosthodont* 2005; 18:371-376.

Bouwmeester W, Zuithoff NPA, Mallett S, Geerlings MI, Vergouwe Y, et al. (2012) Reporting and Methods in Clinical Prediction Research: A Systematic Review. *PLoS Med* 2012 9.1-12.

Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. *Angle Orthod* 1995; 65:367-372.

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

Buchner, D. M., and T. W. Findley. Research in physical medicine and rehabilitation: VIII. Preliminary data analysis. *Am J Phys Med Rehabil* 1990; 69: 154–169.

Cameron AC, Trivedi PK. Regression analysis of count data. Cambridge: Cambridge University Press, 1998.

Catálogo de CENDRES & MÉTAUX. CENDRES & MÉTTAUX IBÉRICA S.A. Madrid, 2004.

Cañada Madinazcoitia L, Del Río Highsmith J, Martínez Vázquez de Parga J. Tratamiento de pacientes parcialmente edéntulos con prótesis dentoimplantosoportadas. *Av Periodon Implantol* 2001; 13:9-17.

Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11:589-598.

Cehreli MC, Akca k. Narrow-diameter implants as a terminal support for occlusal three-unit FPDs: a biomechanical analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004; 24:513-519.

Chun-Li Lin and Jen-Chyan Wang. Nonlinear finite analysis of splinted implant with various connectors and occlusal forces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18:331-340.

Chun-Li Lin, Jen-Chyan Wang and Wen-Jen Chang. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19:107-117.

Chun-Li Lin, Jen-Chyan Wang and Yu-Chan Kuo. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *J Biomech* 2006; 39:453-463.

Chun-Li Lin, Shuh-Hao Chang, Jen-Chyan Wang and Wen-Jen Chang. Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. *J dent* 2006; 34:682-691.

Clark T, Altman D. Developing a prognostic model in the presence of missing data: an ovarian cancer case study *J Clin Epidemiol* 2003; 56:28–37.

Clelland NL, Papazoglou E, Carr AB, Gilat A. Comparisons of strains transferred to a bone simulate among implant overdenture bars with various levels of misfit. *J Prosthodont* 1995; 4:2443-2450.

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

Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *J Prosthodont* 1992; 1:24-28.

Clelland NL, Papazoglou E, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone stimulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. *J Prosthodont* 1995; 4:243-250.

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

Cohen SR, Orenstein JH. The use of attachments in combination implant and natural tooth fixed partial dentures: A technical report. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:230-234.

Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowies CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implants designs. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993; 13:540-549.

Dobson A, Barnett A. An introduction to generalized linear models. 3rd ed. New York: Chapman & Hall/CRC, 2008.

Dreiseita S, Ohno-Machadob L. Logistic regression and artificial neural network classification models: a methodology review. *J. Biomedical Inform* 2002; 35:352–359.

El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental Stress analysis of dental restorations. *Patr VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. J Prosthet Dent* 1970; 23:177-186.

Engelman MJ. *Clinical decision making and treatment planning in osseointegration. Barcelona: Quintessence, 1998.*

Ernest L. Millar. *Prótesis parcial removible. 2ª Edición. Mexico: Interamericana, 1988.*

Farah JW, Craig RG. Reflection photoelastic analysis of a dental bridge. *J Dent Res* 1971; 50:1253-9.

Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 2004; 32:451-457.

Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, et al. Single tooth bite forces in healthy adults. *J Oral Rehabil* 2004; 31:18-22.

Fields HW, Proffit WR, Case JC, Vig KW. Variables affecting measurements of vertical occlusal force. *J Dent Res* 1986; 65:135-138.

Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JR. Maximum clenching force of patients with moderate loss off posterior tooth support: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2002; 88:498-502.

Gill JR. Treatment planning for mouth rehabilitation. *J Prosthet Dent* 1952; 2:230-245.

Gonda T, Ikebe K, Ono T, Nokubi Y. Effect of magnetic attachment with stress braker on lateral stress to abutment tooth under overdenture. *J Oral Rehabil* 2004; 31:1001-1006.

Gowda BH, Babu CL. Connector design in a long-span-fixed dental prosthesis: A three-dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2013; 24:178-182.

Graf E, Schmoor C, Sauerbrei W, Schumacher M: Assessment and comparison of prognostic classification schemes for survival data. *Stat Med* 1999, 18:2529-2545.

