



Medalla y
Encomienda
Orden Civil
de Sanidad

Prof. Dr. E. Jiménez-Castellanos B.
Catedrático de Universidad
Departamento de Estomatología
noviembre de 2014
Facultad de Odontología

Fecha: Sevilla, a 11 de

D. EMILIO JIMÉNEZ-CASTELLANOS BALLESTEROS, Doctor en Medicina y Cirugía y Catedrático de Prótesis Estomatológica adscrito al Departamento de Estomatología de la Universidad de Sevilla

CERTIFICA

Que el trabajo titulado, **“Fracturas en Prótesis Híbrida implantosoportada. Estudio retrospectivo”** desarrollado por D. Javier Ventura de la Torre, para optar al Grado de Doctor por la Universidad de Sevilla ha sido realizado bajo mi dirección, cumpliendo a mi juicio los requisitos imprescindibles para ser presentado para su Lectura y Defensa

Y para que así conste donde proceda y a los efectos oportunos firmo el presente documento en Sevilla a

Fdo: Emilio Jiménez Castellanos B.

"Mira como golpea la roca el picapredero, tal vez un centenar de veces, sin lograr hacerle mella. Pero al centésimo primer golpe la parte en dos, y yo sé que no lo logró el último martillazo, sino todos los anteriores"

Jacob Riis

ÍNDICE

ÍNDICE.....	4
I. INTRODUCCIÓN.....	7
1. JUSTIFICACIÓN.....	8
2. REVISIÓN TEMÁTICA.....	11
a. Antecedentes históricos.....	11
b. Denominación y concepto.....	20
c. Complicaciones mecánicas de la prótesis híbrida...22	
d. Factores relacionados con el comportamiento clínico de la prótesis y su pronóstico.....	31
II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	47
III. OBJETIVO	51
IV. MATERIAL Y MÉTODO	55
I. SELECCIÓN DE LA MUESTRA	56
II. RECOGIDA DE DATOS	62
III. PROCESADO Y ANÁLISIS DE DATOS	64
V. RESULTADOS	66
I. ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LA MUESTRA	67
II. ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LOS RESULTADOS	71
III. ANÁLISI DESCRIPTIVO INFERENCIAL	77
VI. DISCUSIÓN	81
I. DISCUSIÓN SOBRE LA MUESTRA	82
II. DISCUSIÓN SOBRE EL MÉTODO	83

III.	DISCUSIÓN SOBRE LOS RESULTADOS	87
VII.	CONCLUSIONES	96
VIII.	BIBLIOGRAFÍA	99
IX.	ANEXO	108

I. INTRODUCCIÓN

1. JUSTIFICACIÓN

Desde que comenzó mi andadura profesional allá por el año 2003, hasta el momento presente, muchos aspectos han cambiado.

Habiendo comenzado mis primeras experiencias laborales como dentista general, mi gusto preferente por la Prótesis Estomatológica y mis esfuerzos de aprendizaje sobre la misma, dirigieron mis pasos hasta la clínica en la que desarrollo actualmente mi trabajo desde hace 8 años, cuyo objetivo es de forma preferente y casi exclusiva la Rehabilitación Protética del Aparato Estomatognático mediante prótesis dento o Implantosoportada.

No sólo mi quehacer profesional ha experimentado cambios. Los avances en la Odontoestomatología moderna, y más concretamente, en el campo de la Prótesis sobre Implantes, han puesto al alcance de muchos profesionales, y consecuentemente de sus pacientes, una alternativa terapéutica cada vez más eficaz para la reposición de los dientes perdidos o ausentes: los implantes dentales. En los últimos años, se ha multiplicado exponencialmente la utilización de este recurso terapéutico y aunque se trata de una técnica avalada científicamente, no está exenta de riesgos, incidencias y complicaciones que pueden presentarse en cualquier momento desde su ubicación quirúrgica en el paciente.

Estas posibles complicaciones, que a veces tratamos con cierta “asepsia” desde el punto de vista científico, suponen, sin embargo, un importante

desasosiego para el paciente en primer lugar, y no menos para el profesional, cuando les obliga a presentarse “de urgencias” en el correspondiente centro sanitario.

De entre todas ellas, tengo el penoso privilegio de enfrentarme a una con alarmante frecuencia: las fracturas en las prótesis híbridas implantosoportadas que son el objeto de esta tesis.

Aunque la rehabilitación mediante prótesis híbridas fueron propuestas por el Dr. Brånemark en los años 70, la preocupación por otros aspectos de una relevancia, aparentemente mayor, como la osteointegración exitosa de los implantes, el acortamiento de los tiempos de carga, o la supervivencia de los mismos a lo largo del tiempo, han hecho que la incidencia de fracturas en la prótesis sea un aspecto, llamémosle, de menor trascendencia al que no se le ha prestado, a mi juicio, la suficiente atención.

Hoy en día, la mejora entre otros aspectos, de los procedimientos diagnóstico-quirúrgicos ha hecho que tanto el profesional como el paciente, asuman que la integración implantaría es un suceso que normalmente ocurre con éxito, lo que ha variado el centro de atención a complicaciones, supuestamente menores como la aparición de fracturas en las prótesis, en algunos casos con un compromiso estético importante, aumentando exponencialmente el descontento de los pacientes por dicha situación.

Los antecedentes expuestos sentaron las bases que justificaron mi interés por el tema, en un doble intento, de cumplir por un lado con mi deseo de acceder al máximo escalón académico y de otro ahondar en el conocimiento científico-técnico que me permita mejorar mi práctica clínica profesional.

2. REVISIÓN TEMÁTICA

2a) ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Es un hecho conocido que el descubrimiento de la osteointegración se produjo de forma fortuita durante unas investigaciones que comenzaron a realizarse en 1952 con estudios microscópicos in situ de la médula ósea del peroné de conejo¹.

A comienzo de los años 60, para seguir la evolución de la médula y el hueso se implantaron cámaras de titanio, en lugar de las de tantalio que normalmente se utilizaban, porque parecía tener unas mejores características mecánicas y de superficie para su implantación en un medio biológico. En el momento de retirar las cámaras, la estructura de titanio se había incorporado al hueso y no resultó posible su exéresis. Se comprobó de este modo que había ocurrido una verdadera osteointegración.

Tras este descubrimiento, surge la idea de crear un sustituto de las raíces dentales que se pudiera anclar al hueso. Se comprobó que un implante, insertado en el hueso medular, y dejado cicatrizar inmobilizado y sin exponerlo a cargas, acababa rodeado por un recubrimiento de hueso compacto, tal y como se puso de manifiesto en estudios experimentales en perros².

En base al éxito obtenido en estos estudios experimentales, el primer paciente totalmente edéntulo fue tratado en 1965, utilizando una técnica en dos fases.

Entre los años 1965 y 1980, investigadores de la Universidad de Goteborg, colocaron 2768 implantes en 410 arcadas edéntulas, tanto maxilares como mandibulares, en un total de 371 pacientes consecutivos. Se pudieron colocar 405 prótesis implantosoportadas. Se obtuvieron unas tasas de osteointegración para los implantes colocados en maxilar superior del 81%, y del 91% en mandíbula³. La técnica protésica empleada se describe en un artículo de la época de Lundqvist y Carlsson⁴.



Figura 1: Prótesis para rehabilitación completa implantosoportada inferior en metal-resina según diseño clásico de Brånemark. **Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T.** Prótesis tejido-integradas; la oseointegración en la Odontología clínica. Reimpresión especial. Barcelona: Quintessence S.L.;1999

En los años siguientes, el mismo grupo de autores^{5,6} continuó ampliando su estudio con un período de seguimiento de hasta 24 años, con un total de 4636 implantes colocados en 700 pacientes para la rehabilitación de 759

arcadas. Más del 95% de los maxilares continuaban teniendo prótesis estables a los 10 años, y un 92% a los 15 años, así como un 99% en el caso de las prótesis mandibulares.

Esta nueva modalidad de tratamiento, debidamente contrastada, y tras unos períodos suficientemente largos de experimentación, no sólo satisficieron, sino que también superaron con creces, los requisitos interpuestos por la Conferencia de Consenso de Harvard de 1978⁷ para determinar el éxito de los nuevos procedimientos terapéuticos con implantes dentales.

Jemt⁸, también del grupo de Goteborg, en el año 1991, realiza el seguimiento de las complicaciones acontecidas durante el primer año de permanencia en boca de hasta 380 prótesis, siendo los más relevantes los problemas fonéticos y las fracturas, que en las prótesis superiores se produjeron en hasta un 14% de los casos durante los primeros doce meses.

A partir de este momento, muchos autores publican los resultados obtenidos en experiencias terapéuticas similares con diferentes períodos de seguimiento y utilizando distintos materiales de confección que modificaban en algunos aspectos el protocolo de tratamiento establecido anteriormente por el grupo de Brånemark.

Naert y cols.⁹ del grupo de Leuven (Bélgica) en el año 1992, realizaron el seguimiento de hasta 7 años, de 99 prótesis implantosoportadas completas,

incluyendo 3 materiales diferentes de confección: porcelana, composite modelado sobre metal, y dientes prefabricados de resina, así como 3 materiales diferentes para la estructura: aleación de paladio-plata, oro tipo IV, y fibra de carbono reforzado. Las tasas de fracasos acumuladas a los 7 años fueron del 4,9% para las prótesis colocadas en mandíbula, y del 10,1% para el maxilar superior.

Hulterström y Nilsson¹⁰, del grupo de Uppsala (Suecia) en el año 1994, publican los resultados recogidos de 66 casos tratados con prótesis implantosoportadas completas de metal-resina, pero utilizando aleación de cromo-cobalto colado como alternativa a las aleaciones nobles de oro propuestas por Brånemark. El objetivo era encontrar una opción terapéutica más económica, a la vez que una mejora en las propiedades mecánicas de la estructura. El periodo de observación fue de entre 6 meses y 3 años. La supervivencia de las prótesis fue del 100%, y no se encontraron reacciones anómalas en los tejidos circundantes, relacionadas con el material.

El año siguiente, 1995, Bergendal y Palmqvist³⁹ publican los resultados obtenidos en un estudio multicéntrico, en el que se testa el comportamiento clínico de otro material para las estructuras de prótesis implantosoportadas completas de metal-resina; en este caso titanio soldado con láser. La muestra era de 93 pacientes, con 100 prótesis, seguidos durante 2 años. Aunque los resultados fueron calificados como prometedores, lo cierto es

que se produjeron más pérdidas implantarias y complicaciones prostodóncicas como fracturas de dientes, en comparación con las prótesis convencionales coladas de metal-noble.

Makkonen y cols¹¹. de Turku (Finlandia), en el año 1997, publican los resultados obtenidos tras 5 años de seguimientos, en pacientes desdentados inferiores rehabilitados con prótesis fija metal-resina o sobredentadura, sobre implantes Astra Tech. Tan sólo se produjo el fracaso de una de las trece prótesis fijas, por fractura completa de la estructura que era de aleación de oro.

Del mismo modo, el año siguiente, el grupo de Arvidson¹² de Estocolmo (Suecia), realiza otro estudio prospectivo a 5 años de seguimiento en mandíbulas edéntulas de 109 pacientes tratadas con prótesis fija de metal-resina sobre implantes Astra Tech. A los 5 años, la supervivencia de la prótesis en boca de los 91 pacientes que completaron el seguimiento, era del 100%.

En 1998, Jemt y cols.¹³ publican nuevos resultados para las estructuras de titanio soldado con láser en un estudio multicéntrico prospectivo de 2 años de seguimiento, que compara el comportamiento clínico de 28 pacientes tratados con prótesis implantosoportadas de metal-resina con este material y un grupo control de 30 pacientes con estructuras convencionales coladas

de oro, concluyendo que el comportamiento clínico en cuanto a supervivencia y complicaciones era similar en ambos casos.

Al año siguiente, el grupo de estudio de la clínica Brånemark, liderado por Örtorp¹⁴ y algunos de los autores del estudio anterior, publican sus resultados de prótesis metal-resina con estructura de titanio soldado en comparación con las estructuras convencionales de oro. La muestra era significativamente mayor, con un grupo test de 155 pacientes, y un grupo control de 53 con un período de seguimiento que alcanzó los 5 años. Aunque los primeros casos reflejaron más complicaciones por inexperiencia en la técnica de trabajo, los resultados finalmente para un tipo y otro de prótesis, fueron equiparables.

Con el cambio de siglo, aparecen los primeros estudios de seguimiento de prótesis implantosoportadas de metal-resina con estructuras CAD-CAM. Dos autores, Torsten Jemt y Anders Örtorp publican una serie de estudios acerca de la utilización de estructuras de titanio mecanizado^{15,16} para la confección de estas prótesis desde el año 1999¹⁷ hasta la actualidad, con un seguimiento de hasta 10 años¹⁸.

Ya desde el primer año de función de este tipo de prótesis con estructuras de titanio mecanizado (tras comparar 67 casos con un grupo control de 62 prótesis confeccionadas con aleaciones de oro colado), se concluye que el comportamiento clínico y radiográfico es equiparable, y que

por tanto, el titanio mecanizado es una alternativa válida para la confección de este tipo de rehabilitaciones¹⁹.

Las mismas conclusiones, o similares, son expresadas tras 3²⁰ y 5 años²¹ de seguimiento del mismo estudio hasta llegar al último de 10 años de evolución, apuntando una mayor incidencia de fracturas de dientes acrílicos en el grupo control (aleación de oro colada) y en la arcada superior.

Otros autores también expresan sus conclusiones tras experiencias similares. Así Moberg y cols²². publican en 2001 un estudio prospectivo aleatorizado en el que se comparan este tipo de rehabilitaciones metal-resina sobre implantes ITI y Brånemark en 40 pacientes, siendo las primeras confeccionadas con estructuras de titanio colado, y las segundas con estructuras mecanizadas del mismo metal. El seguimiento fue de 3 años, y no se encontraron diferencias significativas relacionadas con el sistema implantario, ni con el material de confección de las estructuras.

La supervivencia del sistema de implantes ITI también es testado en un estudio a dos años de Bergkvist y cols²³ de 2004, sobre 25 pacientes tratados en el maxilar superior completamente edéntulo y rehabilitados con prótesis atornilladas de metal-resina (14 pacientes), y metal-porcelana (11 pacientes). El estudio concluye que se trata de una modalidad de tratamiento fiable, a pesar de las complicaciones protésicas frecuentemente

encontradas, como las fracturas de dientes en 7 de las 14 prótesis de metal-acrílico.

Aunque hasta ahora, todos los estudios mencionados son de autores y universidades europeas, también en América, con algunos años de demora se populariza el uso de los implantes dentales, y las rehabilitaciones implantosoportadas de metal-resina en el desdentado total.

El primer estudio clínico con implantes en Norteamérica se realizó entre finales de la década de los 70 y mediados de los 80. Los resultados de este estudio fueron publicados por George Zarb y cols.^{24,25,26} en una serie de tres artículos, y actualizados hasta en el año 2004 por Nikolai Attard y el propio Zarb²⁷. En el estudio, 45 pacientes fueron tratados con implantes Brånemark, soportando un total de 47 prótesis fijas metal-resina, la mayoría inferiores. El 71% de los pacientes pudo ser revisado hasta 20 años. La longevidad de las prótesis para este grupo de pacientes fue de 8,39 años \pm 5,30, teniéndose que repetir las prótesis, por fractura de la estructura, en 10 casos y por desgaste excesivo de los dientes en el resto. De media cada paciente llevó 2,27 prótesis distintas, con un rango de 1 a 4. Los autores hacen hincapié en la importante demanda de mantenimiento y reparaciones que fueron necesarias durante el período de seguimiento, siendo éste un factor crucial a tener en cuenta a la hora de indicar este tipo de rehabilitaciones.

Según hemos ido viendo, los dientes prefabricados de resina y el recubrimiento acrílico de la prótesis fue el material de elección para la confección de las rehabilitaciones completas implantosoportadas, no obstante, otros materiales de recubrimiento han sido utilizados rutinariamente en muchos casos, como los composites modelados directamente sobre la estructura metálica^{9,28}, o más frecuentemente la porcelana, reflejando un menor número de fracturas de estos materiales en comparación con los dientes de resina^{37,38}. A pesar de ello, la idea de utilizar un material de recubrimiento más rígido, se traduce en la generación de un mayor stress transmitido en el hueso periimplantario con la consecuente sobrecarga del mismo²⁹, por lo que se ha recomendado clásicamente la utilización de un material resiliente, con mayor capacidad de absorción de los impactos, tal y como sucede con la resina acrílica.

2b) DENOMINACIÓN y CONCEPTO

La relevancia que los estudios realizados por Zarb y colaboradores en la Universidad de Toronto tuvo en su época fue mayúscula, hasta el punto de que a partir del momento de su publicación en el año 1990, se popularizó la denominación de este tipo de prótesis implantosoportada de metal-resina en el desdentado total como “Prótesis de Toronto”, en detrimento de la denominación de “Prótesis Tejido-integrada” o “Prótesis de Anclaje Óseo Completo” que se venía utilizando con anterioridad desde los primeros estudios mencionados del Profesor Brånemark.

En nuestro medio, y con posterioridad, el término de “Prótesis Híbrida” se impone, y es el que a partir de este momento será utilizado en el desarrollo de la presente tesis. Hace referencia según Besimo³⁰ a una combinación de diseños protésicos descritos por el autor como *“el anclaje rígido de una prótesis removible, usando implantes ferulizados”*. Aunque otros autores como LoCascio y Salinas³¹ lo utilizan en referencia a la combinación de diferentes materiales, incluyendo la cerámica, lo cierto es que el término suele utilizarse casi exclusivamente para las prótesis confeccionadas con una estructura metálica de cualquier naturaleza, y un recubrimiento con dientes prefabricados y acrílico para aglutinarlos a todos, siendo esta prótesis atornillada y no cementada ni con sistemas

telescopicos, como es el caso de la prótesis híbrida, antes mencionada, propuesta por Besimo.

Aunque algunos autores también se refieren a ella como “prótesis en extensión”, (*“implant-supported fixed cantilever prostheses”*) porque originalmente este tipo de prótesis fue diseñada por Brånemark con unas extensiones distales para evitar colocar los implantes por encima de los canales del nervio dentario en la arcada inferior, lo cierto es que la presencia o no de una extensión distal no es una *conditio sine qua non* para tener en consideración a la hora de identificar este tipo de prótesis.

La prótesis híbrida, por tanto, la podríamos identificar y definir como una prótesis implantosoportada fija, atornillada, confeccionada con una estructura metálica recubierta por acrílico con dientes prefabricados, para la rehabilitación de una arcada completamente edéntula, pudiendo ésta tener unas extensiones distales (ménsulas o cantilevers) de longitud variable.

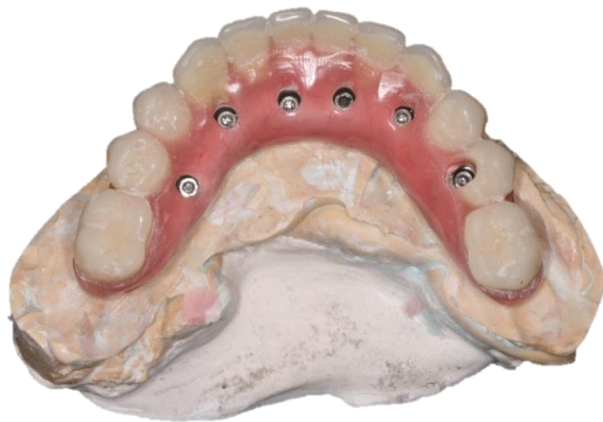


Figura 2: vista oclusal de una prótesis implantosoportada híbrida inferior. Obsérvese la presencia de extensiones distales (ménsulas o cantilevers) en ambos lados de la misma.

2c) COMPLICACIONES MECÁNICAS DE LA PRÓTESIS HÍBRIDA

En su revisión sobre riesgos mecánicos y técnicos en la terapia con implantes, Salvi y Brägger³² diferencian entre:

1. Riesgo mecánico: sería el riesgo de sufrir una complicación o un fallo de un componente prefabricado debido a la acción de las fuerzas mecánicas
2. Riesgo técnico: sería el riesgo de sufrir una complicación o un fallo en los materiales o estructuras fabricados en el laboratorio.

Por otro parte, también apuntan diferencias entre lo que se puede considerar supervivencia y éxito:

3. Supervivencia: es definida como la presencia de los implantes, pilares y/o supraestructuras in situ en su forma original durante las visitas de seguimiento, habiendo sufrido o no complicaciones
4. Éxito: es definido igualmente como la presencia de los implantes, pilares y/o supraestructuras in situ, pero sin ningún tipo complicación mecánica o técnica durante todo el período de seguimiento.

El primer autor en centrar un estudio sobre los fallos y complicaciones de prótesis híbridas implantosoportadas en el desdentado total fue Gunnar Johansson³³ en el año 1990, que realizó un seguimiento medio de 5 años

sobre 50 prótesis híbridas, encontrando que el problema más frecuente era la fractura de dientes yacrílico, que experimentaron el 22% de los pacientes.



Figura 3: primera documentación gráfica de una fractura de los dientes y recubrimientoacrílico, en un estudio centrado en la incidencia de complicaciones mecánicas en las prótesis híbridas implantosoportadas. **Johansson G, Palmqvist S.** Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 89-92

Torsten Jemt⁸ en el año 1991, tras realizar un seguimiento multicéntrico de 380 prótesis durante un año tras su colocación, igualmente concluye que el problema mecánico encontrado con más frecuencia fue la fractura de los dientes deacrílico, en 13 de las prótesis superiores (14%) y en 5 de las inferiores (1,7%).