Graubard BI, Korn EL. 2004. Predictive margins with survey data. *Biometrics* 2004; 55: 652–659.

Grobbée DE, Hoes AW. *Clinical Epidemiology- Principles, Methods and Applications for Clinical Research*. London: Jones and Bartlett Publishers, 2009.

Hamilton, LC.. *Regression with Graphics: A Second Course in Applied Statistics*. Belmont, Duxbury. 2009.

Hardin J, Hilbe J. *Generalized linear models and extensions*. 2nd ed. Texas: Stata Press, 2007.

Harrell F, Lee K, Mark D. Multivariate prognostic models: issues in developing models, evaluating assumptions and adequacy, and measuring and reducing errors. *Stat Med* 1996; 15:361-387.

Hayden J, Cote P, Bombardier C. Evaluation of the Quality of Prognosis Studies in Systematic Reviews *Ann Intern Med* 2006; 144:427-437.

Hemingway H, Riley RD, Altman DG. Ten steps towards improving prognosis research. *BMJ* 2010, 340: b4184.

Hemingway H, Croft P, Perel P, Hayden J, Abrams K, Timmis A et al. Prognosis research strategy (PROGRESS) 1: A framework for researching clinical outcomes *BMJ* 2013;346:e5595.

Hendriksen JMT, Geersing GJ, Moons KGM, de Groot JAH. Diagnostic and prognostic prediction models. *J Thromb Haemost* 2013; 11 Suppl. 1: 129–141.

Hernández G, Ferrús J, Bascones A. Ferulizaciones diente-implante. *Av Periodon Implantol* 2005; 17:165-174.

Hilbe J. *Negative binomial regression*. Cambridge: Cambridge University Press, 2007.

Hingorani A, Van der Windt D, Riley RD, Abrams K, Moons K, Steyerberg E et al Prognosis research strategy (PROGRESS) 4: Stratified medicine research. *BMJ* 2013; 346: e5793.

Hug S, Mantokoudis D and Mericske-Stern R. Evaluación clínica de 3 concepciones de sobredentadura sobre restos radiculares e implantes: Resultados tras 2 años. *Int Quintessence* 2006; 8: 396-409.

Hulley SB, Cumming SR, Browner WS, Newmann TB. *Designing Clinical Research*, 3ed. Baltimore: Lippincot-Williams and Wilkins, 2006.

Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lunds Ps. Evaluation of three impresion techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1993; 69:503-509.

Janssen KJM, Moons KGM, Kalkman CJ, Grobbee DE, Vergouwe Y. Updating methods improved the performance of a clinical prediction model in new patients. *J Clin Epidemiol* 2008; 61:76-86

Jiménez López V. *Prótesis sobre implantes: oclusión, casos clínicos y laboratorio*. Barcelona: Quintessence, 1993.

Jiménez López V. *Rehabilitación oral en prótesis sobre implantes*. Barcelona: Quintessence, 1998.

Johanson M, Mosharraf S, Karlsson S, Carlsson GE. A dental laboratory study of the dimensions of metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2000; 8:75-78.

José Javier Echeverría García, Josep Pumarola Suñé. *El Manual de Odontología*. 2ª Edición. Barcelona: Elsevier Doyma. 2008.

Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996; 27:701-706.

Kawamoto K, Houlihan CA, Balas EA, Lobach DF. Improving clinical practice using clinical decision support systems: a systematic review of trials to identify features critical to success. *BMJ* 2005. 330(7494): 765.

Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analysis of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dent* 1999; 8:141-151.

Kishen A, Asundi A. Photomechanical investigation on the stress-strain relationship in dentine macrostructure. *J Biomed Opt* 2005;10: 034010.

Kishen A, Asundi A. Advanced digital photoelastic investigations on the tooth-bone interface. *J Biomed Opt* 2001; 6:224-230.

Kleimbaum D, Kupper L, Morgenstern H. Measures of association (pp 140-158). In: *Epidemiology research. Principles and quantitative methods*. New York, 1982.

Kleinfelder JW, Ludwigt K. Maximal bite force in patients with reduced periodontal tissue support with and without splinting. *J Periodontol* 2002; 73:1184-1187.