El autor también apunta una alta incidencia de problemas fonéticos, aunque estos suelen ser transitorios³⁴ y se resuelven en su mayor parte durante este primer año, tal y como refleja el mismo autor en un estudio retrospectivo posterior³⁵a 5 años, en el que se vuelve a concluir que las fracturas de dientes son el problema más común que acontece en este tipo

de prótesis, recogiendo una incidencia sobre 90 prótesis híbridas de 89 fracturas en este periodo de tiempo.

Esta alta incidencia de fracturas de dientes y acrílico es igualmente registrada por otros autores a lo largo de los años. Hemmings³⁶ en el año 1994, tras un estudio comparativo a 5 años entre 25 prótesis híbridas y 25 prótesis implantorretenidas (sobredentaduras), todas en arcada inferior, concluye que si bien, en el primer año las complicaciones registradas son más frecuentes en las prótesis removibles, tras este período de tiempo, las complicaciones y necesidades de mantenimiento son mayores para las prótesis fijas, encontrando que la fractura de tornillos protésicos es el problema técnico encontrado con más frecuencia, seguido de la fractura de los dientes y componentes acrílicos.

Ese mismo año Carlson³⁷, presenta un estudio multicéntrico en el que se recogieron todas las visitas de rutina o de urgencia relacionadas con cualquier tipo de prótesis sobre implantes que ocurrieron durante 2 meses. Las complicaciones encontradas fueron variadas, pero las más frecuentes fueron las fracturas de acrílico, particularmente en arcada superior y arcada completa. De las 170 complicaciones que se registraron, el 60%, estaban relacionadas con el acrílico, aunque no diferenciaban entre los tipos de prótesis en las que pudieron darse.

En el año 1999, Goodacre³⁸ publica una revisión acerca de complicaciones en los tratamientos con implantes, y viene a confirmar en conjunto lo que estos estudios previos ya vienen apuntando de forma individual: las fracturas de los dientes en prótesis sobre implantes metal-acrílico son muy frecuentes, aunque con porcentajes muy variables, que oscilan entre el 3 y el 24%, posiblemente atendiendo estas diferencias a distintos factores que en esta revisión no analizan, como pueden ser el sexo, la edad, la arcada en que se encuentra la prótesis, la naturaleza de la arcada opuesta o la longitud de los cantilevers.

Sorprendidos por el número tan elevado de fracturas encontrados en muchos estudios, algunos autores se aventuran a sugerir hipótesis que justifiquen este hecho:

Bergendal y Palmqvist^{39,40} en dos estudios consecutivos sobre prótesis híbridas con estructuras de titanio soldado con láser con dos y cinco años de seguimiento respectivamente, achacaron el elevado número de fracturas de dientes de acrílico a la inexperiencia de los técnicos de laboratorio trabajando sobre este tipo de estructuras, novedosas por aquel entonces, y a un defectuoso diseño de las mismas, ya que no contenían retenciones mecánicas para los dientes. En su estudio, 15 de las 87 prótesis que se construyeron se fracturaron al menos una vez en los dos primeros años,

pero no especifica el número total de fracturas que pudieron darse en conjunto.

Gallucci⁴¹ en 2009 en su estudio prospectivo a 5 años sobre 41 prótesis híbridas inferiores con una prótesis completa mucosoportada de antagonista, sugiere, como ya apuntara Jemt⁴² en un estudio anterior, que la causa que puede justificar la incidencia de tantas fracturas (veinte), es la deformación elástica que sufre la estructura cuando cantilevers de extensión variable están presentes en el diseño de la prótesis. Los autores, también consideraron determinante los desajustes de las prótesis completas antagonistas, en las que también encontraron fracturas con cierta frecuencia, por lo que sugieren que estas sean realizadas nuevamente a la vez que se diseñan y fabrican las nuevas prótesis implantosoportadas que va a llevar el paciente.

A pesar de que en el estudio de Gallucci, todos los pacientes a los que se les colocó una prótesis híbrida inferior, tenían una prótesis completa mucosoportada en la arcada oponente, se registró una alta incidencia de fracturas de dientes y acrílico. Otros autores sin embargo, han encontrado una relación directa entre la naturaleza de la arcada antagonista y la incidencia de fracturas de dientes en las prótesis híbridas; así, Eliasson⁴³, en el año 2000, también en un estudio a 5 años de prótesis híbridas inferiores con cantilevers en 119 pacientes, registró 61 fracturas de dientes, ocurridas

en 25 de los 119 pacientes. Sólo 6 pacientes, de un total de 65 que eran portadores una prótesis completa convencional en la arcada oponente, sufrieron dichas fracturas (un 9% de los pacientes portadores de prótesis completa antagonista); mientras que de los 33 pacientes que eran portadores de otra prótesis híbrida en la arcada opuesta, 15 sufrieron fracturas de dientes, es decir, un 45% de los pacientes de esta categoría.

De la misma manera, Davis y cols⁴⁴. en 2003, proponen en su estudio evaluar las necesidades de mantenimiento de 37 pacientes, portadores de prótesis híbridas inferiores con cantiléver, en 5 años, cuando tienen como antagonistas a otras prótesis iguales, a prótesis completas mucosoportadas, o a dentición natural. El grupo portador de prótesis híbridas en ambas arcadas fue significativamente el que registró más fracturas de dientes y por tanto necesitó más reparaciones, mientras que los otros dos, registraron menos complicaciones de este tipo sin diferencias estadísticamente significativas entre ellos. En concreto, los seis pacientes que portaban prótesis híbridas en ambas arcadas, necesitaron nada más y nada menos que 44 reparaciones en los 5 años de seguimiento del estudio. Mientras que los 9 pacientes con dentición natural y los 22 con una prótesis completa necesitaron 14 y 2 respectivamente. Los autores postulan, que esta mayor incidencia de fracturas en el grupo portador de prótesis híbridas en ambas arcadas, puede deberse a diferencias en la propiocepción, y sensibilidad oclusal, tres veces menor en este tipo de pacientes, que en los que

conservan sus dientes al menos en una arcada. Además, los autores entienden, que los pacientes que han preferido colocar una prótesis implantosoportada en la arcada superior, es porque tienen una mayor demanda desde el punto de vista funcional y oclusal, que aquellos que se conforman con una prótesis completa mucosoportada, por lo que a su vez, pueden someter a las prótesis a un mayor stress mecánico que justifique la alta incidencia de fracturas en este grupo de pacientes. La única forma de poder demostrar algo así, sería con un estudio prospectivo aleatorizado y controlado, en el que le asignara a cada paciente desdentado total un tipo u otro de prótesis al azar.

Ante la alta incidencia de fracturas de dientes que se han ido detectando en este tipo de prótesis, diferentes autores sugieren formas distintas para evitar que se produzcan:

Evitar colocar este tipo de prótesis cuando el antagonista es una prótesis de la misma naturaleza, tal y como sugiere Eliasson⁴³ en el estudio mencionado más arriba.

Fischer⁴⁵, en su estudio de 2008, registró 30 fracturas de dientes en 24 pacientes con prótesis híbridas tras un período de seguimiento de cinco años. Recomienda colocar un onlay de oro colado, que recubra las caras palatinas de los dientes acrílicos en los casos de prótesis híbridas en la

arcada superior, que encuentra eficaz para prevenir las fracturas en los casos de pacientes con signos de bruxismo.



Figura 4: izquierda: caras palatinas de oro colado para disminuir el desgaste producido en esta zona, y la incidencia de fracturas. Derecha: férula blanda nocturna. **Göthberg C, Bergendal T, Magnusson T.** Complications after treatment with implant-supported fixed prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 201-207

Gothberg⁴⁶ en su estudio retrospectivo a 3 años sobre complicaciones protésicas, registró un total de 38 fracturas de dientes acrílicos en 75 pacientes tratados con prótesis híbridas. Intentó disminuir la incidencia de fracturas mediante el uso de férulas oclusales blandas, pero no obtuvo buenos resultados, no sabe si por ineficacia de este sistema, o por falta de colaboración de los pacientes para usarlas con la debida frecuencia.

Attard⁴⁷, en el año 2003, presenta un estudio comparativo para determinar los costes económicos no sólo de fabricación si no también tras analizar las visitas de revisión, ajustes, reparaciones y mantenimientos de prótesis híbridas y sobredentaduras implantorretenidas, concluyendo que las prótesis fijas tienen unos costes para los pacientes tres veces superior que las removibles.

El mismo autor²⁷ tras un seguimiento de 45 pacientes, 33 de los cuales fueron revisados tras 20 años de uso de prótesis híbridas en boca, y tras registrar complicaciones de diversa índole y naturaleza, incluyendo fracturas de las estructuras metálicas y pérdida de implantes que obligaron a pasar en 6 casos de una prótesis fija a una sobredentadura, obtuvo una tasa de éxito final acumulado del 84,34% para las prótesis fijas, aunque éstas tuvieron que ser repetidas en varias ocasiones. La vida media de las prótesis híbridas fue de 8,39 años, con un intervalo de $\pm 5,30$. De media, cada paciente portó 2,27 prótesis distintas, con un rango de 1 a 4. Se hace hincapié finalmente, en que aunque se trata de un tratamiento exitoso a largo plazo, se debe transmitir al paciente que las necesidades de mantenimiento, reparaciones y modificaciones de la prótesis son elevadas, por cuanto a los gastos económicos que esto pueda suponer, y que el paciente debe afrontar durante todo el tiempo de uso de este tipo de rehabilitación.

2d) FACTORES RELACIONADOS CON EL COMPORTAMIENTO CLÍNICO DE LA PRÓTESIS Y SU PRONÓSTICO

A tenor de lo publicado en los estudios precedentes, una serie de factores han podido ser identificados como posibles determinantes que influyan en el comportamiento clínico de las prótesis híbridas, y consecuentemente en la incidencia de un mayor o menor número de complicaciones mecánicas y técnicas, y más concretamente de las fracturas y/o despegamiento de dientes y material acrílico.

Estos factores podemos clasificarlos como dependientes del paciente, y dependientes de la prótesis y su diseño; a saber:

- Factores dependientes del paciente:
 1. Edad
 2. Sexo
 3. Arcada edéntula a tratar
 4. Naturaleza de la arcada antagonista
- Factores dependientes de la prótesis y su diseño:
 1. Número de implantes
 2. Presencia y longitud de las ménsulas (cantilevers)
 3. Presencia de retenciones mecánicas en la estructura
 4. Material utilizado para la estructura metálica.

EDAD DEL PACIENTE

Es un hecho constatado que el proceso de envejecimiento causa la pérdida de fuerza muscular⁴⁸. Concretamente, la fuerza oclusal por cierre y apretamiento de la mandíbula que puede realizar un individuo parece ser que incrementa durante el crecimiento, para mantenerse estable entre los 20 y los 50 años de edad aproximadamente, y a partir de este momento, declinar⁴⁹, siendo al parecer el declive previo en las mujeres, incluso a partir de los 25 años de edad⁵⁰.

Aunque la correlación entre edad y fuerza de masticación parece significativa en estos estudios, otros autores como Van der Bilt⁵¹ consideran que la influencia de la edad sobre la fuerza de masticación es relativamente baja.

El único estudio clínico comparativo de complicaciones sobre prótesis híbridas entre un grupo de pacientes de edad avanzada y otro más joven, es el que Engfors⁵² publica en 2004: se trata de un estudio retrospectivo a 5 años de 133 pacientes de más de 80 años (edad media 83,1) y de 139 prótesis, y un grupo control de 115 sujetos (edad media 65) y un total de 118 prótesis. Todos los pacientes fueron tratados con implantes y rehabilitados con prótesis híbridas. Las complicaciones más frecuentes en el grupo de estudio eran de carácter biológico y de adaptación, como inflamación de tejidos blandos (mucositis), y mordisqueo de labios, lengua y mejillas. En el

grupo control sin embargo, la complicación más frecuente fue la fractura de los dientes de acrílico, ocurrida en 19 ocasiones, por 14 ocasiones del grupo de más edad. Por tanto, se vino a concluir, que si bien no existieron diferencias significativas en cuanto a osteointegración, niveles de hueso y supervivencia de implantes, sí que se observaron más problemas de adaptación, higiene etc. en el grupo de mayor edad, y más problemas asociados a las cargas, y reflejados en un mayor número de fracturas en los pacientes más jóvenes.

SEXO DEL PACIENTE

La fuerza máxima de oclusión es superior en hombres que en mujeres, y esto puede atribuirse a diferencias anatómicas y constitucionales⁵³. Los músculos maseteros de los varones poseen fibras de mayor longitud y sección que los de las mujeres.

Ferrario⁵⁴ registró valores de fuerza de oclusión mayor en hombres que en mujeres jóvenes, y explicó esta diferencia por el mayor tamaño dental de los hombres y mayores áreas de ligamento periodontal, lo que puede generar una mayor fuerza de cierre.

Sin embargo, Wichelhaus⁵⁵ no encontró diferencias significativas entre hombres y mujeres, aunque esto podía ser explicado, en palabras de los

propios autores, por el relativamente reducido tamaño muestral que tenía el estudio.

En cualquier caso, la mayoría de los estudios confirma la diferencia de valores de fuerza de oclusión entre hombres y mujeres⁵⁶.

Göthberg y cols.⁴⁶ en su estudio retrospectivo sobre 75 pacientes de complicaciones en rehabilitaciones completas implantosoportadas a 3 años, encuentra un mayor número de fracturas de dientes acrílicos en hombres que en mujeres, aunque no especifican en qué proporción. Los autores entienden que esta diferencia entre géneros es lógica, debido a la mayor fuerza ejercida por los varones durante la masticación.

ARCADA EDÉNTULA A TRATAR

En el primer estudio sobre complicaciones acontecidas en prótesis híbridas implantosoportadas, publicado por Johansson y Palmqvist en 1990³³, se registra una incidencia similar de complicaciones relacionadas con la fractura de dientes en arcada superior e inferior (22% de las prótesis fracturadas en ambos casos, tras un periodo de seguimiento medio de 5,2 años).

Sin embargo, los autores que desde entonces hasta ahora han comparado las fracturas registradas en prótesis híbridas

implantosoportadas, coinciden en reflejar una mayor tendencia de fracturas acontecidas en prótesis de arcada superior. Jemt, en el año 1991⁸, tras estudiar las complicaciones recogidas tras sólo un año de seguimiento, registra 10 fracturas de dientes acrílicos en 93 prótesis superiores (10,7%), por sólo 3 fracturas en 287 prótesis inferiores (1%). El autor justifica esta diferencia por la diferente trayectoria de distribución de la carga en la arcada superior y la inferior a través de los dientes artificiales y la estructura.

Igualmente Davis y cols.⁴⁴ encuentran la mayor cantidad de incidencias localizadas en la arcada superior, y más concretamente en el grupo anterior, debido a la dificultad para evitar interferencias durante la guía anterior, acentuadas además con el desgaste progresivo de los sectores posteriores.

Göthberg⁴⁶, en su estudio retrospectivo a 3 años sobre complicaciones protésicas en rehabilitaciones fijas implantosoportadas, señala la fractura de dientes como la complicación más frecuente, siendo a su vez, extremadamente más frecuente en arcada superior (24 fracturas en 18 prótesis) que en arcada inferior (14 fracturas en 60 prótesis)

ARCADA ANTAGONISTA

La naturaleza de la arcada antagonista puede influir en la incidencia de complicaciones mecánicas; es bien conocido que un paciente edéntulo

portador de una prótesis completa mucosoportada, genera una fuerza muy limitada, en comparación con una dentición natural⁵⁷.

Davis y cols.⁴⁴ en su estudio a cinco años acerca de necesidades de mantenimiento mecánico en pacientes portadores de prótesis híbridas con antagonistas de diferente naturaleza, obtiene resultados significativos: de los 37 pacientes observados, 22 eran portadores de una prótesis completa superior antagonista, 9 tenían dentición natural en la arcada oponente, y 6 tenían prótesis híbridas en ambas arcadas. De las 60 reparaciones que se necesitaron durante los cinco años de seguimiento, 44 correspondieron a los 6 pacientes con prótesis híbridas en las dos arcadas, mientras que los pacientes con dentición natural necesitaron 14 reparaciones, y los portadores de prótesis completas, sólo 2. Los autores postulan que esta alta incidencia de fracturas en el grupo con implantes en ambas arcadas, puede deberse a una menor sensibilidad oclusal y propiocepción. Las personas con dentición natural exhiben la mejor discriminación oclusal, con niveles de 20µm. mientras que los pacientes con prótesis implantorretenidas, tienen cifras tres veces superiores a este valor⁵⁸; sin embargo, las diferencias en pacientes con dentición natural en sólo una de las dos arcadas, o rehabilitaciones fijas implantosportadas en ambas, no muestran valores demasiado distintos, por lo que las diferencias en necesidades de mantenimiento entre estos dos grupos no se entiende que sean tan elevadas.

En opinión de los autores, la razón puede estribar en que los pacientes portadores de implantes en ambas arcadas, han elegido esta modalidad de tratamiento porque exigen más en términos de función y carga oclusal que aquellos que están satisfechos con prótesis removibles en al menos una de las dos arcadas. Por tanto, la única manera de demostrar que las necesidades de mantenimiento mecánico están aumentadas en caso de portar rehabilitaciones implantosoportadas en ambas arcadas, sería mediante la realización de un ensayo clínico aleatorizado.

En cualquier caso, deben realizarse los máximos esfuerzos para garantizar una actividad oclusal bien equilibrada, y con las menores interferencias posibles, puesto que pequeñas interferencias, de incluso menos de 80µm. pueden cambiar drásticamente la distribución de las fuerzas sobre las restauraciones implantosoportadas, tal y como demuestran en sus estudios Lundgren⁵⁹ y Carr⁶⁰, lo que justifica que las fracturas se produzcan en un mayor número de ocasiones en dientes localizados en el sector anterior, por las interferencias ocasionadas durante la generación de la guía incisiva⁴⁴.

Aunque parece que según lo visto, las prótesis híbridas colocadas en arcada inferior con una prótesis completa mucosoportada como antagonista, pudieran experimentar menos fracturas de dientes, en el estudio de Purcell y cols⁶¹ en el que registran las complicaciones protésicas ocurridas en 46 pacientes tratados de esta manera, la complicación

encontrada más frecuentemente fue una vez más la fractura de dientes y acrílico en la prótesis implantosoportada, ocurrida en hasta 33 ocasiones, tras un período de seguimiento de 5 a 9,7 años.

NÚMERO DE IMPLANTES

En los comienzos, el número de implantes utilizados para rehabilitar un tramo o una arcada edéntula, era preferiblemente alto. Sin embargo, ya en el año 1995, el propio Brånemark y su grupo⁶² demuestran que las tasas de supervivencia de los implantes y las prótesis eran equiparables tras 10 años de seguimiento en 14 casos rehabilitados sobre 4 implantes con prótesis fija tipo híbrida en el maxilar superior, y 70 casos tratados con 6 implantes, así como en 13 casos sobre 4 implantes en mandíbula comparados con 59 casos tratados con 6 implantes en dicha arcada, aunque no se especifica nada sobre complicaciones de tipo protésico.

Sin embargo, en un estudio comparativo de Eliasson⁶³ entre pacientes tratados con prótesis parcial fija implantosoportada sobre 2 (63 casos) ó 3 (83 casos) implantes a extremo libre, se concluye que aunque la supervivencia de las prótesis era similar (96,8% y 97,6% respectivamente) tras 9,5 años de seguimiento medio, se produjo más aflojamiento de tornillos en los casos tratados con 2 implantes, y un mayor índice de

fracturas de porcelana de recubrimiento en los casos tratados con 3 implantes.

Aunque no existen estudios comparativos de complicaciones mecánicas ocurridas en rehabilitaciones completas implantosoportadas de tipo híbrida sobre diferente número de implantes, se podría inducir por lo anterior, que pudiera existir una relación entre el número menor o mayor de implantes utilizado en la rehabilitación, y la incidencia de compliaciones técnicas y/o mecánicas registradas en la misma.

En cualquier caso, Salvi y Brägger³², en su revisión sistemática acerca de factores de riesgo técnico y mecánico en la terapia con implantes, no consideran el número de implantes utilizados para el tratamiento, un factor asociado a una mayor incidencia de complicaciones de esta naturaleza.

PRESENCIA Y LONGITUD DE MÉNSULAS (CANTILEVERS)

Desde que se establecieron las bases de la osteointegración y se propuso el protocolo de Brånemark para prótesis completa fija implantosoportada, la determinación de la longitud apropiada para las extensiones distales, ménsulas o cantilevers en la literatura anglosajona, ha sido objeto de numerosos debates y controversias plasmados en la literatura científica.

Se han sugerido longitudes para los cantilevers mandibulares de entre 15 y 20mm⁶⁴, no más de 20mm y preferiblemente menos de 15mm⁶⁵, no más de 15mm⁶⁶, o el equivalente a dos dientes por detrás del pilar más posterior³.

Igualmente, se han realizado diferentes recomendaciones para el caso del maxilar superior: 15mm⁶⁷, de 12 a 15mm⁶⁸, la longitud equivalente a la anchura de un diente³, o entre 10 y 12mm con la posibilidad de añadir un diente si tras un año de uso de la prótesis, ésta es estable y no se ha producido pérdida ósea⁶⁹.

Sin embargo, hay estudios en la literatura que muestran cantilevers de longitudes muy variables, con rangos de entre 0 a 20mm para el maxilar superior, y 3 a 23mm para la mandíbula⁹, e incluso con longitudes extremas de hasta 28mm en mandíbula, y 21mm en maxilar⁷⁰.

Aunque no existe un consenso en cuanto a si el uso del cantilever distal compromete el resultado protésico y/o implantológico, sí parece estar relacionado con la aparición de un mayor número de complicaciones, tanto de naturaleza biológica, como técnicas y mecánicas.

De entre estas últimas, la mayoría de los autores coinciden en que la incorporación del cantilever a la prótesis se asocia a una mayor incidencia de complicaciones^{71,72}, siendo la más frecuente la fractura de la resina acrílica y los dientes de la prótesis. Gallucci⁴¹, como ya hiciera Jemt⁷³, achaca el

elevado número de fracturas, a la deformación elástica que sufre la estructura cuando está presenta un cantilever.

En el estudio de Shackleton⁶⁶ sobre 25 pacientes, se colocaron 24 prótesis híbridas con cantilevers en mandíbula, y 4 en maxilar superior. Las prótesis fueron agrupadas en aquellas que tenían un cantilever mayor o menor de 15mm (rango de 5 a 22mm) y se realizó un seguimiento de 20 a 80 meses según los casos. De las 28 prótesis, 12 tuvieron que ser repetidas, la mayoría de las cuales, tenían un cantilever de más de 15mm.

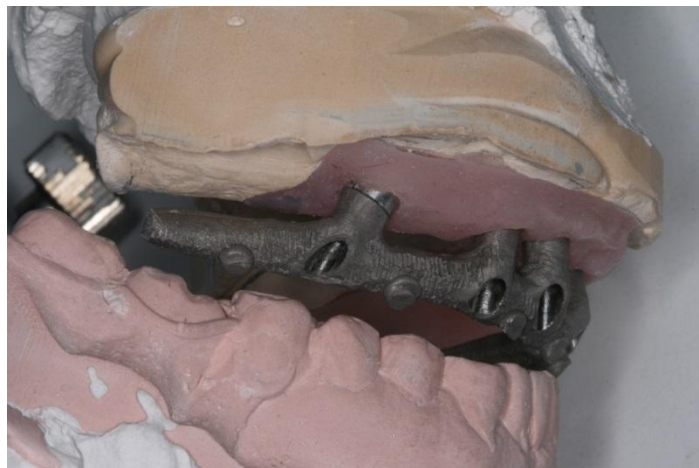


Figura 5: estructura metálica para prótesis híbrida superior con cantilever

RETENCIONES MECÁNICAS EN LA ESTRUCTURA

En la gran mayoría de los estudios revisados, no se hace mención sobre si las estructuras metálicas confeccionadas para las prótesis híbridas poseían o no en su diseño, elementos añadidos para aumentar la retención

mecánica del acrílico y/o dientes, si bien es sabido que el mecanismo de unión entre ambos se debe precisamente a dichos factores al no existir unión química entre ellos.



Figura6: izquierda: estructura metálica para prótesis híbrida sin retenciones mecánicas, confeccionada en aleación de Ni-Cr-Ti colado. Derecha: estructura metálica para prótesis híbrida con retenciones mecánicas, confeccionada en aleación de Ni-Cr-Ti colado.

Bergendal y cols. (35) en un estudio multicéntrico comparativo de dos años de seguimiento entre prótesis híbridas con estructuras metálicas de titanio soldado o aleación noble colada, encontraron, un mayor número de fracturas acontecidas en el grupo de titanio (11 fracturas para un total de 87 prótesis), que en el grupo de aleación noble colada (4 fracturas en 78 prótesis). Los autores justifican la diferente incidencia de fracturas en el hecho de que las estructuras confeccionadas con titanio, no tenían elementos retentivos para el acrílico y los dientes, mientras que aquellas confeccionadas con metal noble colado, sí los poseían.

Esta mayor tendencia de fracturas, achacada a la falta de retención para el acrílico y los dientes, también es recogida por Jemt y Linden⁷⁴ en 1992; el mismo grupo de autores¹³, en un estudio posterior comparativo entre prótesis híbridas confeccionadas con estructuras de oro colado (30 casos) y titanio soldado con láser (28 casos), recogen una tendencia similar en ambos grupos, gracias según los autores, a la creación de retenciones macromecánicas para el acrílico así como el recubrimiento de la superficie con sílice en el grupo de titanio, para aumentar la retención micromecánica de la misma con el acrílico.

De la misma manera, Davis⁴⁴, tras la alta incidencia de fracturas recogidas en su estudio, propone una serie de medidas encaminadas a minimizar este riesgo, entre las que se encuentra la creación de retenciones mecánicas para los dientes, así como de otra naturaleza como la inclusión de caras palatinas metálicas, o la utilización de una férula de descarga como protección frente a hábitos parafuncionales.

En la Guía de Tratamiento con implantes dentales en el desdentado total ITI⁷⁵, los autores recomiendan dotar a la estructura metálica de las prótesis híbridas, de pernos metálicos de soporte para cada diente.

En el mismo texto además, se comenta, que la ubicación desfavorable del orificio para los tornillos de fijación de la prótesis, puede debilitar la estructura de los dientes acrílicos y provocar su fractura. Los autores

sugieren como posible solución a este problema, cubrir el orificio con una corona cementada unitaria. Sin embargo, esto dificulta desmontar la prótesis, si se hace necesaria una reparación.

MATERIAL UTILIZADO PARA LA ESTRUCTURA METÁLICA

El protocolo original propuesto por el grupo de investigación de Brånemark³ para la confección de las rehabilitaciones completas implantosoportadas, recomendaba la utilización de aleaciones nobles para la confección de las estructuras.

Sin embargo, con el paso del tiempo, y condicionado por el encarecimiento de estos materiales, se han ido proponiendo metales alternativos con diferentes tasas de éxito, como son las aleaciones seminobles de plata-paladio^{9,36,76}, titanio colado^{22,45}, titanio soldado con láser^{14,16,39,40,77}, titanio mecanizado¹⁸, o cromo-cobalto¹⁰.



Figura7: izquierda: estructura metálica para prótesis híbrida inferior, confeccionada en aleación de Cr-Co colado; derecha: estructura metálica para prótesis híbrida inferior confeccionada en titanio mecanizado.

Estas estructuras, además de tener un coste inferior, presentan mejores propiedades mecánicas, lo que las hace atractivas de cara a la supervivencia de la prótesis a medio-largo plazo, puesto que las fracturas de las mismas, si bien no son muy frecuentes, sí obligan en la mayoría de los casos a la confección de una nueva prótesis.

De acuerdo con Benzing y Cols⁷⁸, la aplicación de cargas sobre una prótesis, especialmente en aquellas que poseen un cantilever, genera una deformación en el sistema que depende del módulo elástico de los materiales utilizados para su confección. Un material con un módulo elástico bajo, ofrece una menor resistencia a la deformación ante las cargas durante la masticación^{79,80}, mientras que las estructuras confeccionadas con aleaciones rígidas, sufren una menor deformación⁸¹, lo que puede traducirse en una menor incidencia de problemas técnicos y mecánicos, como aflojamiento y fracturas de los componentes que conforman la prótesis, por lo que este tipo de aleaciones suelen ser recomendadas en estas situaciones⁸².

En estudios de elementos finitos^{83,84} comparando el stress transmitido a los implantes y al hueso circundante, con diferentes estructuras metálicas en cuanto a rigidez de la aleación se refiere y cargas en el implante distal desde un punto simple, hasta cargas incrementadas a lo largo del cantilever, se

concluye que para prótesis que estuvieran confeccionadas con una estructura rígida de aleación de Co-Cr (con un módulo elástico de 210 GPa) el stress local era reducido en comparación con una estructura confeccionada de oro amarillo tipo IV (95 GPa). Brunski⁸⁵ afirma igualmente en su estudio que los metales y aleaciones con un módulo elástico elevado son capaces de distribuir las cargas recibidas de un modo más uniforme a través de los implantes osteointegrados.

II. PLANTEAMIENTO DEL PLROBLEMA

La prótesis completa implantosoportada de metal-resina es el diseño de prótesis sobre implantes dentales más antiguo que se conoce, y el primero que se utilizó tras el descubrimiento de la osteointegración por Per-Ingvar Brånemark en el año 1965.

Muchos son los estudios que desde esta fecha hasta nuestros días, han sido publicados con el objetivo de determinar el éxito y la supervivencia de este tipo de rehabilitación, tanto desde el punto de vista de la correcta osteointegración de los implantes dentales y su mantenimiento a lo largo del tiempo, como de la propia prótesis implantosoportada que nos ocupa, considerándose en ambos casos, que se cosechan resultados exitosos que avalan su utilización en la rehabilitación de los pacientes completamente edéntulos al menos en una de las dos arcadas.

Sin embargo, a partir de los años noventa, muchos son los autores que recogen las diferentes complicaciones técnicas y mecánicas que acontecen con el uso de este tipo de prótesis, como son los aflojamientos y fracturas de los tornillos de retención, los tornillos de los pilares intermedios, así como fracturas de la estructura metálica interna, del material acrílico de recubrimiento y de los dientes, siendo esta última, la complicación mecánica que con más frecuencia es registrada en la mayoría de los estudios.

Durante las primeras décadas de experiencia con esta modalidad de tratamiento, todos los esfuerzos se encaminaban a la consecución de una

correcta osteointegración de los implantes y el mantenimiento en la salud de los tejidos periimplantarios. Aspectos como el diseño estético de la prótesis, así como los requisitos de mantenimiento técnico y mecánico de la misma, eran considerados de una importancia secundaria y sólo mencionados escuetamente en la mayoría de los estudios.

Sin embargo, una vez asumidas las altas tasas de osteointegración de los implantes, así como el éxito y supervivencia de los mismos con el paso del tiempo, fruto de la mejoría entre otras, de las técnicas quirúrgicas y las superficies implantarias, este tipo de complicaciones protésicas comienzan a adquirir un carácter de mayor relevancia, tanto para el paciente, que puede sufrir en el momento menos pensado la fractura de un diente con un posible compromiso estético importante, como para el profesional, que debe afrontar la reparación del mismo con una frecuencia alarmantemente más alta de lo que sería deseable para ambas partes.

A pesar de que las técnicas y materiales protodóncicos han evolucionado favorablemente con el paso del tiempo, la incidencia de fracturas de dientes y componentes acrílicos de las prótesis híbridas implantoportadas sigue siendo igual de frecuente que en los primeros tiempos de su utilización, como así lo recogen los estudios publicados desde los años ochenta hasta nuestros días.

Es por esto y por la experiencia acumulada en nuestros años de ejercicio profesional, que se nos plantea este problema que nos invita a analizar los factores que pueden estar implicados en su desarrollo y que ha sido el objeto de la memoria que presentamos para optar al Grado de Doctor por la Universidad de Sevilla.



Figura8: fractura de incisivo lateral y canino derecho en una prótesis híbrida superior, desmontada para proceder a su reparación.

III. OBJETIVO

OBJETIVO GENERAL

Determinar si existe relación entre las variables estudiadas (edad, sexo, arcada dentaria rehabilitada, arcada antagonista, número de implantes, presencia de retenciones mecánicas, ménsulas o cantilevers, pilares intermedios), y la mayor incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantosoportadas.

Expresado en forma de hipótesis:

Hipótesis nula:

No existe relación entre ninguna de las variables estudiadas y la mayor incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantosoportadas.

Hipótesis alternativa:

Existe relación entre todas o alguna de las variables estudiadas y la mayor incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantosoportadas.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar si existe relación entre la **edad** del paciente y la mayor incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantoportadas
2. Determinar si existe relación entre el **sexo** del paciente y la mayor incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantoportadas
3. Determinar si existe relación entre la **arcada edéntula** a rehabilitar del paciente y la mayor incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantoportadas
4. Determinar si existe relación entre la naturaleza de la **arcada antagonista** y la mayor incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantoportadas
5. Determinar si existe relación entre el **número de implantes** utilizado y la mayor incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantoportadas
6. Determinar si existe relación entre la **presencia y longitud de los cantilevers o ménsulas** y la mayor incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantoportadas
7. Determinar si existe relación entre la presencia de **retenciones mecánicas** para el acrílico y los dientes y la mayor incidencia de fracturas de los mismos en las prótesis híbridas implantoportadas

8. Determinar si existe relación entre el uso de **pilares intermedios** y la mayor incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantosoportadas.

IV. MATERIAL Y MÉTODO

El diseño del presente trabajo es el de un estudio clínico retrospectivo.

Secuencia de trabajo:

- I. Selección de la muestra
- II. Recogida de datos
- III. Procesado y análisis de datos

I. SELECCIÓN DE LA MUESTRA

La muestra seleccionada está constituida por todos los pacientes tratados mediante prótesis implantosoportada híbrida en cualquiera de las dos arcadas, en una clínica privada en el periodo comprendido entre enero de 2007 y septiembre de 2013.

Criterios de Selección:

1. Todos los pacientes debían haber sido tratados por el mismo operador (el autor de este trabajo).
2. Todas las rehabilitaciones debían haber sido confeccionadas en el mismo laboratorio de prótesis dental.

Criterios de exclusión:

- 1.- Se desecharon aquellos casos que hubieran sido tratados parcial o íntegramente por un operador distinto o confeccionados total o parcialmente en un laboratorio de prótesis distinto.

De esta forma la muestra está constituida por un total de 161 prótesis híbridas implantosoportadas, colocadas en 138 pacientes.

Todos los pacientes fueron tratados siguiendo el mismo protocolo:

1. Obtención de impresión de alginato de la arcada antagonista y de la arcada a tratar para confección de una cubeta individual con acrílico fotopolimerizable.



Figura9: cubeta individual abierta confeccionada con acrílico fotopolimerizable en laboratorio

2. Colocación (si procediera) de pilares intermedios para prótesis atornillada, rectos o angulados según el caso. Control radiográfico (Digora® Optime) y apretamiento a torque recomendado por el fabricante. Los pilares utilizados fueron: Multiunit® rectos y angulados de Nobel-Replace; Cónicos® y Low Profile® rectos y angulados de Biomet 3i®; Estándar® de Biomet 3i®.

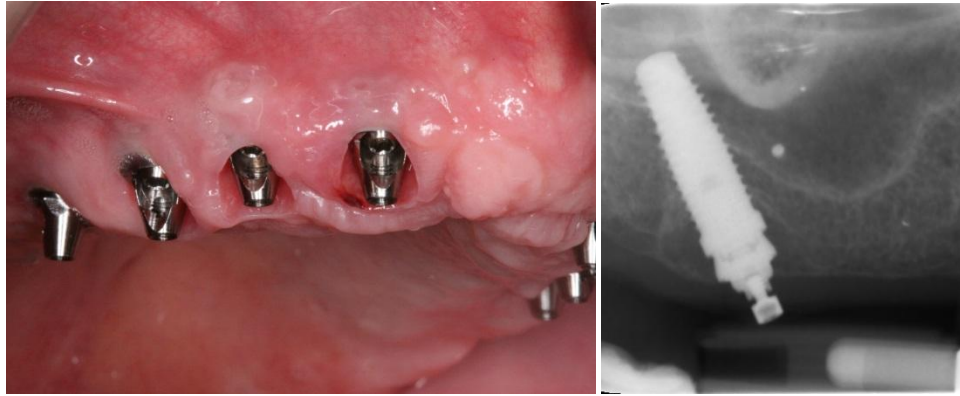


Figura10: izquierda: pilares intermedios cónicos colocados en boca. Derecha: radiografía periapical para control de ajuste de pilar intermedio en un implante colocado en la tuberosidad maxilar.

3. Posicionamiento de los postes de impresión para técnica de cubeta abierta (con excepción de los implantes colocados en la región de la tuberosidad maxilar, en los que se usaron postes de impresión de reposicionamiento) Radiografía de control en casos de ajuste subgingival. Impresión con silicona de adición (Express™ 2 de 3M ESPE)

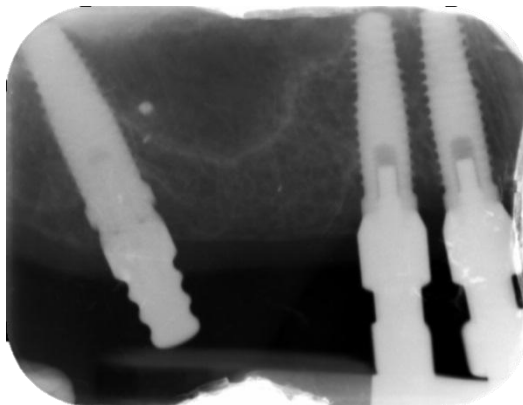


Figura11: radiografía periapical de comprobación de ajuste de postes de impresión para cubeta abierta en implantes anteriores, y cerrada en implante tuberositario

4. En algunos casos se realizó una segunda impresión, rígida, con postes de impresión ferulizados conacrílico en laboratorio, y segueteados, para

su posterior unión en boca con acrílico DuraLay® (Reliance Dental Mfg. Co.)

5. Confección de planchas base y rodillos articulares
6. Transferencia craneomaxilar con arco facial de los modelos de trabajo a un articulador semiajustable, Quick Master B2 M (Fag Dentaire)® o Bio Art Eva Plus®.



Figura12: material utilizado para la transferencia cráneo-maxilar y montaje de modelos de trabajo en articulador Bio-Art Eva Plus.

7. Determinación en el rodillo superior de los parámetros funcionales y estéticos pertinentes y determinación de la dimensión vertical de oclusión.
8. Transferencia del modelo inferior al articulador semiajustable en relación céntrica.
9. Prueba de dientes atornillada, sin presencia de faldones vestibulares. Valoración estética y oclusal-funcional.



Figura13: inclusión de al menos un cilindro provisional en el interior de la prueba de dientes para fijarla en boca y obtener mayor precisión y comodidad durante la realización de la misma

10. Prueba de estructura metálica mediante atornillado de la misma. Test de Sheffield (prueba de un solo tornillo), control visual y control radiográfico en caso de ajustes subgingivales. Las estructuras metálicas fueron confeccionadas mayormente en aleación de Ni-Cr-Ti colado (Tilite® de Talladium International Implantology), o titanio mecanizado (Procera Implant-Bridge®, Nobel-Biocare) en el caso de alergia a alguno de sus componentes.

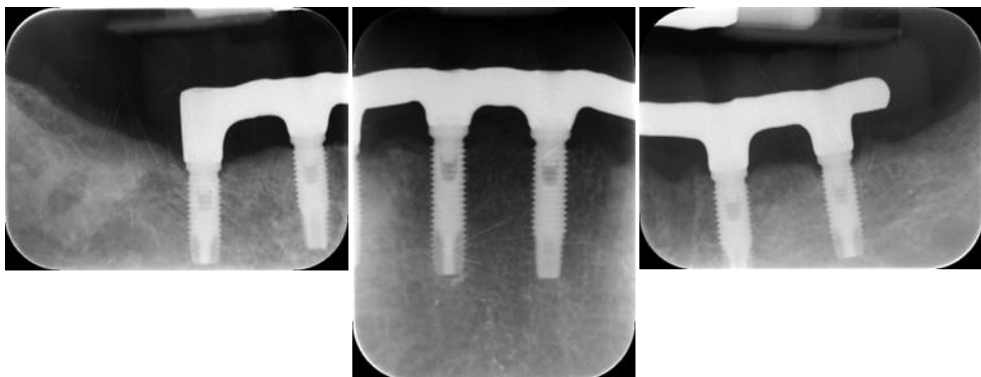


Figura14: radiografías periapicales para control del ajuste subgingival de la estructura metálica.

En caso de falta de ajuste, se realizaron cortes en la estructura con disco diamantado, hasta el correcto asentamiento pasivo de la misma, y se ferulizaron los fragmentos con acrílico duralay para la posterior soldadura laser de la estructura en laboratorio.



Figura15: izquierda: estructura metálica cortada para ferulización de los fragmentos en boca con acrílico Duralay (derecha)

11. Nueva prueba de estructura metálica con los dientes montados en cera sobre la misma, para verificación final de los aspectos estéticos y oclusales.
12. Colocación de la prótesis: control radiográfico si procedía; apretamiento de los tornillos a torque recomendado por el fabricante; ajuste oclusal; cierre de las chimeneas con material de obturación provisional (Fermit® o Telio CS Inlay® de Ivoclar Vivadent Corporate)
13. Revisiones, control de los procedimientos higiénicos, ajustes oclusales finales y cierre de las chimeneas con resina compuesta 3M Espe Z100® MP blanca, y Amaris® Gingiva (Voco) para zonas rosas.

14. Incorporación del paciente a un programa de mantenimiento cada 3, 4 ó 6 meses, en función de factores de riesgo de carácter periodontal y/o periimplantario.

II. RECOGIDA DE DATOS

La identificación y selección de las historias clínicas de los pacientes del estudio fue realizada de forma manual, por el autor de este trabajo, del archivo de historias clínicas del centro en cuestión.

Los datos concernientes a cada uno de los casos fueron recogidos en una hoja de cálculo de Microsoft Excel® versión 2010, constituyendo las siguientes variables:

1. Edad del paciente en el momento de colocar la prótesis, expresada en años
2. Sexo del paciente: varón o mujer
3. Arcada dentaria en la que se coloca la prótesis: superior o inferior
4. Número de implantes que soportaban la prótesis
5. Longitud del cantilever derecho expresada en milímetros
6. Longitud del cantilever izquierdo expresada en milímetros
7. Metal utilizado para confección de la estructura interna de la prótesis: aleación de Ni-Cr-Ti colado, Titanio mecanizado, u Au-Pd colado

8. Presencia o no de retenciones mecánicas para el acrílico y/o los dientes
9. Naturaleza de la arcada antagonista: dentición natural y/o prótesis dental fija, dentición mixta fija y removible, prótesis completa mucosoportada, prótesis híbrida implantosoportada, rehabilitación completa implantosoportada metal-porcelana
10. Fecha de colocación de la prótesis en boca
11. Fecha de la última revisión realizada al paciente
12. Tiempo total de uso de la prótesis expresado en meses
13. Número total de fracturas
14. Número total de fracturas en el grupo anterior (incisivos y caninos)
15. Número total de fracturas en el grupo posterior (premolares y molares)
16. Número de fracturas en el primer año de seguimiento, y así, anualmente, hasta el séptimo.