Korioth TW, Waldron TW, Versluis A, Schulte JK. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *J Biomech* 1997; 3:631-633.

Koutayas SO, Kern M, Ferrarresso F, Strub JR. Influence of framework design on fracture strength of mandibular anterior all-ceramic resin-bonded fixed partial denture. *Int J Prosthodont* 2002; 15:223-229.

Kratochvil FJ, Thompson WD, Caputo AA. Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial overdenture. *J Prosthet Dent* 1981; 46:21-28.

Laundry KE, Johnson PF, Parks VJ, Pelleu GB Jr. A photoelastic study to determine the location of the non-rigid connector in a five-unit intermediate abutment prosthesis. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 454-457.

Laupacis A, Sekar N, Stiell IG. Clinical prediction rules. A review and suggested modifications of methodological standards. *JAMA* 1997; 277:488-494.

Laurell L. Occlusal forces and chewing ability in dentitions with cross-arch bridges. *Swed Dent J Suppl* 1985; 26: 160p.

Lill W, Matejka M, Rambousek K, Watzek G. The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility. *Inter J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3:281-286.

Long, J. S. *Regression Models for Categorical and Limited Dependent Variables*. Thousand Oaks: Sage.1997.

López Álvarez JL. *Técnicas de laboratorio en prótesis fija*. 1ª Edición. Madrid: Gráficas Martacolor S.A, 1987.

Lundgren D, Laurell L. Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-anterior extension. I. Bilateral end abutments. *J Oral Rehabil* 1986; 13:57-71.

Machin D, Campbell M, Walters S. *Medical Statistics*, 4th Edition. West Sussex: John Wiley & Sons. 2007.

Maeda Y, Horisaka M, Yagi K. Biomechanical rationale for a single implant-retained mandibular overdenture: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19:271-275.

Mallat Desplats E. *Prótesis parcial removible y sobredentadura*. 1ªed. Madrid: Elsevier, 2004.

Mallet S, Royston P, Waters R, Dutton S, Altman D. Reporting performance of prognostic models in cancer: a review. *BMC Med* 2010; 8:21-31.

Markley MR. Broken-stress principle and design in fixed bridge prosthesis. *J Prosthet Dent* 1951; 1:416-423.

McGinn TG, Guyatt GH, Wyer PC, Naylor CD, Stiell IG, Richardson WS. Users' guides to the medical literature: XXII: how to use articles about clinical decision rules. *JAMA* 2000; 284:79-84.

McGlumphy EA, Campagni WV, Peterson LJ. A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *J Prosthet Dent* 1989; 62:586-593.

Meyer C, Kahn JL, Boutemi P, Wilk A. Photoelastic analysis of bone deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. *J Oral Craniomaxillofac Surg* 2002; 30:160-169.

Misch CE. *Prótesis dental Sobre Implantes*. 1º edición. Madrid: Elsevier. 2007.

Miura H, Watanabe S, Isogai E, Miura K. Comparison of maximum bite force and dentate status between healthy and frail elderly persons. *J Oral Rehabil* 2001; 28:592-595.

Möllers K., Pätzold W., Parkot D., Kirsten A., Güth J.. Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: A finite element study. *Dent Mater* 2011; 27:171-175.

Moons K, Royston P, Vergouwe Y, Grobbee D, Altman D Prognosis and prognostic research: what, why, and how? *BMJ* 2009; 338: b375.

Moons K, G Altman D, Vergouwe Y, Royston P. Prognosis and prognostic research: application and impact of prognostic models in clinical practice *BMJ* 2009; 338:b606.

Moons K, Kengne AP, Grobbee DE, Royston P, Vergouwe Y, Altman DG . Risk prediction models: II. External validation, model updating, and impact assessment. *Heart* 2012; 98:691–698.

Moulding MB, Holland GA, Sulik WD. Photoelastic stress analysis of supporting alveolar bone as modified by nonrigid connectors. *J Prosthet Dent* 1988; 59:263-274.

Moulding MB, Holland GA, and Sulik WD. An alternative orientation of nonrigid connectors in fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1992; 68:236-238.

Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Aspectos protésicos y satisfacción del paciente con sobredentaduras inferiores retenidas por dos implantes: estudio clínico aleatorio de 10 años. *Int Quintessence* 2005; 7:160-169.

Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil* 2001; 28:485-491.

Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 495-502.

Ogawa T, Koyano K, Umemoto G. Inclination of the occlusal plane and occlusal guidance as contributing factors in mastication. *J Dent* 1998; 26:641-647.

Ogawa T, Koyano K, Suetsugu T. Correlation between inclination of occlusal plane and mastication movement. *J Dent* 1998; 26:105-112.

Oruc S, Eralsan O, Tukay A and Atay A. Stress Analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments. *J Prosthetic Dent* 2008; 99:185-192.

Özcelik T, Ersoy E, Yilmaz B. Biomechanical evaluation of tooth- and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: A finite element analysis. *J Prosthodontics* 2011; 20:16-28.

Pastor-Barriuso R. *Bioestadística*. Madrid: Centro Nacional de Epidemiología, Instituto de Salud Carlos III, 2012.

Peat, G., Riley RD, Croft P, Morley K, Kyzas P, Moons K et al. Improving the Transparency of Prognosis Research: The Role of Reporting, Data Sharing, Registration, and Protocols. *PLoS Med* 2014; 11: e1001671.

Pearl J. *Probabilistic Reasoning in Intelligent Systems*. San Mateo, CA: Morgan-Kaufmann, 1988.

Peek N, Abu-Hanna A. Clinical prognostic methods: trends and developments *Journal of Biomedical Informatics* 2014; 48:1-4.

Peñarrocha M. *Implantología oral*. Barcelona: Ars Médica, 2001.

Prombonas AE, Vlissidis DS. Comparison of the midline stress fields in maxillary and mandibular complete denture: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 95:63-70.

Prombonas AE, Vlissidis DS. Effects of the position of artificial teeth and loads levels on stress in the complet maxillary denture. *J Prosthet Dent* 2002; 88:415-422.

Prombonas AE, Vlissidis DS. Comparison of midline stress fields in maxillary and mandibular complete dentures: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 95:63-70.

Raftery, A. E. *Bayesian model selection in social research*. Oxford: Marsden. 1995.

Reilly BM, Evans AT. Translating clinical research into clinical practice: impact of using prediction rules to make decisions. *Ann Intern Med* 2006; 144:201–209.

Rhoads JE, Rudd KD, Morrow RM. *Procedimientos en el laboratorio dental*. Tomo II. Prótesis fija. Barcelona: Salvat, 1988.

Ridwaan O, Abduljabbar T, Al-Ali K, Smyth M, El-Agouri R. Dimensions of metal framework components of metal-ceramic fixed partial dentures constructed in a dental school setting. *Quintessence Int* 2004; 35:820-805.

Riley RD, Hayden JA, Steyerberg EW, Moons KGM, Abrams K, et al. (2013) Prognosis Research Strategy (PROGRESS) 2: Prognostic Factor Research. *PLoS Med* 2013; 10: e1001380.

Rodríguez F, López E, Abecía LC, Herruzo R. Estudios de cohortes. En: *Medicina Preventiva y Salud Pública* (Ed. Piédrola Gil). Elsevier Masson, Barcelona, 2008

Rothwell PM, Mehta Z, Howard SC, Gutnikov SA, Warlow CP. Treating individuals 3: from subgroups to individuals: general principles and the example of carotid endarterectomy. *Lancet* 2005; 365:256-265.

Royston P, Moons K, Altman D, Vergouwe Y. Prognosis and prognostic research: Developing a prognostic model. *BMJ*.2009;31; 338:b604

Salinas-Rodríguez A, Manrique-Espinoza B, Sosa-Rubí SG. Análisis estadístico para datos de conteo: aplicaciones para el uso de los servicios de salud. *Salud Publica Mex* 2009; 51:397-406.

Savion I, Saucier CL, Rues S. The pier abutment: A review of the literature and a suggested mathematical model. *Quintessence Int* 2006; 37: 345-52.

Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 2000; 84:327-334.

Schlumberger TL, Bowley JF, Maze GI. Intrusion Phenomenon in combination tooth-implant restorations: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80:199-203.

Schwarzer G, Vach W, Schumacher M. On the misuses of artificial neural networks for prognostic and diagnostic classification in oncology, *Stat Med* 2000; 19:541-561.