Medición de los cantilevers o ménsulas:

La medición de los cantilevers izquierdo y derecho de cada prótesis, fue realizada a nivel de la estructura metálica en radiografías digitales (Digora® Optime) mediante el uso de una herramienta calibradora informática, a partir del conocimiento de la medida en décimas de milímetros de la plataforma implantaría, y la aplicación de una simple regla de tres.

III. PROCESADO Y ANÁLISIS DE LOS DATOS

Los resultados fueron recogidos en las correspondientes tablas mediante el programa Microsoft Excel® 2010 y transformados en archivos SPSS mediante el programa estadístico IBM SPSS Statistics 22 (licencia de la Universidad de Sevilla) para su correspondiente procesamiento.

A partir de los datos obtenidos, se crearon las siguientes nuevas variables cualitativas:

1. Existencia o no de fracturas en cada paciente
2. Tipo de fractura (anterior, posterior o mixta)
3. Existencia o no de algún cantilever
4. Existencia o no de cantilever derecho
5. Existencia o no de cantilever izquierdo
6. Rangos de edad: (40-49 años, 50-59 años, 60-69 años, 70 ó más años)
7. Rango de extensión de cantilever derecho (mayor / menor o igual a 10mm)
8. Rango de extensión de cantilever izquierdo (mayor / menor o igual a 10mm)

El análisis estadístico propuesto consiste en un primer análisis descriptivo recogiendo los valores de media, desviación estándar, valor máximo y mínimo, para las variables cuantitativas, y valores de frecuencia y porcentaje para las variables cualitativas.

Para realizar el análisis inferencial, con respecto a las variables cuantitativas, se propone realizar previamente pruebas de Normalidad mediante el Test de Kolmogorov-Smirnof, para las muestras cuyo valor de “n” no supere los 30 casos (ya que en caso de superarlos, y de acuerdo a las leyes de la estadística, se asume que poseen una distribución normal) y pruebas de Homogeneidad de Varianza mediante el Test de Levene, en los casos en que así se requiera.

En caso de cumplir una distribución normal y homogeneidad de varianzas, se emplearán test paramétricos para comparación de dos o más muestras independientes; y en caso de no cumplir alguno de los requisitos anteriores, se emplearán test no paramétricos de dos o más muestras independientes.

En caso de test de comparación de más de dos muestras independientes, se completará con la comparación de muestras de dos en dos mediante los correspondientes test, realizando una corrección por Bonferroni.

En caso de comparación de dos o más proporciones para muestras independientes, se empleará el Test de la Chi Cuadrado.

V. RESULTADOS

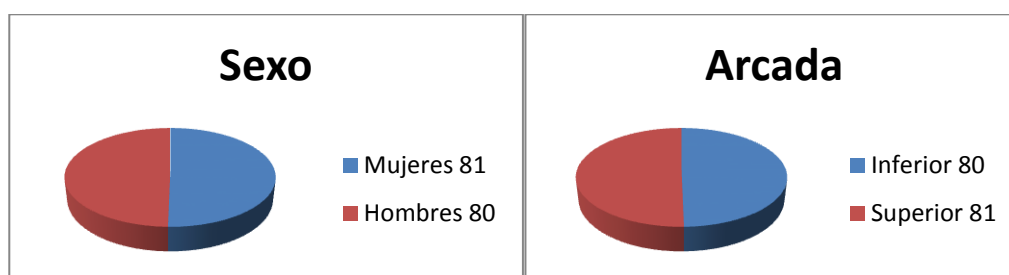
I. ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LA MUESTRA

Un total de 161 prótesis híbridas implantosoportadas fueron identificadas para su inclusión en el estudio. El tiempo de seguimiento medio para las mismas fue de 39.69 meses (rango de 3 a 77 meses, con una desviación estándar de 20,245).

De éstas 161 prótesis, 80 fueron colocadas en varones (49,7%), y 81 (50,3%) en mujeres.

Igualmente, 80 fueron colocadas en la arcada inferior (49,7%), y 81 en la arcada superior (50,3%).

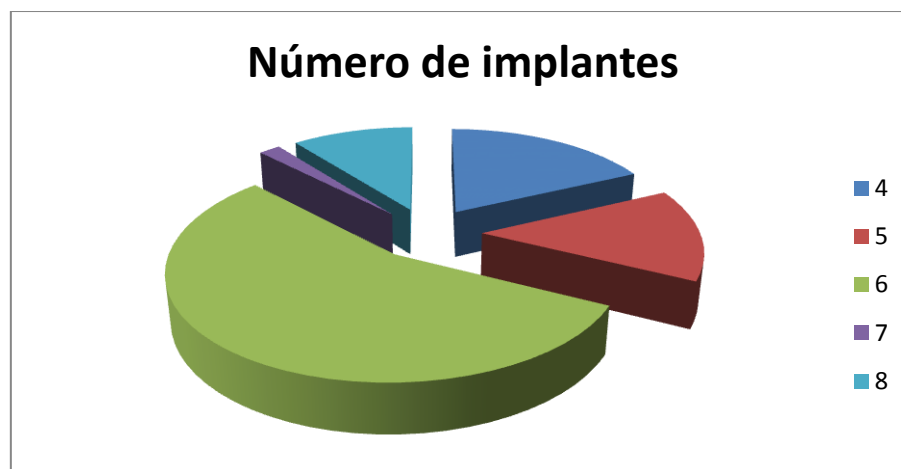
Estos datos revelan una gran homogeneidad en la muestra en lo que a sexo y localización de la prótesis se refiere.



La edad media de los pacientes fue de 58,85 años, con un rango comprendido entre 42 y 87 años (desviación estándar de 9,094)

Se colocaron un total de 922 implantes dentales. Las prótesis fueron fijadas sobre un mínimo de cuatro implantes, y un máximo de ocho (media: 5,74), con las siguientes frecuencias:

Nº de implantes	Nº de casos	Frecuencia
4	29	18%
5	23	14%
6	89	55,3%
7	3	1.9%
8	17	10,6%



De las 161 prótesis, 71 (44,1%) no presentaban cantilever en el lado derecho, mientras que 88 (54,7%) sí lo tenían. En 2 casos (1,2%), no se pudo realizar una correcta medición de los mismos, por lo que fueron considerados y tratados estadísticamente como “casos perdidos”.

De la misma manera, en el lado izquierdo, 68 prótesis (42,2%) no presentaban cantilever, mientras que 91 (56,5%) sí lo tenían. Al igual que en el lado derecho, en dos casos no se pudieron determinar las mediciones, siendo tratados a su vez como “casos perdidos”.

La longitud varió en un rango de 3 a 19 mm para el lado derecho, media de 9,23mm, (9,77mm en mujeres y 8,68mm en hombres) y una desviación estándar de 3,993, mientras que para el lado izquierdo el rango fue de 3 a 21 mm, media de 8,93mm (9,19mm en mujeres, y 8,66mm en varones) y desviación estándar de 4,281. (Anexo: Tabla 2 D-H)

En 155 casos (96,3%), la estructura metálica fue realizada con una aleación de Ni-Cr-Ti colado; 4 casos (2,5%) fueron confeccionados con estructuras de titanio mecanizado, y sólo un caso (0,6%) con una aleación de oro colado.

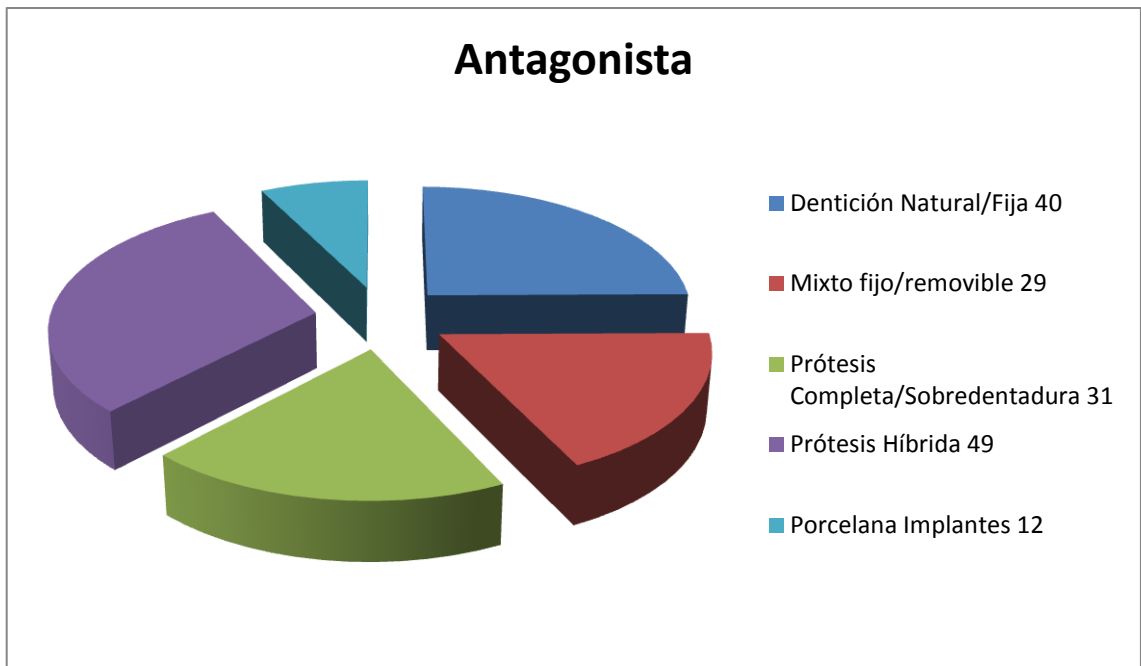
De las 161 estructuras, 79 (49,1%) presentaban retenciones macromecánicas para el acrílico y/o los dientes, mientras que 82 casos no las tenían (50,9%). Destacando de nuevo la homogeneidad de la muestra para esta otra variable de estudio.



Con respecto a la utilización de pilares intermedios, en 57 casos (35,4%) fueron utilizados en todos los implantes bajo la prótesis, mientras que en 69 casos (42,9%) sólo fueron colocados en los implantes distales angulados. 35 casos (21,7%) fueron rehabilitados directos a cabeza de implante sin utilizar pilares intermedios.

Con respecto a la naturaleza de la arcada opuesta, se recogieron las siguientes frecuencias:

Antagonista	Nº de casos	Frecuencia
Dentición natural / prótesis fija	40	24,8%
Dentición mixta, fija y removible	29	18%
Completa mucosoportada / sobredentadura	31	19,3%
Prótesis híbrida	49	30,4%
Rehabilitación implantosoportada de porcelana	12	7,5%



II. ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LOS RESULTADOS

En total, se registraron 155 fracturas de dientes durante todo el periodo de seguimiento. De éstas, 98 fracturas comprometieron a dientes del sector anterior, mientras que 57 a dientes del sector posterior. En un solo caso, un diente de cada grupo, concretamente un canino y un primer premolar, se desprendieron en la misma fractura. (Anexo: Tabla 2 M-P)

Todas las fracturas, ocurrieron en 65 prótesis (el 40,4% de los casos totales), mientras que 96 prótesis no se fracturaron en ninguna ocasión (59,6%).

25 prótesis (15,5%) se rompieron en una ocasión. 40 prótesis (24'8%) registraron 2 ó más fracturas, siendo 8, el número mayor de fracturas sufridas por la misma prótesis.

Nº de fracturas	Frecuencia	Porcentaje
0	96	59,6
1	25	15,5
2	18	11,2
3	9	5,6
4	6	3,7
5	2	1,2
6	4	2,5
8	1	0,6

Las prótesis híbridas inferiores (n=80) registraron un total de 47 fracturas, concerniendo en 13 casos a dientes del sector anterior, por 34 dientes fracturados en el sector posterior. Todas las fracturas se produjeron en 24 prótesis inferiores (30%), 56 prótesis (70%) no experimentaron ninguna fractura. (Anexo: Tabla 4)

Las prótesis híbridas superiores (n=81) registraron un total de 107 fracturas, concerniendo en 85 ocasiones a dientes del sector anterior, por 23 dientes fracturados en el sector posterior. Todas las fracturas se produjeron

en 41 prótesis superiores (50,6%), 40 prótesis (49,4%) no experimentaron ninguna fractura. (Anexo: Tabla 5)

Las prótesis híbridas colocadas en mujeres (n=81) registraron un total de 38 fracturas, siendo en 27 ocasiones de dientes del sector anterior, y 11 en dientes del sector posterior. 22 prótesis experimentaron todas las fracturas (27,2%), mientras que 59 no se fracturaron en ninguna ocasión (72,8%). (Anexo: Tabla 6)

Las prótesis híbridas colocadas en varones (n=80) registraron un total de 116 fracturas, siendo en 71 ocasiones de dientes del sector anterior, y 46 en dientes del sector posterior. 43 prótesis experimentaron todas las fracturas (53,8%), mientras que 37 no se fracturaron en ninguna ocasión (46,3%). (Anexo: Tabla 7)

Respecto a la naturaleza de la arcada antagonista (Anexo: Tablas 8-12), los resultados obtenidos se resumen en la siguiente tabla:

Antagonista	Sí fractura	No fractura	Total fracturas	Fracturas anteriores	Fracturas posteriores
Natural/Fijo (n=40)	23 (57,5%)	17 (42,5%)	68	47	22
Mixto (n=29)	10 (34,5%)	19 (65,5%)	19	18	1
PC/sobredent (n=31)	5 (16,1%)	26 (83,9%)	15	4	11
Híbrida (n=49)	22 (44,9%)	27 (55,1%)	46	28	18
Porcel implant (n=12)	5 (41,7%)	7 (58,3%)	6	1	5

En cuanto a la edad de los pacientes en el momento de colocar la prótesis, se dividieron en cuatro rangos, con los siguientes registros de fracturas (Anexo: Tablas 13-16):

Rango edad	Sí fractura	No fractura	Total fracturas	Fracturas anteriores	Fracturas posteriores
40-49 (n=22)	5 (22,7%)	17 (77,3%)	10	6	4
50-59 (n=66)	29 (43,9%)	37 (56,1%)	68	49	19
60-69 (n=50)	22 (44,0%)	28 (56,0%)	53	35	18
70 o más (n=22)	8 (36,4%)	14 (63,6%)	22	8	14

En cuanto a las fracturas relacionadas con la presencia o no de retenciones mecánicas en la estructura para el acrílico y los dientes, se registraron un total de 56 fracturas en las prótesis con retenciones mecánicas (n=79), siendo 30 de ellas de dientes del sector anterior, y 26 del posterior. Todas las fracturas se produjeron en 23 de las 79 prótesis (29,1%), mientras que en 56 prótesis no se experimentaron fracturas (70,9%). (Anexo: Tablas 18)

Las prótesis sin retenciones mecánicas (n=82), experimentaron un total de 98 fracturas, (68 dientes del grupo anterior, y 31 del posterior). Todas las

fracturas se produjeron en 42 prótesis (51,2%), mientras que 40 prótesis no experimentaron fracturas (48,8%). (Anexo: Tabla 19)

Respecto a la utilización de pilares intermedios, se recogieron las siguientes frecuencias (Anexo: tablas 19-21)

Pilares	Sí fractura	No fractura	Total fracturas	Fracturas anteriores	Fracturas posteriores
Todos (n=57)	29 (50,9%)	28 (49,1%)	62	41	22
Ninguno (n=35)	15 (42,9%)	20 (57,1%)	41	19	22
Angulados (n=69)	21 (30,4%)	48 (69,6%)	51	38	13

Finalmente, respecto a la longitud de los cantilevers, se registraron las siguientes frecuencias (Anexo: Tablas 22-26):

Cantilever	Sí fractura	No fractura	Total fracturas	Fracturas anteriores	Fracturas posteriores
Izq>10mm (n=31)	6 (19,4%)	25 (80,6%)	15	6	9
Izq≤10mm (n=60)	26 (43,3%)	34 (56,7%)	66	42	24
Der>10mm (n=33)	6 (18,2%)	27 (81,8%)	13	6	7
Der≤10mm (n=55)	26 (47,3%)	29 (52,7%)	63	45	18
Sin cantil. (n=59)	27 (45,8%)	32 (54,2%)	55	38	18

III. ANÁLISIS DESCRIPTIVO INFERENCIAL

En tres de las variables de estudio, a saber, naturaleza de la arcada antagonista, número de implantes utilizados en la rehabilitación, y edad de los pacientes en el momento de colocación de la prótesis, no se superaron los 30 casos en alguno de sus rangos; se realizó por ello pruebas de

normalidad con el test de kolmogorov-Smirnov, resultando que ninguna de ellas cumplía con la condición de presentar una distribución normal ($P < 0,01$), lo que nos obligó a utilizar test no paramétricos para el tratamiento estadístico de estas variables. (Anexo: Tabla 27)

Al realizar las pruebas de Levene de “Igualdad de varianzas”, no cumplían a su vez dicha condición las variables “sexo” y “Existencia de retenciones mecánicas”; este hecho unido al anterior nos indujo a utilizar para el análisis inferencial Test no paramétricos en todos los casos para homogeneizar de este modo el estudio. (Anexo: Tabla 28 A y B)

Una vez seleccionado el tipo de test, fue nuestra pretensión determinar si existían diferencias entre el número de prótesis con o sin fracturas (sin contar con el número de fracturas ocurridas en cada una de ellas) en función de cada una de las variables de estudio, utilizando para ello los test de la Chi cuadrado para variables cualitativas independientes, resultando significativas las diferencias en las siguientes comparaciones (Anexo: Tabla 29 A-I):

1. Casos fracturados por sexo ($P < 0,01$): las prótesis colocadas en varones se fracturan más que aquellas colocadas en mujeres.
2. Casos fracturados por arcada ($P < 0,05$): las prótesis superiores se fracturan más que las inferiores.

3. Casos fracturados por existencia de retenciones mecánicas ($P < 0,01$): las prótesis con retenciones mecánicas se fracturan menos que aquellas que no las tienen.
4. Cantilever derecho menor/mayor o igual a 10mm ($P < 0,01$): los cantilevers iguales o mayores a 10mm fracturan menos que aquellos menores a 10mm.
5. Cantilever izquierdo menor/mayor o igual a 10mm ($P < 0,01$): los cantilevers iguales o mayores a 10mm fracturan menos que aquellos menores a 10mm.
6. Casos fracturados por antagonista ($P < 0,01$)
7. Casos fracturados por número de implantes ($P < 0,01$)

En estas dos últimas variables de estudio, al tener más de dos rangos cada una de ellas, se completó el estudio con la descomposición de las tablas de contingencia (Anexo: tabla 30 A y B), resultando que el antagonista “natural/fijo” se fracturaba más que el antagonista prótesis “completa/sobredentadura” de forma significativa ($P < 0,05$), pero no había diferencias con el resto de antagonistas, ni del resto de antagonistas entre sí.

Respecto al número de implantes, se excluyó del análisis a las prótesis sobre siete implantes, pues sólo había 3 casos y en los tres casos con fractura, lo que sesgaría a nuestro juicio el resultado. En el resto se obtuvieron diferencias significativas ($P < 0,05$) para las prótesis sobre 4

implantes, que experimentaron más fracturas que el resto, pero no del resto entre sí.

No se encontraron diferencias significativas en las siguientes comparaciones:

1. Existencia o no de cantilever
2. Utilización o no de pilares intermedios
3. Rangos de edad

Además, se realizó la comparación cuantitativa del número de fracturas registradas para cada una de las variables que resultaron tener diferencia significativas en el análisis anterior (Anexo: Tabla 31 A-E), mediante el test de Kruskal-Wallis para comparación de más de tres muestras (naturaleza de la arcada antagonista, y número de implantes), y el test de Mann Whitney para comparación de sólo dos muestras (el resto), resultando significativa únicamente ($P < 0,05$) la diferencia en el número de fracturas experimentado por los varones que rompen la prótesis, en comparación con las mujeres.

VI. DISCUSIÓN

1. DISCUSIÓN SOBRE LA MUESTRA

Todos las prótesis híbridas que conforman la muestra de este estudio fueron colocadas en pacientes tratados en una clínica privada especializada en el tratamiento con implantes. Los criterios de selección y exclusión fueron establecidos por entender que al tratarse de un estudio retrospectivo, podían existir errores derivados de la recogida de datos y/o del método de confección de la prótesis, en caso de no haber sido confeccionados por el mismo operador.

Consideramos un tamaño muestral elevado (161 prótesis), si lo comparamos con la mayoría de estudios precedentes, en los que suelen incluirse menos de 50 prótesis^{11,22,23,27,36,41,44,45,76}, menos de 100 prótesis^{10,13,46}, o menos de 150^{9,35,40,43,86}. Tan sólo en algunos estudios multicéntricos, se obtienen muestras superiores en número, como en el caso de Bergendal y cols³⁹., Jemt y cols⁸., y Örtorp y cols¹⁴, con 164, 391 y 155 prótesis respectivamente. Existen otros estudios de prótesis híbridas, generalmente más antiguos, con tamaños muestrales mayores, pero que no dan información sobre las fracturas y complicaciones mecánicas de este tipo de prótesis, por lo que no son de nuestro interés en este estudio.

Al tener un tamaño muestral elevado, se consigue un número elevado de casos para cada una de las variables de estudio que fueron identificadas como potencialmente influyentes en el comportamiento mecánico de la

prótesis, y consecuentemente de las fracturas que pudieran acontecer, exceptuando el material de confección de la estructura metálica, que por motivos económico-presupuestarios así como por los buenos resultados clínicos obtenidos con la aleación colada de Ni-Cr-Ti, fue utilizada en la mayoría de los casos (155), por tan sólo 4 casos en los que se utilizó titanio mecanizado, y uno solo que se confeccionó con aleación de oro. Siendo así, y habida cuenta del reducido número de casos tratados con estas otras aleaciones alternativas, la variable “material de confección de la estructura metálica” fue desechada y no incluida en el presente estudio para evitar sesgos indeseables.

2. DISCUSIÓN SOBRE EL MÉTODO

Todas las prótesis que conforman la muestra del estudio fueron confeccionadas, tanto en su parte clínica como de laboratorio, por profesionales experimentados, por lo que podríamos descartar la aparición de complicaciones técnicas y/o mecánicas debidos a errores que pudieran derivarse de la falta de experiencia o conocimiento de dichos profesionales.

Todos los factores que fueron identificados como posiblemente relacionados con el comportamiento biomecánico de la prótesis y la resistencia a la fractura de la misma, se incluyeron en el estudio, para su

posterior análisis, con la excepción del material utilizado en la confección de la estructura metálica, como ha sido comentado anteriormente.

La naturaleza de la arcada antagonista fue dividida en 5 subgrupos: “dentición natural y/o prótesis fija”, “prótesis completa mucosoportada y/o sobredentaduras implantorretenidas”, y “prótesis híbrida”, son los tres subgrupos que utiliza Davis y cols⁴⁴. en el único estudio encontrado en la literatura científica centrado a este respecto. Nosotros decidimos añadir la “dentición mixta (fija y removible)”, como también hiciera Moberg y cols²². así como la “rehabilitación fija implantosoportada de porcelana”, porque el tamaño muestral nos lo permitía, considerando además que estas últimas tienen un comportamiento biomecánico, una generación de fuerzas oclusales, y una capacidad abrasiva, completamente diferente a las demás. Decidimos incluir a las sobredentaduras junto a las prótesis completas, porque el modo de confección, al ser implantorretenidas y por tanto mucosoportadas, hace que tengan un comportamiento similar a las prótesis completas mucosoportadas tradicionales en lo que a intensidad y dirección de fuerzas oclusales se refiere.

Los cantilevers o ménsulas fueron medidos a nivel de la estructura metálica, no una vez que esta es recubierta con acrílico y dientes. No se especifica nada en los estudios precedentes a este respecto. Siendo esto así, nuestros datos acerca de la extensión de los mismos podrían diferir en 2-3

milímetros, si es que el espesor del recubrimiento acrílico fuera contemplado. A parte de la medición de cada uno de los cantilevers existentes en el estudio, estos fueron agrupados en tres rangos: no existencia de cantilver, cantilevers iguales o inferiores a 10mm, y cantilevers mayores de 10mm, para los lados izquierdo y derecho respectivamente. La elección del valor de 10mm, se debe por un lado, a que las extensiones medias de cantilevers en los estudios precedentes suelen oscilar en torno a este valor^{22,28,35,44,45,76}, y porque los autores que analizan esta circunstancia, lo consideran un valor seguro, tanto para el maxilar^{3,67-69} como para la mandíbula^{3,64-66}.

La presencia de pilares intermedios entre los implantes y la prótesis no ha sido identificada en la literatura científica como relacionada con fracturas de dientes. A pesar de ello, ha sido incluida para su análisis porque pensamos que puede influir por diferentes razones: por un lado, resta en muchos casos espacio protésico, por lo que el grosor del recubrimiento acrílico y los dientes puede disminuir, mermando así su resistencia. Por otro lado, el diámetro de las chimeneas para los tornillos protésicos es inferior que en los casos de aquellos que atornillan directamente en el implante. Esto sería ventajoso desde el punto de vista de que los dientes involucrados en estos orificios, presentan una superficie de contacto con el acrílico mayor. Finalmente, la presencia de pilares intermedios puede variar el patrón de transmisión del stress mecánico producido durante la masticación.

Aunque siempre es deseable el período de seguimiento más largo posible, nuestro tiempo medio de 39,69 meses, es superior al de muchos de los estudios sobre el comportamiento clínico de este tipo de rehabilitaciones^{8,10,22,23,39,43,46,77}, pero lo consideramos suficiente, especialmente por el hecho de que ya en el primer año se registraron 40 fracturas acontecidas en 27 prótesis, y en el segundo año otras 35 fracturas ocurridas en 29 prótesis. Es decir, las fracturas de dientes en las prótesis híbridas, son un problema temprano desde que son colocadas en boca, y por tanto, es un hecho que se podría estudiar y analizar tras un periodo de seguimiento relativamente corto.

Aunque las fracturas que ocurrían cada año fueron recogidas para su estudio posterior, sin embargo, estos datos no fueron utilizados para su análisis estadístico, debido a que hay una gran variabilidad en el tiempo de seguimiento de cada una de las prótesis (entre 1 y 7 años), por lo que esta circunstancia podría sesgar las conclusiones que pudieran derivarse de los mismos.

Las fracturas de dientes fueron divididas en aquellas que comprometían al grupo anterior (de canino a canino), o al grupo posterior (premolares y molares). Aunque en la mayoría de estudios no se reflejan la localización de estas incidencias, no se les da importancia, o no se detecta una diferenciación notable⁴¹, Davis y cols⁴⁴. sí observan en su análisis una mayor

incidencia de fracturas concernientes al grupo anterior. Como la propia observación del autor de la presente tesis a lo largo del tiempo, parecía coincidir con las diferencias apuntadas por Davis, esto nos animó a diferenciar entre los dos tipos de localizaciones de fracturas para el posterior análisis de las mismas.

3. DISCUSIÓN SOBRE LOS RESULTADOS

Se registraron en nuestro estudio un total de 155 fracturas, experimentadas por 161 prótesis, tras un periodo de seguimiento medio de 39,69 meses. Esto viene a confirmar la alta incidencia de este tipo de complicación, considerada por muchos autores como la más frecuente de las complicaciones técnicas y/o mecánicas, ocurridas en este tipo de prótesis (Jemt³⁵, Carlson³⁷, Eliasson⁴³, Fischer⁴⁵, Gothberg⁴⁶). Attard²⁷, que actualiza todos los resultados obtenidos por Zarb desde 1990, tras detectar la alta frecuencia en que este tipo de fracturas se presentan, hace énfasis en la necesidad de transmitir a los pacientes, que las prótesis híbridas implantosoportadas tienen unos requerimientos de mantenimiento, reparaciones y modificaciones, muy elevados, por cuanto a las molestias y gastos económicos que esto les pueda suponer.

En nuestro estudio, de las 155 fracturas, 98 comprometieron a dientes del sector anterior (63,22%), lo que refleja una cierta tendencia a que las

fracturas se produzcan en este grupo de dientes, especialmente en las prótesis de arcada superior, en las que las fracturas de caninos e incisivos supusieron el 79,43% del total, mientras que en las inferiores sólo el 27,65%. Esta tendencia coincide con la apuntada por Davis⁴⁴ en 2003, mientras que Gallucci⁴¹ no encuentra una localización clara en las fracturas que registró, aunque hay que tener en cuenta que en su estudio sólo se incluyeron 45 prótesis híbridas inferiores, con una prótesis completa mucosoportada de antagonista. El resto de estudios consultados, aunque expresan la alta incidencia de fracturas de dientes de resina, no especifican nada acerca de la localización de dichas fracturas.

Todas las fracturas que se recogieron, fueron sufridas por tan sólo 65 prótesis (un 40,4% del total). Mientras que 96 prótesis no se fracturaron en ningún momento. Y de las 65 prótesis que experimentaron fracturas, 40 lo hicieron en más de una ocasión. Este hecho, invita a pensar que efectivamente pueden existir algunas circunstancias que puedan motivar la aparición de fracturas en las prótesis híbridas implantosoportadas de algunos sujetos, en algunos casos de forma frecuente, lo que ha venido a ser confirmado por el análisis inferencial realizado en nuestro estudio; así, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en:

1. El sexo del paciente: los varones fracturaron más que las mujeres ($p < 0,01$). Concretamente 43 prótesis colocadas en varones ($n=80$),

experimentaron 116 fracturas, por tan sólo 38 fracturas en 22 prótesis colocadas en mujeres (n=81). Esta tendencia coincide con la observada por Gothberg⁴⁶, aunque no especifica en qué proporción, y puede ser debida, como cabe pensar, a la diferente magnitud de la fuerza que los varones pueden realizar, en comparación con las mujeres de la misma edad^{53,54,56}.

2. Arcada en que se localiza la prótesis: las prótesis híbridas superiores se fracturaron más que las inferiores ($p < 0,05$). Concretamente, las prótesis híbridas superiores (n=81) computaron un total de 107 fracturas ocurridas en 41 prótesis, por tan sólo 47 fracturas en 24 de las 80 prótesis de arcada inferior. Esta tendencia coincide igualmente con la observada por otros autores (Jemt⁸, Davis⁴⁴, Gothberg⁴⁶), y puede achacarse a la diferente trayectoria de los vectores de fuerzas oclusales y distribución de las fuerzas a través de los dientes artificiales, y la dificultad para evitar interferencias durante la guía anterior, especialmente acentuada esta circunstancia, con el desgaste progresivo de los dientes del sector posterior, que van aumentando la carga experimentada en el grupo de caninos e incisivos, lo que justifica, que las fracturas sean más frecuentes en la arcada superior y en el grupo anterior, como ha sido apuntado más arriba. Los dientes del sector posterior suelen recibir fuerzas compresivas, mientras que los del grupo anterior, especialmente durante las trayectorias de

deslizamiento protrusivo y de lateralidad, suelen recibir fuerzas perpendiculares al eje axial del diente que tienden a fracturarlo y/o despegarlo de la base de la prótesis con mayor facilidad.

Aunque la mayoría de los estudios no incluyen a prótesis híbridas en ambas arcadas, sí es cierto que los que recogen un número menos elevado de fracturas y complicaciones protésicas de tipo mecánico son aquellos en los que se colocan en la arcada inferior, y especialmente con una prótesis completa mucosoportada de antagonista (Hemmings³⁶, Moberg²², Jemt¹³, Murphy⁷⁶, Ortorp¹⁴, Wennemberg⁸⁶), situación clínica ésta, que a tenor de los resultados cosechados, y de la revisión realizada, parece la opción clínica más segura, por cuanto a la evitación de problemas mecánicos se refiere.

3. Existencias de retenciones mecánicas: las prótesis con retenciones mecánicas para elacrílico y los dientes se fracturaron menos, que aquellas que no las tenían. Concretamente 42 de las 82 prótesis sin retenciones, experimentaron 98 fracturas, mientras que sólo 23 de las 79 prótesis con retenciones sufrieron 56 fracturas. Estos resultados coinciden con los apuntados por Bergendal³⁹ y Jemt⁷⁴, que experimentaron en sus estudios más fracturas en aquellas prótesis que no fueron diseñadas con elementos retentivos para elacrílico y los dientes, por lo que tanto ellos, como otros autores (Davis⁴⁴, Wismeijer⁷⁵), recomiendan su inclusión en el diseño de la estructura

metálica de la prótesis, para reforzar la unión, de carácter macromecánico entre el acrílico y la estructura metálica subyacente; recomendación, que en vista de los resultados obtenidos en nuestro estudio, nos animamos igualmente a sugerir.

4. Existencia de Cantilevers: en contra de lo que se pudiera pensar a tenor de lo publicado anteriormente, hemos obtenido diferencias significativas ($p < 0,01$), pero encontrando una mayor incidencia de fracturas para los cantilevers tanto derechos como izquierdos iguales o menores a 10mm, que aquellos casos de cantilevers de mayor longitud a 10mm. Las razones que pueden justificar esta tendencia contraria a la que han podido sugerir otros autores como Gallucci⁴¹, Shackleton⁶⁶, Ogawa⁷¹, Zurdo⁷² o Jemt⁷³, es por un lado, la utilización en nuestro estudio de una aleación de alta rigidez (Ni-Cr-Ti) que disminuye la deformación elástica de la misma a nivel del cantilever durante la masticación, como es apuntado por algunos autores⁷⁸⁻⁸² y ha sido explicado en el capítulo correspondiente más arriba; y por otro lado, el hecho de que se ha recurrido a un diseño de rehabilitación con cantilevers más largos, en aquellas circunstancias anatómicas en las que se dificultaba la inserción quirúrgica de implantes en una posición más posterior, circunstancia que suele darse en sujetos que han sufrido un proceso de reabsorción ósea más acentuado, por lo que la prótesis resultante suele tener unas

dimensiones mayores, y por tanto un grosor y un espacio para el acrílico y los dientes superior, lo que aumenta su resistencia y disminuye los efectos perniciosos del desgaste progresivo de los mismos hasta pasado un tiempo mayor, y por tanto, el riesgo de fractura. Además, puede observarse un mayor número de casos rehabilitados sobre cuatro implantes en el grupo de cantilever iguales o menores de 10mm, circunstancia ésta, que se ha asociado a una mayor incidencia de fracturas, como se explica en el apartado correspondiente más abajo.

5. Naturaleza de la arcada antagonista: las prótesis híbridas con dentición natural/fija antagonista, se fracturan significativamente más que aquellas que tienen una prótesis completa o una sobredentadura implantorretenida por antagonista ($p < 0,01$); pero no se han encontrado diferencias significativas con el resto de antagonistas. Esto coincide parcialmente con los resultados obtenidos por Davis⁴⁴ en su estudio sobre complicaciones mecánicas en prótesis híbrida con denticiones oponentes de diferente naturaleza, en el que observan igualmente una baja incidencia de fracturas con una prótesis completa antagonista, pero recogieron más fracturas en los casos con prótesis híbridas en las dos arcadas, respecto a los casos con dentición natural en una de ellas, achacando esta circunstancia a la menor discriminación oclusal y propiocepción que pueden

experimentar los pacientes con prótesis en ambas arcadas; si bien, debemos matizar que en el estudio de Davis la muestra es bastante baja (sólo 9 casos con dentición natural, por 6 con prótesis híbridas en ambas arcadas). Igualmente Eliasson⁴³ recoge una mayor incidencia de fracturas en los casos con otra prótesis híbrida de antagonista (en su estudio no hay sujetos con dentición natural) en comparación con los casos con una prótesis completa mucosoportada. La razón por la que entendemos que se pueda dar una mayor incidencia de fracturas en nuestro estudio en los casos con dentición natural/fija de antagonista, es por un lado, la mayor fuerza que se puede generar con este tipo de dentición, así como la mayor abrasividad del esmalte natural y/o la porcelana de las prótesis fijas, respecto a los dientes de resina de las prótesis híbridas oponentes. Por otro lado, cabe destacar que la baja incidencia recogida en los casos con prótesis completa de antagonista puede estar también influida por el hecho de que siempre en estas situaciones, las prótesis híbridas están localizadas en la arcada inferior, que como hemos visto, sufren menos fracturas respecto a las colocadas en maxilar superior. Lo mismo se puede decir de las rehabilitaciones fijas implantosoportadas completas de porcelana, que siempre fueron colocadas en la arcada superior.

6. Número de implantes: los casos rehabilitados sobre 4 implantes, se fracturaron significativamente más, que aquellos realizados sobre 5, 6

u 8 implantes ($p < 0,05$). Aunque no existen precedentes de otros autores que hayan observado una mayor incidencia de fracturas en prótesis híbridas realizadas sobre 4 implantes respecto a un número mayor de los mismos, nosotros sí hemos encontrado esta tendencia, que puede ser debida a la mayor deformación elástica sufrida por la estructura de la prótesis durante la masticación, lo que puede conducir a un mayor stress mecánico sufrido por el acrílico y los dientes hasta que pudiera conducir a la fractura por fatiga de los mismos. A pesar de esta hipótesis, cabe puntualizar, que las prótesis híbridas sobre 4 implantes, fueron diseñadas en un 62,1% de los casos sin retenciones mecánicas en la estructura, por sólo un 26,1%, un 58,4% y un 29,4% para los casos con 5, 6 y 8 implantes respectivamente, además de que las prótesis sobre 5 implantes fueron colocadas en la arcada inferior en un 91,3% de los casos, todo lo cual, también puede explicar esta tendencia experimentada en las prótesis sobre 4 implantes.

Finalmente, cabe destacar, que no se obtuvieron diferencias significativas para las variables “existencia o no de cantilever”, lo que se puede explicar por las mismas razones explicadas más arriba para los cantilevers mayores o menores a 10mm, así como para la utilización de pilares intermedios bajo la prótesis, lo cual no parece influir en absoluto en las fracturas de dientes en este tipo de prótesis.

Igualmente, y a pesar de los resultados reflejados por Engfors⁵² en su estudio, que recoge una menor incidencia de complicaciones mecánicas en pacientes de edad avanzada respecto a los pacientes más jóvenes, nosotros no hemos recogido diferencias significativas entre ningún grupo de edad, si bien podemos matizar que en el estudio de este autor se comparaba a sujetos mayores de 80 años, con otros más jóvenes. Es decir, una edad bastante avanzada; en nuestro estudio, sólo 4 pacientes tenían 80 o más años.

VII. CONCLUSIONES

De los resultados obtenidos en la muestra por nosotros estudiada y en respuesta a los objetivos específicos planteados al analizar los factores implicados en la mayor incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantosoportadas, con las consecuentes limitaciones de este estudio, podemos concluir que:

1. No existe una mayor incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantosoportadas en función de la edad del paciente, presencia o no de ménsulas o cantilevers y utilización o no de pilares intermedios.
2. la incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantosoportadas es mayor en varones.
3. la incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantosoportadas es mayor en la arcada superior.
4. la incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantosoportadas es mayor en antagonistas con dentición natural/fija que con antagonistas de prótesis completa o sobredentaduras implantorretenidas.
5. la incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantosoportadas es mayor en caso de rehabilitaciones sobre 4 implantes que sobre 5,6 u 8.

6. la incidencia de fracturas de dientes acrílicos en las prótesis híbridas implantosoportadas es menor en presencia de retenciones mecánicas para el acrílico.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

-
- ¹ Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Prótesis tejido-integradas; la oseointegración en la Odontología clínica. Reimpresión especial. Barcelona: Quintessence S.L.;1999
- ² Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983; 50: 399-410
- ³ Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10: 387-416
- ⁴ Lundqvist S, Carlsson G. Maxillary fixed prostheses on osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1983; 50: 262-270
- ⁵ Adell R. Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws. *J Prosthet Dent.* 1983; 50: 251-254
- ⁶ Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990; 5: 347-359
- ⁷ Schnitman PA, Shulman LB. Recommendations of the consensus development conference of dental implants. *J Am Dent Assoc.* 1979; 98: 373-377
- ⁸ Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6: 270-276
- ⁹ Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 implants supporting complete fixed prostheses; part II: prosthetic aspects. *J Prosthet Dent.* 1992; 68: 949-956
- ¹⁰ Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-Chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a 3 years follow up. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9: 449-454
- ¹¹ Makkonen TA, Holmberg S, Niemi L, Olsson C, Tammissalo T, Peltola J. A 5-year prospective study of Astra Tech dental implants supporting fixed bridges or overdentures in the edentulous mandible. *Clin Oral Impl Res.* 1997; 8: 469-475

-
- ¹² Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, von Konow L, Lothigius E. Five-year prospective follow-up report of the Astra Tech Dental Implant System in the treatment of edentulous mandibles. *Clin Oral Impl Res.* 1998; 9: 225-234
- ¹³ Jemt T, Bergendal B, Arvidsson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B, Palmqvist S, Rundkrantz T, Bergström C. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: a 2-years prospective multicentric study. *Int J Prosthodont.* 1998; 11: 551-557
- ¹⁴ Örtorp A, Linden B, Jemt T. Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5-year follow-up study. *Int J Prosthodont.* 1999; 12: 65-72
- ¹⁵ Örtorp A, Jemt T, Bäck T, Jälevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 194-200
- ¹⁶ Eliasson A, Wennerberg A, Johansson A, Örtorp A, Jemt T. The precision of fit of milled titanium implant frameworks (I-bridge) in the edentulous jaw. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12: 81-90
- ¹⁷ Jemt T, Bäck T, Petersson A. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont.* 1999; 12: 209-215
- ¹⁸ Örtorp A, Jemt T. CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 10-years comparative clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012; 14: 88-99
- ¹⁹ Örtorp A, Jemt T. Clinical experiences of CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 1-year prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000; 2: 2-9
- ²⁰ Örtorp A, Jemt T. Clinical experiences of CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 3-year interim report. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2002; 4: 104-109
- ²¹ Örtorp A, Jemt T. Clinical experiences of computer numeric control-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 5-year prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004; 4: 199-209
- ²² Moberg LE, Köndell PA, Sagulin GB, Bolin A, Heimdahl A, Gynther G. Brånemark System and ITI Dental Implant System for treatment of

mandibular edentulism. A comparative randomized study: 3-year follow-up. *Clin Oral Impl Res.* 2001; 12: 450-461

²³ Bergvist G, Sahlholm S, Nilner K, Lindh C. Implant-supported fixed prostheses in the edentulous maxilla. A 2-year clinical and radiological follow-up of treatment with non-submerged ITI implants. *Clin Oral Impl Res.* 2004; 15: 351-359

²⁴ Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part I: Surgical results. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 451-457

²⁵ Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: Prosthetic results. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 53-61

²⁶ Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 185-194

²⁷ Attard N, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant fixed prostheses: The Toronto Study. *Int J Prosthodont.* 2004; 17: 417-424

²⁸ Mertens C, Steveling H. Implant-supported fixed prostheses in the edentulous maxilla: 8-year prespective results. *Clin Oral Impl Res* 2011; 22: 464-472

²⁹ Davis DM, Rimrott R, Zarb GA. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3: 275-280.