Searle, S. R., F. M. Speed, and G. A. Milliken. Population marginal means in the linear model: An alternative to least squares means. *Am. Stat* 1980; 34:216–221.

Shillingburg HT, Fisher DW. Non-rigid connectors for fixed partial dentures. *J Am Dent Assoc* 1973; 87:1195-1198.

Shillingburg HT, S Hobo, LD Whitsett. *Fundamentos de prostodoncia fija*. Mexico DF: Quintessence, 1990.

Silabus De Extensiometría. Grupo De Medidas Ibéricas S.L. Madrid: Grupo De Medidas Ibéricas. 1992.

Spikermann H. *Atlas de implantología*. Barcelona: Masson, 1995.

Stafford GD, Griffiths DW. Investigation of the strain produced in maxillary complete denture in function. *J Oral Rehabil* 1979; 6:241-256.

Standlee JP, Caputo AA. Load transfer by fixed partial dentures with three abutments. *Quintessence Int* 1988; 19:403-410.

Stata v12. StataCorp. Texas, USA. 2011.

Steyerberg E, Vickers A, Cook N, Gerds T, Gonen T, Obuchowski N, Pencina M, Kattan M. Assessing the performance of prediction models: a framework for some traditional and novel measures. *Epidemiology* 2010; 21:128–138.

Steyerberg EW, Moons KGM, van der Windt DA, Hayden JA, Perel P. Prognosis Research Strategy (PROGRESS) 3: Prognostic Model Research. *PLoS Med* 2013; 10: e1001381.

Sutherland JK, Holland GA, Sluder TB, White JT. A photoelastic study of the stress distribution in bone supporting fixed partial dentures of rigid and nonrigid design. *J Prosthet Dent* 1980; 44:616-23

Thayer HH, Caputo AA. Occlusal force transmission by overdenture attachments. *J Prosthet Dent* 1979; 41:266-271.

Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil* 1998; 25:681-686.

Trusheim MR, Berndt ER, Douglas FL. Stratified medicine: strategic and economic implications of combining drugs and clinical biomarkers. *Nat Rev Drug Discov* 2007; 6:287-293.

Tukey J W. *Exploratory Data Analysis*. Reading, MA: Addison–Wesley. 1977.

Van Calster B, Vickers A, Pencina M, Baker S, Timmerman D, Steyerberg E. Evaluation of markers and risk prediction models: Overview of relationships between NRI and decision-analytic measures *Med Decis Making* 2013; 33:490–501.

Van der Gaag LC. Bayesian belief networks: odds and ends. *Comput J*, 1996; 39: 9-113.

Van Gerven M, Taal B, Lucas P. Bayesian networks as prognostic models for clinical patient management. *J Biomed Inform* 2008; 41:515–529.

Vergouwea Y, Royston P, Moons K, Altman D. Development and validation of a prediction model with missing predictor data: a practical approach. *J Clin Epidemiol* 2010; 63:205-214.

Vickers A, Elkin E. Decision curve analysis: a novel method for evaluating prediction models. *Med Decis Mak* 2006; 26:565–574.

Vickers A, Cronin A, Elkin E, Gonen M. Extensions to decision curve analysis, a novel method for evaluating diagnostic tests, prediction models and molecular markers. *BMC Med Inform Decis Mak* 2008, 8:53 .

Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994; 78:22-7.

Wichelhaus A, Huffmeier S, Sander FG. Dynamic functional force measurements on an anterior bite plane during the night. *J Orofac Orthop* 2003; 64:417-425.

Williams, R. 2012. Using the margins command to estimate and interpret adjusted predictions and marginal effects. *Stata Journal* 12: 308–331.

Wooldridge J M. 2010. *Econometric Analysis of Cross Section and Panel Data*. 2nd ed. Cambridge,: MIT Press, 2010.

Yamamoto K, Hirokawas S, Kawada T. Strain distribution in the ligament using photoelasticity. A direct application to the human ACL. *Med Eng Phys* 1998; 20:161-168.

Yamamoto K, Hirokawas S, Kawada T. circumferential measurement and analysis of strain distribution in the human ACL using a photoelastiic coating method. *J Biomech* 2001; 34:1135-1143.

Ziada HM, Orr JF, Benington IC: Photoelastic stress analysis in a pier retainer of an anterior resin-bonded fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1998; 80:661-665.