³⁰ Besimo C, Graber G, Schaffner T. Hybrid prosthetic implant supported suprastructures in edentulous mandibles. Conus crowns and shell-pin-systems on HA-Ti implants. 2. Prosthetic construction principles. *ZWR.* 1991; 100: 70-76

³¹ LoCascio SJ, Salinas TJ. Rehabilitation of an edentulous mandible with an implant supported prosthesis. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1997; 9: 357-368

³² Salvi G, Brägger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 69-85

-
- ³³ Johansson G, Palmqvist S. Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 89-92
- ³⁴ Lundqvist S, Haraldson T, Lindbland P. Speech in connection with maxillary fixed prostheses on osseointegrated implants: a three year follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3: 176-180
- ³⁵ Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 303-311
- ³⁶ Hemmings K, Schmitt A, Zarb G. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a five year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 191-196
- ³⁷ Carlson B, Carlsson G. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 90-94
- ³⁸ Goodacre Ch, Kan J, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 537-552
- ³⁹ Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: a 2-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 199-206
- ⁴⁰ Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for implant-supported fixed prostheses: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 69-71
- ⁴¹ Gallucci G, Doughtie C, Hwang J, Fiorellini J, Weber HP. Five years results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20: 601-607
- ⁴² Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy casting and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master cast in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 557-564
- ⁴³ Eliasson A, Palmqvist S, Svenson B, Sondell K. Five-year results with fixed complete-arch mandibular prostheses supported by 4 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 505-510.

-
- ⁴⁴ Davis D, Packer M, Watson R. Maintenance requirements of implant-supported fixed prostheses opposed by implant-supported fixed prostheses, natural teeth, or complete dentures: a 5 year retrospective study. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 521-523
- ⁴⁵ Fischer K, Stenberg T, Hedin M, Sennerby L. Five years results from a randomized, controlled trial on early and delayed loading of implants supporting full-arch prosthesis in the edentulous maxilla. *Clin Oral Impl Res* 2008; 19: 433-441
- ⁴⁶ Göthberg C, Bergendal T, Magnusson T. Complications after treatment with implant-supported fixed prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 201-207
- ⁴⁷ Attard N, Wei X, Laporte A, Zarb G, Ungar W. A cost minimization analysis of implant treatment in mandibular edentulous patients. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 271-276
- ⁴⁸ Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE, Vilmann A, Sodeyama A, Matsumoto M. Effects of ethnicity, gender and age on clenching force and load distribution. *Clin Oral Invest* 2001; 5: 63-68
- ⁴⁹ Bakke M. Bite force and occlusion. *Semin Orthod* 2006; 12: 120-126. Citado por Koc D, Dogan A, Bek B en Bite Force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent* 2010; 4: 223-232
- ⁵⁰ Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE, Vilmann A, Matsumoto M. Bite force and occlusal load in healthy young subjects – a methodological study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2000; 8: 11-15
- ⁵¹ Van der Bilt A, Tekamp FA, Van der Glass HW, Abbink JH. Bite force and electromyography during maximum unilateral and bilateral clenching. *Eur J Oral Sci* 2008; 116: 217-222
- ⁵² Engfors I, Örtorp A, Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in elderly patients: a 5-year retrospective study of 133 edentulous patients older than 79 years. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004; 6: 190-198
- ⁵³ Olthoff LW, Van Der Glass W, Van Der Blitt A. Influence of occlusal vertical dimension on the masticatory performance during chewing with maxillary splints. *J Oral Rehabil* 2007; 34: 560-565

-
- ⁵⁴ Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy Young adults. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 18-22
- ⁵⁵ Wichelhaus A, Hüffmeier S, Sander FG. Dynamic functional force measurements on an anterior bite plane during the night. *J Orofac Orthop* 2003; 64: 417-425
- ⁵⁶ Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent* 2010; 4: 223-232
- ⁵⁷ Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 1979; 6: 41-47
- ⁵⁸ Jacobs R, van Steenberghe D. Comparative evaluation of the oral tactile function by means of teeth or implant supported prostheses. *Clin Oral Implant Res* 1991; 2: 75-80
- ⁵⁹ Lundgren D, Laurell L, Falk H, Bergendal T. Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1987; 58: 197-204
- ⁶⁰ Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patient with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2: 101-108
- ⁶¹ Purcell BA, McGlumphy EA, Holloway JA, Beck FM. Prosthetic complications in mandibular metal-resin implant-fixed complete dental prostheses: a 5- to 9-year analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008; 23: 847-857
- ⁶² Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6: 227-231
- ⁶³ Eliasson A, Eriksson T, Johansson A, Wenneberg A. Fixed partial prostheses supported by 2 or 3 implants: a retrospective study up to 18 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 567-574
- ⁶⁴ Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 241-247

-
- ⁶⁵ Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing and forces of occlusal contacts. *Quintessence Int* 1989; 20: 473-480
- ⁶⁶ Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 23-26
- ⁶⁷ Rasmussen EJ. Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1987; 2: 198-204
- ⁶⁸ Watson RM, Davis DM, Forman GH, Coward T. Considerations in design and fabrication of maxillary implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 1991; 4: 232-239
- ⁶⁹ Taylor TD. Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 329-337
- ⁷⁰ Haraldson T, Zarb G. A 10-year follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. *Scand J Dent Res* 1988; 96: 243-252
- ⁷¹ Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, Duyck J. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 566-573
- ⁷² Zurdo J, Romao C, Wennström JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009; 4: 59-66
- ⁷³ Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 557-564
- ⁷⁴ Jemt T, Linden B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodont Rest Dent* 1992; 12: 177-184
- ⁷⁵ Wismeijer D, Casentini P, Gallucci G, Chiapasco M. *ITI Treatment Guide Vol 4: Loading Protocols in Implant Dentistry – Edentulous Patients*. Berlin: Quintessence Publishing Co, Ltd. 2010

-
- ⁷⁶ Murphy W, Absi E, Gregory M, Williams K. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 133-138
- ⁷⁷ Jemt T, Bergendal B, Arvidson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B, Rundkrantz T, Wendelhag I. Implant-supported welded titanium frameworks in the edentulous maxilla: a 5-year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 544-548
- ⁷⁸ Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 188-198
- ⁷⁹ Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990; 21: 563-570
- ⁸⁰ Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 585-598
- ⁸¹ Suedam V, Capello EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effects of abutment height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prostheses. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20: 196-200
- ⁸² Leinfelder KF. An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. *J Am Dent Assoc* 1997; 128: 37-45
- ⁸³ Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobard D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990; 21: 563-570
- ⁸⁴ Murphy WM, Williams KR, Gregory MC. Stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 897-903
- ⁸⁵ Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater* 1992; 10: 153-201
- ⁸⁶ Wennemberg A, Carlsson G, Jemt T. Influence of occlusal factors on treatment outcome: a study of 109 consecutive patients with mandibular implant-supported fixed prostheses opposing maxillary complete dentures. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 550-555

IX. ANEXO

Tabla 1: Datos recogidos

Tabulación de datos por prótesis:

Edad: expresada en años

Sexo: 1:varón 2:mujer

Arcada: 1:superior 2:inferior

Nº de implantes

Longitud del cantilever derecho expresada en milímetros

Longitud del cantilever izquierdo expresada en milímetros

Metal: 1:tilite colado 2:titanio mecanizado 3:oro

Retenciones mecánicas: 1:sí 2:no

Pilares intermedios: 1:sí 2:no 3:sólo angulados

Antagonista: 1:natural/fijo 2:mixto 3:completa/sobredentadura 4:híbrida 5:rehabilitación porcelana sobre implantes

Tiempo: expresado en meses

Fracturas totales

Fracturas del grupo anterior

Fracturas del grupo posterior

CASO	EDAD	SEXO	ARCADA	Nº IMP	LC DER	LC IZQ	METAL	RETENC	PILAR	ANTAG	TIEMPO	FRACT	F ANT	F POST
1	52	1	1	6	0	0	1	1	3	1	40	0	0	0
2	69	2	2	6	0	0	1	2	2	4	43	3	0	3
3	62	2	2	6	12	20	1	2	1	3	58	0	0	0
4	64	2	1	8	0	0	1	1	2	4	24	2	2	0
5	51	2	1	8	0	0	1	1	3	4	22	0	0	0
6	51	2	2	6	12	11	1	1	3	4	22	0	0	0
7	71	2	1	8	0	0	1	2	3	1	15	0	0	0
8	59	1	1	8	0	0	1	1	3	4	39	4	3	1
9	59	1	2	6	11	8	1	1	1	4	39	2	0	2
10	70	1	1	6	0	14	1	2	2	1	18	6	3	3
11	58	1	2	6	15	17	1	2	1	3	61	2	2	0
12	46	2	2	4	6	4	1	2	1	5	33	0	0	0
13	51	1	1	6	6	5	1	1	3	2	41	0	0	0
14	80	2	1	4	8	5	1	2	1	2	56	1	1	0
15	51	1	1	8	0	0	1	1	1	2	14	0	0	0
16	53	1	1	6	5	0	1	2	3	1	9	3	3	0
17	51	1	2	5	4	6	1	1	3	1	6	0	0	0
18	57	2	2	6	14	12	1	1	1	5	37	1	0	1
19	47	1	1	4	7	7	1	2	1	2	62	1	1	0
20	60	2	2	6	8	10	1	2	3	2	3	0	0	0
21	56	1	2	6	8	8	1	1	2	5	21	1	0	1
22	47	2	1	6	0	0	1	2	3	1	15	0	0	0
23	61	2	1	8	0	0	1	1	2	1	13	0	0	0

24	56	2	2	5	0	0	1	2	3	4	56	2	1	1
25	48	2	1	8	0	0	1	1	1	4	41	0	0	0
26	73	2	1	6	9	6	1	1	1	2	59	2	2	0
27	61	2	1	6	0	0	1	2	2	4	57	0	0	0
28	61	2	2	5	6	0	1	2	3	4	57	1	0	1
29	69	2	2	6	10	9	?	2	1	3	11	0	0	0
30	65	2	2	5	3	4	1	1	3	5	13	0	0	0
31	53	2	2	6	19	21	1	2	1	3	46	0	0	0
32	45	2	2	6	12	11	1	2	2	4	24	0	0	0
33	45	2	1	8	3	0	1	1	1	4	18	0	0	0
34	54	2	1	6	0	0	1	2	1	2	60	0	0	0
35	52	1	2	6	9	11	1	2	1	3	30	1	0	1
36	53	1	2	4	12	14	1	1	1	4	40	0	0	0
37	50	1	1	6	11	4	1	2	1	1	48	3	3	0
38	54	1	1	6	11	4	1	1	1	1	21	0	0	0
39	50	2	2	5	8	4	1	2	2	3	63	0	0	0
40	59	2	1	6	8	7	1	2	2	4	63	4	4	0
41	70	1	1	6	7	4	1	2	2	4	5	0	0	0
42	70	1	2	6	10	11	1	2	1	4	5	0	0	0
43	68	1	2	6	8	8	1	2	1	3	53	0	0	0
44	56	2	1	6	5	5	1	2	2	2	51	1	1	0
45	64	1	1	6	6	6	1	2	1	1	58	8	8	0
46	NSC	1	2	4	9	8	1	2	1	1	65	1	0	1
47	50	2	1	5	0	0	1	1	3	2	22	0	0	0
48	53	2	1	5	0	0	1	2	3	1	67	1	1	0
49	53	2	1	6	4	4	1	2	2	1	23	0	0	0
50	56	2	1	6	0	0	1	2	3	2	58	0	0	0
51	51	1	2	5	0	0	1	1	3	5	54	0	0	0
52	50	2	2	4	0	0	1	2	1	1	67	0	0	0
53	65	1	1	4	0	0	1	2	1	4	72	1	0	1
54	65	1	2	4	0	0	2	2	1	4	66	1	1	0
55	54	1	2	6	0	0	1	2	2	1	75	1	0	1
56	65	1	1	4	0	0	1	2	1	1	55	4	4	1
57	57	2	1	6	0	0	1	2	3	4	56	0	0	0
58	59	2	2	4	8	9	1	1	3	4	28	4	3	1
59	42	1	1	6	15	12	1	2	3	4	18	0	0	0
60	71	1	1	4	0	0	1	2	1	1	48	2	0	2
61	53	1	1	4	7	0	1	2	1	4	71	2	2	0
62	53	1	2	5	11	12	1	2	1	4	69	3	0	3
63	56	1	1	4	0	0	1	1	1	1	10	2	0	2
64	62	2	1	4	0	0	1	2	3	4	49	2	2	0
65	62	2	2	4	6	5	1	2	1	4	49	1	1	0
66	71	1	1	4	0	0	1	2	1	4	5	0	0	0
67	71	1	2	4	0	0	1	2	1	4	5	0	0	0
68	63	1	2	6	0	0	1	1	3	3	47	0	0	0

69	42	2	2	6	0	0	1	2	1	2	7	0	0	0
70	58	1	1	6	0	0	3	2	1	2	77	5	5	0
71	61	2	2	6	10	10	2	2	2	5	73	0	0	0
72	65	2	1	8	0	0	1	2	3	1	69	2	2	0
73	78	2	2	6	13	13	1	2	1	3	41	0	0	0
74	63	2	2	4	8	8	1	1	1	5	59	0	0	0
75	60	1	2	6	7	7	2	2	2	3	24	0	0	0
76	55	2	1	6	0	0	1	2	1	1	7	0	0	0
77	54	2	2	6	12	12	1	2	1	3	75	0	0	0
78	57	1	1	6	9	8	1	2	3	2	69	1	1	0
79	60	2	2	6	11	9	1	1	1	1	33	0	0	0
80	62	2	1	6	0	0	1	1	3	4	14	0	0	0
81	52	2	1	6	0	0	1	2	1	2	63	0	0	0
82	60	1	1	6	0	0	1	2	1	2	14	0	0	0
83	53	1	1	6	0	0	1	2	1	1	56	1	1	0
84	56	1	2	5	0	0	1	1	2	4	20	0	0	0
85	51	1	2	6	10	9	1	2	1	4	67	0	0	0
86	51	1	1	8	0	0	1	2	2	4	64	1	1	0
87	42	1	2	6	12	14	1	2	2	2	67	0	0	0
88	47	1	1	8	0	0	1	1	2	4	7	0	0	0
89	71	2	1	6	16	12	1	1	3	2	3	0	0	0
90	65	1	1	6	0	0	1	2	3	2	63	3	2	1
91	69	2	2	6	8	9	1	2	1	3	63	0	0	0
92	61	1	2	4	6	4	1	2	1	4	56	2	0	2
93	61	1	1	6	5	5	1	2	1	4	56	3	3	0
94	57	1	1	6	6	0	1	2	3	1	54	6	6	0
95	51	1	1	8	0	0	1	1	2	1	30	1	1	0
96	56	1	1	6	0	8	1	1	2	1	38	6	3	3
97	68	1	1	6	0	0	1	2	1	4	64	2	2	0
98	68	1	2	4	0	0	1	2	1	4	64	2	1	1
99	48	2	1	6	0	0	2	2	3	1	34	0	0	0
100	46	1	2	4	7	0	1	1	1	4	44	1	0	1
101	63	1	1	7	0	0	1	1	1	1	44	3	3	0
102	60	2	1	6	6	6	1	1	3	1	55	0	0	0
103	55	1	1	7	0	0	1	2	1	1	57	3	1	2
104	70	1	1	6	0	5	1	2	2	1	18	0	0	0
105	64	1	1	6	5	8	1	2	3	1	57	2	1	1
106	57	2	2	4	8	9	1	2	3	3	62	0	0	0
107	53	2	1	8	0	0	1	2	3	1	60	1	1	0
108	62	2	1	6	5	6	1	1	3	4	56	1	1	0
109	61	2	2	6	0	0	1	2	2	4	67	0	0	0
110	71	1	2	6	6	0	1	1	2	3	62	5	1	4
111	62	2	2	6	0	0	1	2	2	3	49	0	0	0
112	70	2	2	4	0	0	1	2	1	3	57	1	0	1
113	64	2	1	6	0	5	1	1	3	2	33	0	0	0

114	48	1	1	6	4	7	1	1	3	1	38	0	0	0
115	63	1	2	6	0	5	1	2	2	3	64	6	1	5
116	70	2	1	6	4	4	1	2	3	2	60	1	1	0
117	52	2	2	5	0	8	1	2	3	3	58	0	0	0
118	52	1	2	6	5	0	1	2	3	3	53	0	0	0
119	63	2	2	5	0	0	1	1	1	5	46	0	0	0
120	47	1	2	4	3	5	1	1	3	4	27	2	1	1
121	47	1	1	6	11	11	1	1	3	4	27	0	0	0
122	43	1	1	6	3	7	1	1	3	1	47	4	4	0
123	43	1	2	6	9	0	1	2	3	3	60	0	0	0
124	59	1	2	5	13	12	1	1	3	2	23	0	0	0
125	63	2	1	6	0	0	1	1	3	4	40	0	0	0
126	57	1	2	6	13	9	1	1	2	3	24	0	0	0
127	65	1	2	6	0	0	1	1	2	5	25	1	0	1
128	78	2	2	6	15	14	1	1	2	2	53	0	0	0
129	66	2	2	5	NSC	NSC	1	1	3	1	9	0	0	0
130	58	2	1	6	3	3	1	1	3	4	18	0	0	0
131	58	2	2	5	7	7	1	1	3	4	18	0	0	0
132	80	2	2	4	9	9	1	1	3	3	53	0	0	0
133	46	2	1	6	17	16	1	1	3	1	48	0	0	0
134	59	1	1	6	0	5	1	1	3	1	36	2	2	0
135	58	2	1	8	0	0	1	2	2	2	48	1	1	0
136	61	1	1	6	0	0	1	1	3	4	46	0	0	0
137	61	1	2	5	11	12	1	1	3	4	46	0	0	0
138	67	2	2	5	15	12	1	1	3	2	15	0	0	0
139	66	2	2	7	0	5	1	1	1	5	34	1	0	1
140	45	2	1	6	0	5	1	1	3	1	22	2	0	2
141	51	1	1	8	0	0	1	1	3	2	40	0	0	0
142	45	2	2	5	13	13	1	1	3	3	44	0	0	0
143	75	1	2	4	16	13	1	1	3	3	19	0	0	0
144	87	2	2	4	NSC	NSC	1	1	3	2	4	0	0	0
145	56	2	1	8	0	0	1	1	3	2	37	3	3	0
146	56	2	2	5	10	6	1	1	3	5	23	0	0	0
147	85	2	2	4	13	10	1	1	3	3	25	0	0	0
148	51	2	2	5	19	20	1	1	1	3	28	0	0	0
149	75	2	2	6	16	16	1	1	1	3	33	0	0	0
150	76	1	1	6	6	5	1	1	3	1	28	4	0	4
151	65	1	2	6	12	12	1	1	2	5	7	2	1	1
152	49	2	2	4	17	20	1	1	2	3	32	0	0	0
153	68	1	1	6	0	6	1	1	3	4	27	0	0	0
154	68	1	2	5	5	6	1	1	3	4	27	0	0	0
155	59	2	2	5	5	3	1	1	3	3	30	0	0	0
156	57	1	2	5	11	17	1	1	3	2	32	0	0	0
157	57	1	2	6	15	14	1	1	2	3	35	0	0	0
158	58	1	1	8	0	8	1	1	2	4	24	0	0	0

159	51	1	1	6	0	0	1	1	3	1	23	0	0	0
160	43	2	1	6	0	4	1	1	3	2	17	0	0	0
161	65	2	2	6	9	11	1	1	2	3	16	0	0	0

Tabla 2: Frecuencias globales

A: SEXO

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	Varón	80	49,7
	Mujer	81	50,3
	Total	161	100,0

B: ARCADA

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	Superior	81	50,3
	Inferior	80	49,7
	Total	161	100,0

C: NÚMERO DE IMPLANTES

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	4	29	18,0
	5	23	14,3
	6	89	55,3
	7	3	1,9
	8	17	10,6
	Total	161	100,0

TOTAL IMPLANTES COLOCADOS: 922

D: EXISTENCIA DE CANTILEVER EN ALGÚN LADO

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	sin cantilever	59	36,6
	existe ningun cantilever	100	62,1
	Total	159	98,8
Perdidos	Sistema	2	1,2
Total		161	100,0

E: EXISTENCIA DE CANTILEVER DERECHO

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	Sin cantilever	71	44,1
	con cantilever	88	54,7
	Total	159	98,8
Perdidos	Sistema	2	1,2
Total		161	100,0

F: LONGITUD CANTILEVER DERECHO

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	71	44,1
	3	5	3,1
	4	4	2,5
	5	8	5,0
	6	10	6,2
	7	6	3,7
	8	10	6,2
	9	7	4,3
	10	5	3,1
	11	8	5,0
	12	7	4,3
	13	5	3,1
	14	1	,6
	15	5	3,1
	16	3	1,9
	17	2	1,2

	19	2	1,2
	Total	159	98,8
Perdidos	Sistema	2	1,2
Total		161	100,0

G: EXISTENCIA DE CANTILEVER IZQUIERDO

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	sin cantilever	68	42,2
	con cantilever	91	56,5
	Total	159	98,8
Perdidos	Sistema	2	1,2
Total		161	100,0

H: LONGITUD CANTILEVER IZQUIERDO

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	68	42,2
	3	2	1,2
	4	10	6,2
	5	13	8,1
	6	8	5,0
	7	6	3,7
	8	10	6,2
	9	8	5,0
	10	3	1,9
	11	6	3,7
	12	9	5,6
	13	3	1,9
	14	5	3,1
	16	2	1,2
	17	2	1,2
	20	3	1,9
	21	1	,6
	Total	159	98,8
Perdidos	Sistema	2	1,2
Total		161	100,0

I: METAL EMPLEADO

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	Tilite colado	155	96,3
	Titanio mecanizado	4	2,5
	Oro	1	,6
	Total	160	99,4
Perdidos	Sistema	1	,6
Total		161	100,0

J: EXISTENCIA DE RETENCIONES MECÁNICAS

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	si	79	49,1
	no	82	50,9
	Total	161	100,0

K: PILARES INTERMEDIOS

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	En todos los implantes	57	35,4
	En ninguno	35	21,7
	En los angulados	69	42,9
	Total	161	100,0

L: ANTAGONISTA

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	Natural/fijo	40	24,8
	Mixto fijo/removible	29	18,0
	Completa/Sobredentadura	31	19,3
	Híbrida	49	30,4
	Rehabilitación porcelana implantes	12	7,5
	Total	161	100,0

M: EXISTENCIA DE CASOS FRACTURADOS POR PACIENTE

	Frecuencia	Porcentaje
Válido no	96	59,6
si	65	40,4
Total	161	100,0

N: NÚMERO DE FRACTURAS TOTALES: 154

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	96	59,6
1	25	15,5
2	18	11,2
3	9	5,6
4	6	3,7
5	2	1,2
6	4	2,5
8	1	,6
Total	161	100,0

O: NÚMERO DE FRACTURAS DE DIENTES DEL SECTOR ANTERIOR: 98

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	114	70,8
1	22	13,7
2	9	5,6
3	9	5,6
4	3	1,9
5	1	,6
6	1	,6
8	1	,6
Total	160	99,4
Perdidos Sistema	1	,6
Total	161	100,0

P: NÚMERO DE FRACTURAS DE DIENTES DEL SECTOR POSTERIOR: 57

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	128	79,5
	1	20	12,4
	2	6	3,7
	3	4	2,5
	4	2	1,2
	5	1	,6
	Total	161	100,0

Q: FRACTURAS OCURRIDAS EN EL PRIMER AÑO: 40

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	38	23,6
	1	17	10,6
	2	7	4,3
	3	3	1,9
	Total	65	40,4
Perdidos	Sistema	96	59,6
Total		161	100,0

R: FRACTURAS OCURRIDAS EN EL SEGUNDO AÑO: 35

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	34	21,1
	1	19	11,8
	2	7	4,3
	3	1	,6
	4	2	1,2
	Total	63	39,1
Perdidos	Sistema	98	60,9
Total		161	100,0

S: FRACTURAS OCURRIDAS EN EL TERCER AÑO: 26

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	37	23,0
	1	16	9,9
	2	2	1,2
	3	2	1,2
	Total	57	35,4
Perdidos	Sistema	104	64,6
Total		161	100,0

T: FRACTURAS OCURRIDAS EN EL CUARTO AÑO: 23

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	31	19,3
	1	13	8,1
	2	5	3,1
	Total	49	30,4
Perdidos	Sistema	112	69,6
Total		161	100,0

U: FRACTURAS OCURRIDAS EN EL QUINTO AÑO: 11

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	28	17,4
	1	5	3,1
	2	3	1,9
	Total	36	22,4
Perdidos	Sistema	125	77,6
Total		161	100,0

V: FRACTURAS OCURRIDAS EN EL SEXTO AÑO: 7

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	10	6,2
	1	7	4,3
	Total	17	10,6
Perdidos	Sistema	144	89,4
Total		161	100,0

W: FRACTURAS OCURRIDAS EN EL SEPTIMO AÑO: 1

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	4	2,5
	1	1	,6
	Total	5	3,1
Perdidos	Sistema	156	96,9
Total		161	100,0

Tabla 3: Medias Globales

Estadísticos descriptivos					
	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Edad	160	42	87	58,85	9,094
Tiempo de permanencia de la Prótesis en boca. En meses	161	3	77	39,69	20,245
N válido (por lista)	160				

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Longitud Cantilever Derecho	88	3	19	9,23	3,993
N válido (por lista)	88				

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Longitud Cantilever Izquierdo	91	3	21	8,93	4,281
N válido (por lista)	91				

Tabla 4: Fracturas en arcada inferior

FRACTURAS POR PACIENTE

	Frecuencia	Porcentaje
Válido no	56	70,0
si	24	30,0
Total	80	100,0

NÚMERO DE FRACTURAS TOTALES: 47

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	56	70,0
1	12	15,0
2	7	8,8
3	2	2,5
4	1	1,3
5	1	1,3
6	1	1,3
Total	80	100,0

FRACTURAS SECTOR ANTERIOR: 13

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	69	86,3
1	8	10,0
2	1	1,3
3	1	1,3
Total	79	98,8
Perdidos Sistema	1	1,3
Total	80	100,0

FRACTURAS EN EL SECTOR POSTERIOR: 34

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	59	73,8
1	15	18,8
2	2	2,5
3	2	2,5
4	1	1,3
5	1	1,3
Total	80	100,0

Tabla 5: Fracturas en arcada superior

FRACTURAS POR PACIENTE

	Frecuencia	Porcentaje
Válido no	40	49,4
si	41	50,6
Total	81	100,0

NÚMERO DE FRACTURAS TOTALES: 107

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	40	49,4
1	13	16,0
2	11	13,6
3	7	8,6
4	5	6,2
5	1	1,2
6	3	3,7
8	1	1,2
Total	81	100,0

FRACTURAS SECTOR ANTERIOR: 85

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	45	55,6
1	14	17,3
2	8	9,9
3	8	9,9
4	3	3,7
5	1	1,2
6	1	1,2
8	1	1,2
Total	81	100,0

FRACTURAS EN EL SECTOR POSTERIOR: 23

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	69	85,2
1	5	6,2
2	4	4,9
3	2	2,5
4	1	1,2
Total	81	100,0

Tabla 6: Fracturas en mujeres**FRACTURAS POR PACIENTE**

	Frecuencia	Porcentaje
Válido no	59	72,8
si	22	27,2
Total	81	100,0

NÚMERO DE FRACTURAS TOTALES: 38

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	59	72,8
	1	12	14,8
	2	6	7,4
	3	2	2,5
	4	2	2,5
	Total	81	100,0

FRACTURAS SECTOR ANTERIOR: 27

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	64	79,0
	1	9	11,1
	2	4	4,9
	3	2	2,5
	4	1	1,2
	Total	80	98,8
Perdidos	999	1	1,2
	Total	81	100,0

FRACTURAS EN EL SECTOR POSTERIOR: 11

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	73	90,1
	1	6	7,4
	2	1	1,2
	3	1	1,2
	Total	81	100,0

Tabla 7: Fracturas en varones**FRACTURAS POR PACIENTE**

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	no	37	46,3
	si	43	53,8
	Total	80	100,0

NÚMERO DE FRACTURAS TOTALES: 116

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	37	46,3
1	13	16,3
2	12	15,0
3	7	8,8
4	4	5,0
5	2	2,5
6	4	5,0
8	1	1,3
Total	80	100,0

FRACTURAS SECTOR ANTERIOR: 71

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	50	62,5
1	13	16,3
2	5	6,3
3	7	8,8
4	2	2,5
5	1	1,3
6	1	1,3
8	1	1,3
Total	80	100,0

FRACTURAS EN EL SECTOR POSTERIOR: 46

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	55	68,8
1	14	17,5
2	5	6,3
3	3	3,8
4	2	2,5
5	1	1,3
Total	80	100,0

Tabla 8: Fracturas de Antagonista natural/fijo

FRACTURAS POR PACIENTE

	Frecuencia	Porcentaje
Válido no	17	42,5
si	23	57,5
Total	40	100,0

NUMERO DE FRACTURAS TOTALES: 68

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	17	42,5
1	6	15,0
2	6	15,0
3	4	10,0
4	3	7,5
6	3	7,5
8	1	2,5
Total	40	100,0

FRACTURAS SECTOR ANTERIOR 47

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	23	57,5
1	6	15,0
2	2	5,0
3	5	12,5
4	2	5,0
6	1	2,5
8	1	2,5
Total	40	100,0

FRACTURAS SECTOR POSTERIOR 22

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	29	72,5
1	4	10,0
2	4	10,0
3	2	5,0
4	1	2,5
Total	40	100,0

Tabla 9: Fracturas de antagonista mixto fijo/removable

FRACTURAS POR PACIENTE

	Frecuencia	Porcentaje
Válido no	19	65,5
si	10	34,5
Total	29	100,0

NUMERO DE FRACTURAS TOTALES: 19

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	19	65,5
1	6	20,7
2	1	3,4
3	2	6,9
5	1	3,4
Total	29	100,0

FRACTURAS SECTOR ANTERIOR 18

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	19	65,5
1	6	20,7
2	2	6,9
3	1	3,4
5	1	3,4
Total	29	100,0

FRACTURAS SECTOR POSTERIOR 1

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	28	96,6
	1	1	3,4
	Total	29	100,0

Tabla 10: Fracturas antagonista completa/sobredentadura

FRACTURAS POR PACIENTE

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	no	26	83,9
	si	5	16,1
	Total	31	100,0

NUMERO DE FRACTURAS TOTALES: 15

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	26	83,9
	1	2	6,5
	2	1	3,2
	5	1	3,2
	6	1	3,2
	Total	31	100,0

FRACTURAS SECTOR ANTERIOR 4

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	28	90,3
	1	2	6,5
	2	1	3,2
	Total	31	100,0

FRACTURAS SECTOR POSTERIOR 11

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	27	87,1
	1	2	6,5
	4	1	3,2
	5	1	3,2
	Total	31	100,0

Tabla 11: Fracturas antagonista prótesis híbrida

FRACTURAS POR PACIENTE

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	no	27	55,1
	si	22	44,9
	Total	49	100,0

NUMERO DE FRACTURAS TOTALES:46

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	27	55,1
	1	7	14,3
	2	9	18,4
	3	3	6,1
	4	3	6,1
	Total	49	100,0

FRACTURAS SECTOR ANTERIOR 28

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	33	67,3
	1	7	14,3
	2	4	8,2
	3	3	6,1
	4	1	2,0
	Total	48	98,0
Perdidos	Sistema	1	2,0
Total		49	100,0

FRACTURAS SECTOR POSTERIOR 18

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	37	75,5
	1	8	16,3
	2	2	4,1
	3	2	4,1
	Total	49	100,0

Tabla 12: Fracturas antagonista porcelana sobre implantes

FRACTURAS POR PACIENTE

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	no	7	58,3
	si	5	41,7
	Total	12	100,0

NUMERO DE FRACTURAS TOTALES:6

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	7	58,3
	1	4	33,3
	2	1	8,3
	Total	12	100,0

FRACTURAS SECTOR ANTERIOR 1

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	11	91,7
1	1	8,3
Total	12	100,0

FRACTURAS SECTOR POSTERIOR 5

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	7	58,3
1	5	41,7
Total	12	100,0

Tabla 13: Fracturas rango de edad 40-49

FRACTURAS POR PACIENTE

	Frecuencia	Porcentaje
Válido no	17	77,3
si	5	22,7
Total	22	100,0

NUMERO DE FRACTURAS TOTALES:10

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	17	77,3
1	2	9,1
2	2	9,1
4	1	4,5
Total	22	100,0

FRACTURAS SECTOR ANTERIOR 6

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	19	86,4
1	2	9,1
4	1	4,5
Total	22	100,0

FRACTURAS SECTOR POSTERIOR 4

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	19	86,4
1	2	9,1
2	1	4,5
Total	22	100,0

Tabla 14: fracturas rango de edad 50-59

FRACTURAS POR PACIENTE

	Frecuencia	Porcentaje
Válido no	37	56,1
si	29	43,9
Total	66	100,0

NUMERO DE FRACTURAS TOTALES:68

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	37	56,1
1	12	18,2
2	6	9,1
3	5	7,6
4	3	4,5
5	1	1,5
6	2	3,0
Total	66	100,0

FRACTURAS SECTOR ANTERIOR 49

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	44	66,7
	1	10	15,2
	2	3	4,5
	3	6	9,1
	4	1	1,5
	5	1	1,5
	6	1	1,5
	Total	66	100,0

FRACTURAS SECTOR POSTERIOR 19

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	0	54	81,8
	1	7	10,6
	2	3	4,5
	3	2	3,0
	Total	66	100,0

Tabla 15: Fracturas rango edad 60-69

FRACTURAS POR PACIENTE

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	no	28	56,0
	si	22	44,0
	Total	50	100,0

NUMERO DE FRACTURAS TOTALES:53

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	28	56,0
1	7	14,0
2	8	16,0
3	4	8,0
4	1	2,0
6	1	2,0
8	1	2,0
Total	50	100,0

FRACTURAS SECTOR ANTERIOR 35

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	33	66,0
1	7	14,0
2	5	10,0
3	2	4,0
4	1	2,0
8	1	2,0
Total	49	98,0
Perdidos Sistema	1	2,0
Total	50	100,0

FRACTURAS SECTOR POSTERIOR 19

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	38	76,0
1	9	18,0
2	1	2,0
3	1	2,0
5	1	2,0
Total	50	100,0

Tabla 16: Fracturas rango de edad 70 o mayor

FRACTURAS POR PACIENTE

	Frecuencia	Porcentaje
Válido no	14	63,6
si	8	36,4
Total	22	100,0

NUMERO DE FRACTURAS TOTALES:22

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	14	63,6
1	3	13,6
2	2	9,1
4	1	4,5
5	1	4,5
6	1	4,5
Total	22	100,0

FRACTURAS SECTOR ANTERIOR 8

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	17	77,3
1	3	13,6
2	1	4,5
3	1	4,5
Total	22	100,0

FRACTURAS SECTOR POSTERIOR 14

	Frecuencia	Porcentaje
Válido 0	17	77,3
1	1	4,5
2	1	4,5
3	1	4,5
4	2	9,1
Total	22	100,0

Tabla 17: Fracturas con retenciones mecánicas

hubo fractura

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido no	56	70,9	70,9	70,9
si	23	29,1	29,1	100,0
Total	79	100,0	100,0	

Número de fracturas totales 56

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido 0	56	70,9	70,9	70,9
1	7	8,9	8,9	79,7
2	8	10,1	10,1	89,9
3	2	2,5	2,5	92,4
4	4	5,1	5,1	97,5
5	1	1,3	1,3	98,7
6	1	1,3	1,3	100,0
Total	79	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del sector anterior (Incisivos y caninos) 30

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	65	82,3	82,3	82,3
	1	5	6,3	6,3	88,6
	2	3	3,8	3,8	92,4
	3	5	6,3	6,3	98,7
	4	1	1,3	1,3	100,0
	Total	79	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del Sector Posterior 26

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	64	81,0	81,0	81,0
	1	9	11,4	11,4	92,4
	2	3	3,8	3,8	96,2
	3	1	1,3	1,3	97,5
	4	2	2,5	2,5	100,0
	Total	79	100,0	100,0	

Tabla 18: Fracturas sin retenciones mecánicas

hubo fractura

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido no	40	48,8	48,8	48,8
si	42	51,2	51,2	100,0
Total	82	100,0	100,0	

Número de fracturas totales 98

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido 0	40	48,8	48,8	48,8
1	18	22,0	22,0	70,7
2	10	12,2	12,2	82,9
3	7	8,5	8,5	91,5
4	2	2,4	2,4	93,9
5	1	1,2	1,2	95,1
6	3	3,7	3,7	98,8
8	1	1,2	1,2	100,0
Total	82	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del sector anterior (Incisivos y caninos) 68

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	49	59,8	60,5	60,5
	1	17	20,7	21,0	81,5
	2	6	7,3	7,4	88,9
	3	4	4,9	4,9	93,8
	4	2	2,4	2,5	96,3
	5	1	1,2	1,2	97,5
	6	1	1,2	1,2	98,8
	8	1	1,2	1,2	100,0
	Total	81	98,8	100,0	
Perdidos	Sistema	1	1,2		
Total		82	100,0		

Número de fracturas de dientes del Sector Posterior 31

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	64	78,0	78,0	78,0
	1	11	13,4	13,4	91,5
	2	3	3,7	3,7	95,1
	3	3	3,7	3,7	98,8
	5	1	1,2	1,2	100,0
	Total	82	100,0	100,0	

Tabla 19: Fracturas con pilares intermedios en todos los implantes

hubo fractura

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido no	28	49,1	49,1	49,1
si	29	50,9	50,9	100,0
Total	57	100,0	100,0	

Número de fracturas totales 62

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido 0	28	49,1	49,1	49,1
1	12	21,1	21,1	70,2
2	9	15,8	15,8	86,0
3	5	8,8	8,8	94,7
4	1	1,8	1,8	96,5
5	1	1,8	1,8	98,2
8	1	1,8	1,8	100,0
Total	57	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del sector anterior (Incisivos y caninos) 41

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	40	70,2	70,2	70,2
	1	7	12,3	12,3	82,5
	2	4	7,0	7,0	89,5
	3	3	5,3	5,3	94,7
	4	1	1,8	1,8	96,5
	5	1	1,8	1,8	98,2
	8	1	1,8	1,8	100,0
	Total	57	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del Sector Posterior 22

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	42	73,7	73,7	73,7
	1	9	15,8	15,8	89,5
	2	5	8,8	8,8	98,2
	3	1	1,8	1,8	100,0
	Total	57	100,0	100,0	

Tabla 20: fracturas sin pilares intermedios

hubo fractura

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido no	20	57,1	57,1	57,1
si	15	42,9	42,9	100,0
Total	35	100,0	100,0	

Número de fracturas totales 41

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido 0	20	57,1	57,1	57,1
1	7	20,0	20,0	77,1
2	2	5,7	5,7	82,9
3	1	2,9	2,9	85,7
4	1	2,9	2,9	88,6
5	1	2,9	2,9	91,4
6	3	8,6	8,6	100,0
Total	35	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del sector anterior (Incisivos y caninos) 19

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	23	65,7	67,6	67,6
	1	7	20,0	20,6	88,2
	2	1	2,9	2,9	91,2
	3	2	5,7	5,9	97,1
	4	1	2,9	2,9	100,0
	Total	34	97,1	100,0	
Perdidos	Sistema	1	2,9		
Total		35	100,0		

Número de fracturas de dientes del Sector Posterior 22

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	26	74,3	74,3	74,3
	1	4	11,4	11,4	85,7
	3	3	8,6	8,6	94,3
	4	1	2,9	2,9	97,1
	5	1	2,9	2,9	100,0
	Total	35	100,0	100,0	

Tabla 21: fracturas con pilares intermedios angulados sólo

hubo fractura

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido no	48	69,6	69,6	69,6
si	21	30,4	30,4	100,0
Total	69	100,0	100,0	

Número de fracturas totales 51

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido 0	48	69,6	69,6	69,6
1	6	8,7	8,7	78,3
2	7	10,1	10,1	88,4
3	3	4,3	4,3	92,8
4	4	5,8	5,8	98,6
6	1	1,4	1,4	100,0
Total	69	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del sector anterior (Incisivos y caninos) 38

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	51	73,9	73,9	73,9
	1	8	11,6	11,6	85,5
	2	4	5,8	5,8	91,3
	3	4	5,8	5,8	97,1
	4	1	1,4	1,4	98,6
	6	1	1,4	1,4	100,0
	Total	69	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del Sector Posterior 13

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	60	87,0	87,0	87,0
	1	7	10,1	10,1	97,1
	2	1	1,4	1,4	98,6
	4	1	1,4	1,4	100,0
	Total	69	100,0	100,0	

Tabla 22: Fracturas cantilever derecho mayor de 10mm

hubo fractura

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido no	27	81,8	81,8	81,8
si	6	18,2	18,2	100,0
Total	33	100,0	100,0	

Número de fracturas totales 13

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido 0	27	81,8	81,8	81,8
1	1	3,0	3,0	84,8
2	3	9,1	9,1	93,9
3	2	6,1	6,1	100,0
Total	33	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del sector anterior (Incisivos y caninos) 6

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido 0	30	90,9	90,9	90,9
1	1	3,0	3,0	93,9
2	1	3,0	3,0	97,0
3	1	3,0	3,0	100,0
Total	33	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del Sector Posterior

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido 0	29	87,9	87,9	87,9
1	2	6,1	6,1	93,9
2	1	3,0	3,0	97,0
3	1	3,0	3,0	100,0
Total	33	100,0	100,0	

Tabla 23: Fracturas cantilever derecho menor o igual a 10mm

hubo fractura

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido no	29	52,7	52,7	52,7
si	26	47,3	47,3	100,0
Total	55	100,0	100,0	

Número de fracturas totales 63

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido 0	29	52,7	52,7	52,7
1	12	21,8	21,8	74,5
2	5	9,1	9,1	83,6
3	2	3,6	3,6	87,3
4	4	7,3	7,3	94,5
5	1	1,8	1,8	96,4
6	1	1,8	1,8	98,2
8	1	1,8	1,8	100,0
Total	55	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del sector anterior (Incisivos y caninos)

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	36	65,5	65,5	65,5
	1	10	18,2	18,2	83,6
	2	2	3,6	3,6	87,3
	3	3	5,5	5,5	92,7
	4	2	3,6	3,6	96,4
	6	1	1,8	1,8	98,2
	8	1	1,8	1,8	100,0
	Total	55	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del Sector Posterior

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	44	80,0	80,0	80,0
	1	8	14,5	14,5	94,5
	2	1	1,8	1,8	96,4
	4	2	3,6	3,6	100,0
	Total	55	100,0	100,0	

Tabla 24: Fracturas cantilever izquierdo mayor de 10mm

Número de fracturas totales 15

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	25	80,6	80,6	80,6
	1	2	6,5	6,5	87,1
	2	2	6,5	6,5	93,5
	3	1	3,2	3,2	96,8
	6	1	3,2	3,2	100,0
	Total	31	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del sector anterior (Incisivos y caninos) 6

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	28	90,3	90,3	90,3
	1	1	3,2	3,2	93,5
	2	1	3,2	3,2	96,8
	3	1	3,2	3,2	100,0
	Total	31	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del Sector Posterior 9

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	26	83,9	83,9	83,9
	1	3	9,7	9,7	93,5
	3	2	6,5	6,5	100,0
	Total	31	100,0	100,0	

Tabla 25: fracturas cantilever izquierdo menor o igual a 10mm

hubo fractura

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido no	34	56,7	56,7	56,7
si	26	43,3	43,3	100,0
Total	60	100,0	100,0	

Número de fracturas totales 66

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido 0	34	56,7	56,7	56,7
1	10	16,7	16,7	73,3
2	7	11,7	11,7	85,0
3	2	3,3	3,3	88,3
4	4	6,7	6,7	95,0
6	2	3,3	3,3	98,3
8	1	1,7	1,7	100,0
Total	60	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del sector anterior (Incisivos y caninos) 42

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	41	68,3	68,3	68,3
	1	10	16,7	16,7	85,0
	2	2	3,3	3,3	88,3
	3	4	6,7	6,7	95,0
	4	2	3,3	3,3	98,3
	8	1	1,7	1,7	100,0
	Total	60	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del Sector Posterior 24

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	48	80,0	80,0	80,0
	1	6	10,0	10,0	90,0
	2	3	5,0	5,0	95,0
	3	1	1,7	1,7	96,7
	4	1	1,7	1,7	98,3
	5	1	1,7	1,7	100,0
	Total	60	100,0	100,0	

Tabla 26: fracturas sin cantilever

hubo fractura

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido no	32	54,2	54,2	54,2
si	27	45,8	45,8	100,0
Total	59	100,0	100,0	

Número de fracturas totales 55

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido 0	32	54,2	54,2	54,2
1	11	18,6	18,6	72,9
2	8	13,6	13,6	86,4
3	5	8,5	8,5	94,9
4	2	3,4	3,4	98,3
5	1	1,7	1,7	100,0
Total	59	100,0	100,0	

Número de fracturas de dientes del sector anterior (Incisivos y caninos) 38

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	38	64,4	65,5	65,5
	1	10	16,9	17,2	82,8
	2	5	8,5	8,6	91,4
	3	3	5,1	5,2	96,6
	4	1	1,7	1,7	98,3
	5	1	1,7	1,7	100,0
	Total	58	98,3	100,0	
Perdidos	Sistema	1	1,7		
Total		59	100,0		

Número de fracturas de dientes del Sector Posterior 18

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	0	46	78,0	78,0	78,0
	1	9	15,3	15,3	93,2
	2	3	5,1	5,1	98,3
	3	1	1,7	1,7	100,0
	Total	59	100,0	100,0	

Tabla 27: pruebas de normalidad

Pruebas de normalidad para la variable ANTAGONISTA

	Pruebas de normalidad					
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Antagonista	,202	161	,000	,877	161	,000

a. Corrección de significación de Lilliefors

P<.001 NO CUMPLE UNA DISTRIBUCIÓN MORMAL

Pruebas de normalidad para la variable NÚMERO DE IMPLANTES

	Pruebas de normalidad					
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Número de Implantes	,279	161	,000	,828	161	,000

a. Corrección de significación de Lilliefors

P<.001 NO CUMPLE UNA DISTRIBUCIÓN MORMAL

Pruebas de normalidad para la variable RANGOS DE EDAD

	Pruebas de normalidad					
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
rangos de edad	,242	160	,000	,875	160	,000

a. Corrección de significación de Lilliefors

P<.001 NO CUMPLE UNA DISTRIBUCIÓN MORMA

Tabla 28: Pruebas de Levene

A: COMPARACIÓN DE FRACTURAS POR SEXO

Estadísticas de grupo

	Sexo	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
Número de fracturas totales	Varón	80	1,45	1,875	,210
	Mujer	81	,47	,923	,103
Número de fracturas de dientes del sector anterior (Incisivos y caninos)	Varón	80	,89	1,551	,173
	Mujer	80	,34	,795	,089
Número de fracturas de dientes del Sector Posterior	Varón	80	,60	1,109	,124
	Mujer	81	,14	,468	,052

	Prueba de Levene de calidad de varianzas	
	F	Sig.
Número de fracturas totales	31,553	,000
Se asumen varianzas iguales No se asumen varianzas iguales		
Número de fracturas de dientes del sector anterior (Incisivos y caninos)	17,350	,000
Se asumen varianzas iguales No se asumen varianzas iguales		
Número de fracturas de dientes del Sector Posterior	38,887	,000
Se asumen varianzas iguales No se asumen varianzas iguales		

B: COMPARACIÓN DE FRACTURAS POR RETENCION

Estadísticas de grupo

	Existencia de Retenciones mecánicas	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
Número de fracturas totales	si	79	,71	1,351	,152
	no	82	1,20	1,696	,187
Número de fracturas de dientes del sector anterior (Incisivos y caninos)	si	79	,38	,924	,104
	no	81	,84	1,487	,165
Número de fracturas de dientes del Sector Posterior	si	79	,33	,828	,093
	no	82	,40	,928	,102

	Prueba de Levene de calidad de varianzas	
	F	Sig.
Número de fracturas totales	Se asumen varianzas iguales No se asumen varianzas iguales	2,332 ,129
Número de fracturas de dientes del sector anterior (Incisivos y caninos)	Se asumen varianzas iguales No se asumen varianzas iguales	7,475 ,007
Número de fracturas de dientes del Sector Posterior	Se asumen varianzas iguales No se asumen varianzas iguales	,844 ,360

Tabla 29: Test de Chi cuadrado de fracturas por pacientes

A: CHI CUADRADO PARA VER SI EXISTEN DIFERENCIAS EN FRACTURAS POR PACIENTES POR ANTAGONISTA

Antagonista*hubo fractura tabulación cruzada

			hubo fractura		Total
			no	si	
Antagonista	Natural/fijo	Recuento	17	23	40
		Recuento esperado	23,9	16,1	40,0
		% dentro de Antagonista	42,5%	57,5%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	17,7%	35,4%	24,8%
	Mixto fijo/removible	Recuento	19	10	29
		Recuento esperado	17,3	11,7	29,0
		% dentro de Antagonista	65,5%	34,5%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	19,8%	15,4%	18,0%
	Completa/Sobredentadura	Recuento	26	5	31
		Recuento esperado	18,5	12,5	31,0
		% dentro de Antagonista	83,9%	16,1%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	27,1%	7,7%	19,3%
	Híbrida	Recuento	27	22	49
		Recuento esperado	29,2	19,8	49,0
		% dentro de Antagonista	55,1%	44,9%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	28,1%	33,8%	30,4%
Rehabilitación implantes	porcelana	Recuento	7	5	12
		Recuento esperado	7,2	4,8	12,0
		% dentro de Antagonista	58,3%	41,7%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	7,3%	7,7%	7,5%
Total		Recuento	96	65	161
		Recuento esperado	96,0	65,0	161,0
		% dentro de Antagonista	59,6%	40,4%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	100,0%	100,0%	100,0%

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)
Chi-cuadrado de Pearson	13,286 ^a	4	,010
Razón de verosimilitud	14,166	4	,007
Asociación lineal por lineal	1,331	1	,249
N de casos válidos	161		

a. 1 casillas (10,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 4,84.

SE TOMA LA CORRECCIÓN DE PEARSON Y SÍ SON SIGNIFICATIVAS LAS DIFERENCIAS

B: CHI CUADRADO PARA VER SI EXISTEN DIFERENCIAS EN FRACTURAS POR PACIENTES POR SEXOS

Sexo*hubo fractura tabulación cruzada

			hubo fractura		Total
			no	si	
Sexo	Varón	Recuento	37	43	80
		Recuento esperado	47,7	32,3	80,0
		% dentro de Sexo	46,3%	53,8%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	38,5%	66,2%	49,7%
Mujer		Recuento	59	22	81
		Recuento esperado	48,3	32,7	81,0
		% dentro de Sexo	72,8%	27,2%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	61,5%	33,8%	50,3%
Total		Recuento	96	65	161
		Recuento esperado	96,0	65,0	161,0
		% dentro de Sexo	59,6%	40,4%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	100,0%	100,0%	100,0%

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)	Significación exacta (2 caras)	Significación exacta (1 cara)
Chi-cuadrado de Pearson	11,821 ^a	1	,001		
Corrección de continuidad ^b	10,742	1	,001		
Razón de verosimilitud	11,988	1	,001		
Prueba exacta de Fisher				,001	,000
Asociación lineal por lineal	11,747	1	,001		
N de casos válidos	161				

a. 0 casillas (0,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 32,30.

b. Sólo se ha calculado para una tabla 2x2

SE TOMA LA CORRECCIÓN DE CONTINUIDAD Y SÍ SON SIGNIFICATIVAS LAS DIFERENCIAS

C: CHI CUADRADO PARA VER SI EXISTEN DIFERENCIAS EN FRACTURAS POR RETENCIONES

Resumen de procesamiento de casos

	Casos					
	Válido		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Existencia de Retenciones mecánicas * hubo fractura	161	100,0%	0	0,0%	161	100,0%

Existencia de Retenciones mecánicas*hubo fractura tabulación cruzada

		hubo fractura		Total	
		no	si		
Existencia de Retenciones mecánicas	si	Recuento	56	23	79
		Recuento esperado	47,1	31,9	79,0
		% dentro de Existencia de Retenciones mecánicas	70,9%	29,1%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	58,3%	35,4%	49,1%
no	Recuento	40	42	82	
	Recuento esperado	48,9	33,1	82,0	

	% dentro de Existencia de Retenciones mecánicas	48,8%	51,2%	100,0%
	% dentro de hubo fractura	41,7%	64,6%	50,9%
Total	Recuento	96	65	161
	Recuento esperado	96,0	65,0	161,0
	% dentro de Existencia de Retenciones mecánicas	59,6%	40,4%	100,0%
	% dentro de hubo fractura	100,0%	100,0%	100,0%

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)	Significación exacta (2 caras)	Significación exacta (1 cara)
Chi-cuadrado de Pearson	8,167 ^a	1	,004		
Corrección de continuidad ^b	7,275	1	,007		
Razón de verosimilitud	8,259	1	,004		
Prueba exacta de Fisher				,006	,003
Asociación lineal por lineal	8,117	1	,004		
N de casos válidos	161				

a. 0 casillas (0,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 31,89.

b. Sólo se ha calculado para una tabla 2x2

SE TOMA LA CORRECCIÓN DE CONTINUIDAD Y SÍ SON SIGNIFICATIVAS LAS DIFERENCIAS

D: POR PACIENTES CON O SIN FRACTURA POR EL NÚMERO DE IMPLANTES

Existiofractura = 2 (FILTER)*Número de Implantes tabulación cruzada

			Número de Implantes					Total
			4	5	6	7	8	
Existiofractura = 2 (FILTER)	Not Selected	Recuento	12	19	56	0	9	96
		Recuento esperado	17,3	13,7	53,1	1,8	10,1	96,0
		% dentro de Existiofractura = 2 (FILTER)	12,5%	19,8%	58,3%	0,0%	9,4%	100,0%
	Selected	Recuento	17	4	33	3	8	65
		Recuento esperado	11,7	9,3	35,9	1,2	6,9	65,0
		% dentro de Existiofractura = 2 (FILTER)	26,2%	6,2%	50,8%	4,6%	12,3%	100,0%
Total	Recuento	29	23	89	3	17	161	
	Recuento esperado	29,0	23,0	89,0	3,0	17,0	161,0	

% dentro de Existiofractura = 2 (FILTER)

18,0%

14,3%

55,3%

1,9%

10,6%

100,0%

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)
Chi-cuadrado de Pearson	14,205 ^a	4	,007
Razón de verosimilitud	15,721	4	,003
Asociación lineal por lineal	,032	1	,858
N de casos válidos	161		

a. 2 casillas (20,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 1,21.

Sí significativas

F: CHI CUADRADO PARA VER SI EXISTEN DIFERENCIAS EN FRACTURAS POR PACIENTES POR ARCADA

Arcada*hubo fractura tabulación cruzada

			hubo fractura		Total
			no	si	
Arcada	Superior	Recuento	40	41	81
		Recuento esperado	48,3	32,7	81,0
		% dentro de Arcada	49,4%	50,6%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	41,7%	63,1%	50,3%
	Inferior	Recuento	56	24	80
		Recuento esperado	47,7	32,3	80,0
		% dentro de Arcada	70,0%	30,0%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	58,3%	36,9%	49,7%
Total	Recuento	96	65	161	
	Recuento esperado	96,0	65,0	161,0	
	% dentro de Arcada	59,6%	40,4%	100,0%	
	% dentro de hubo fractura	100,0%	100,0%	100,0%	

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)	Significación exacta (2 caras)	Significación exacta (1 cara)
Chi-cuadrado de Pearson	7,107 ^a	1	,008		
Corrección de continuidad ^b	6,276	1	,012		
Razón de verosimilitud	7,171	1	,007		
Prueba exacta de Fisher				,010	,006
Asociación lineal por lineal	7,063	1	,008		
N de casos válidos	161				

a. 0 casillas (0,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 32,30.

b. Sólo se ha calculado para una tabla 2x2

SE TOMA LA CORRECCIÓN DE CONTINUIDAD Y SÍ SON SIGNIFICATIVAS LAS DIFERENCIAS

G: EXISTENCIA O NO DE FRACTURAS POR RANGOS DE EDAD

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)
Chi-cuadrado de Pearson	3,616 ^a	3	,306
Razón de verosimilitud	3,824	3	,281
Asociación lineal por lineal	,572	1	,449
N de casos válidos	160		

a. 0 casillas (0,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 8,80.

No es significativo

H: EXISTENCIA DE FRACTURAS POR PACIENTE POR PILAR INTERMEDIO

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)
Chi-cuadrado de Pearson	5,533 ^a	2	,063
Razón de verosimilitud	5,581	2	,061
Asociación lineal por lineal	5,444	1	,020
N de casos válidos	161		

a. 0 casillas (0,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 14,13.

No significativo

I: CHI CUADRADO PARA VER SI EXISTEN DIFERENCIAS EN FRACTURAS POR PACIENTES POR CANTILEVER

Resumen de procesamiento de casos

	Casos					
	Válido		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
existencia de cantilever en algún lado * hubo fractura	159	98,8%	2	1,2%	161	100,0%

existencia de cantilever en algún lado*hubo fractura tabulación cruzada

			hubo fractura		Total
			no	si	
existencia de existe algún cantilever cantilever en algún lado	Recuento		32	27	59
	Recuento esperado		34,9	24,1	59,0
	% dentro de existencia de cantilever en algún lado		54,2%	45,8%	100,0%
	% dentro de hubo fractura		34,0%	41,5%	37,1%
no existe ningún cantilever	Recuento		62	38	100
	Recuento esperado		59,1	40,9	100,0

	% dentro de existencia de cantilever en algun lado	62,0%	38,0%	100,0%
	% dentro de hubo fractura	66,0%	58,5%	62,9%
Total	Recuento	94	65	159
	Recuento esperado	94,0	65,0	159,0
	% dentro de existencia de cantilever en algun lado	59,1%	40,9%	100,0%
	% dentro de hubo fractura	100,0%	100,0%	100,0%

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)	Significación exacta (2 caras)	Significación exacta (1 cara)
Chi-cuadrado de Pearson	,925 ^a	1	,336		
Corrección de continuidad ^b	,632	1	,427		
Razón de verosimilitud	,922	1	,337		
Prueba exacta de Fisher				,404	,213
Asociación lineal por lineal	,919	1	,338		
N de casos válidos	159				

a. 0 casillas (0,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 24,12.

b. Sólo se ha calculado para una tabla 2x2

No hay diferencias significativas

Tabla 30: Descomposición de las tablas de contingencia

A: Variable antagonista:

Hay diferencias del natural/fijo con los demás pero no los demás entre sí

prueba*hubo fractura tabulación cruzada

		hubo fractura		Total	
		no	si		
prueba	,00	Recuento	79	42	121
		Recuento esperado	72,1	48,9	121,0
		% dentro de prueba	65,3%	34,7%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	82,3%	64,6%	75,2%
1,00		Recuento	17	23	40
		Recuento esperado	23,9	16,1	40,0
		% dentro de prueba	42,5%	57,5%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	17,7%	35,4%	24,8%
Total		Recuento	96	65	161
		Recuento esperado	96,0	65,0	161,0
		% dentro de prueba	59,6%	40,4%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	100,0%	100,0%	100,0%

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)	Significación exacta (2 caras)	Significación exacta (1 cara)
Chi-cuadrado de Pearson	6,486 ^a	1	,011		
Corrección de continuidad ^b	5,573	1	,018		
Razón de verosimilitud	6,394	1	,011		
Prueba exacta de Fisher				,015	,009
Asociación lineal por lineal	6,445	1	,011		
N de casos válidos	161				

a. 0 casillas (0,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 16,15.

b. Sólo se ha calculado para una tabla 2x2

Antagonista*hubo fractura tabulación cruzada

			hubo fractura		Total
			no	si	
Antagonista	Mixto fijo/removible	Recuento	19	10	29
		Recuento esperado	18,9	10,1	29,0
		% dentro de Antagonista	65,5%	34,5%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	24,1%	23,8%	24,0%
	Completa/Sobredentadura	Recuento	26	5	31
		Recuento esperado	20,2	10,8	31,0
		% dentro de Antagonista	83,9%	16,1%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	32,9%	11,9%	25,6%
	Híbrida	Recuento	27	22	49
		Recuento esperado	32,0	17,0	49,0
		% dentro de Antagonista	55,1%	44,9%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	34,2%	52,4%	40,5%
Rehabilitación porcelana implantes	Recuento	7	5	12	
	Recuento esperado	7,8	4,2	12,0	
	% dentro de Antagonista	58,3%	41,7%	100,0%	
	% dentro de hubo fractura	8,9%	11,9%	9,9%	
Total	Recuento	79	42	121	
	Recuento esperado	79,0	42,0	121,0	
	% dentro de Antagonista	65,3%	34,7%	100,0%	
	% dentro de hubo fractura	100,0%	100,0%	100,0%	

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)
Chi-cuadrado de Pearson	7,224 ^a	3	,065
Razón de verosimilitud	7,772	3	,051
Asociación lineal por lineal	1,800	1	,180
N de casos válidos	121		

a. 1 casillas (12,5%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 4,17.

B: Variable número de implantes

Se elimina 7 implantes y son significativos 4 implantes con respecto a 5-6 8

PRUEBA*hubo fractura tabulación cruzada

		hubo fractura		Total	
		no	si		
PRUEBA	,00	Recuento	84	48	132
		Recuento esperado	78,7	53,3	132,0
		% dentro de PRUEBA	63,6%	36,4%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	87,5%	73,8%	82,0%
4,00		Recuento	12	17	29
		Recuento esperado	17,3	11,7	29,0
		% dentro de PRUEBA	41,4%	58,6%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	12,5%	26,2%	18,0%
Total		Recuento	96	65	161
		Recuento esperado	96,0	65,0	161,0
		% dentro de PRUEBA	59,6%	40,4%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	100,0%	100,0%	100,0%

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)	Significación exacta (2 caras)	Significación exacta (1 cara)
Chi-cuadrado de Pearson	4,893 ^a	1	,027		
Corrección de continuidad ^b	4,012	1	,045		
Razón de verosimilitud	4,804	1	,028		
Prueba exacta de Fisher				,036	,023
Asociación lineal por lineal	4,862	1	,027		
N de casos válidos	161				

a. 0 casillas (0,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 11,71.

b. Sólo se ha calculado para una tabla 2x2

PRUEBA*hubo fractura tabulación cruzada

			hubo fractura		Total
			no	si	
PRUEBA	5,00	Recuento	19	4	23
		Recuento esperado	15,0	8,0	23,0
		% dentro de PRUEBA	82,6%	17,4%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	22,6%	8,9%	17,8%
6,00	6,00	Recuento	56	33	89
		Recuento esperado	58,0	31,0	89,0
		% dentro de PRUEBA	62,9%	37,1%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	66,7%	73,3%	69,0%
8,00	8,00	Recuento	9	8	17
		Recuento esperado	11,1	5,9	17,0
		% dentro de PRUEBA	52,9%	47,1%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	10,7%	17,8%	13,2%
Total		Recuento	84	45	129
		Recuento esperado	84,0	45,0	129,0
		% dentro de PRUEBA	65,1%	34,9%	100,0%
		% dentro de hubo fractura	100,0%	100,0%	100,0%

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)
Chi-cuadrado de Pearson	4,396 ^a	2	,111
Razón de verosimilitud	4,725	2	,094
Asociación lineal por lineal	3,232	1	,072
N de casos válidos	129		

a. 0 casillas (0,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 5,93.

Tabla 31: Diferencias en el número de fracturas

A: Prueba de Kruskal-Wallis para variable antagonista

Estadísticos de prueba^{a,b}

	Número de fracturas totales
Chi-cuadrado	7,624
gl	4
Sig. asintótica	,106

a. Prueba de Kruskal Wallis

b. Variable de agrupación:

Antagonista

No significativo

B: Prueba de Kruskal-Wallis para variable número de implantes

Estadísticos de prueba^{a,b}

	Número de fracturas totales
Chi-cuadrado	5,362
gl	4
Sig. asintótica	,252

a. Prueba de Kruskal Wallis

b. Variable de agrupación: Número

de Implantes

No significativo

C: Prueba de Mann-Whitney para variable sexo

Estadísticos de prueba^a

	Número de fracturas totales
U de Mann-Whitney	317,000
W de Wilcoxon	570,000
Z	-2,257
Sig. asintótica (bilateral)	,024

a. Variable de agrupación: Sexo

Significativo $p < 0,05$

D: Prueba de Mann-Whitney para variable retención

Estadísticos de prueba^a

	Número de fracturas totales
U de Mann-Whitney	435,000
W de Wilcoxon	1338,000
Z	-,687
Sig. asintótica (bilateral)	,492

a. Variable de agrupación: Existencia de Retenciones mecánicas
No significativo

E: Prueba de Mann-Whitney para variable arcada

Estadísticos de prueba^a

	Número de fracturas totales
U de Mann-Whitney	371,000
W de Wilcoxon	671,000
Z	-1,716
Sig. asintótica (bilateral)	,086

a. Variable de agrupación: Arcada
No significativo