

Universidad CEU Cardenal Herrera

Departamento de Odontología



Estudio de la pérdida ósea marginal periimplantaria en carga inmediata. Comparación de la prótesis fija de arco completo con estructura metálica o con poliéter éter cetona.

TESIS DOCTORAL

Presentada por:

Marta Belén Cabo Pastor

Dirigida por:

M^a Celia Haya Fernández

VALENCIA

2017

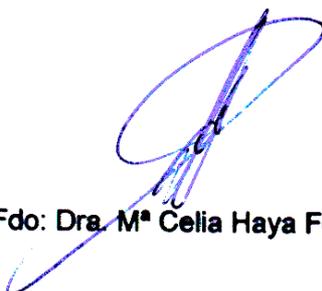


Dra. M^a CELIA HAYA FERNÁNDEZ, profesora titular del departamento de Odontología de la Universidad CEU Cardenal Herrera.

CERTIFICO:

Que doña MARTA BELÉN CABO PASTOR, Licenciada en Odontología, ha efectuado bajo mi dirección la presente tesis Doctoral, titulada "Estudio de la pérdida ósea marginal periimplantaria en carga inmediata. Comparación de la prótesis fija de arco completo con estructura metálica o con poliéter éter cetona" para optar al Grado de Doctor.

Para que así conste, firmo la presente en Valencia, a 2 de Febrero de dos mil diecisiete.



Fdo: Dra. M^a Celia Haya Fernández

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, me gustaría agradecer a mi directora de tesis la Doctora Maria Celia Haya Fernández, su dedicación incondicional, compromiso, paciencia y sabios consejos, sin los cuales este trabajo de investigación no hubiese sido posible.

A mi madre, por enseñarme a luchar y a no rendirme nunca. A mi querida hermana Monica, por regalarme siempre una sonrisa, en los momentos difíciles. A mis familias, por entender mis ausencias y animarme en todo momento. A mis sobrinos, Joan, Jordi, Josep, Jaume, Helena y Ruth para que por más lejos que estén sus sueños nunca dejen de perseguirlos y ningún obstáculo los detenga.

A mi amiga y compañera Bibiana Fabado, por que nos embarcamos juntas en este viaje y siempre nos hemos apoyado, a mi amiga Isabel Garcia, por ser una gran persona, gracias por ser como sois y cruzaros en mi camino.

A Jose, por creer en mi, acompañarme y darme todo su apoyo de forma incondicional, por saber las cosas que son importantes en mi vida y conocerme, gracias por estar siempre a mi lado.

A mi Padre

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	5
2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	15
2.1. Implantes post-extracción	15
2.2. Pérdida ósea peri-implantaría	17
2.3. Osteointegración	20
2.4. Carga Inmediata	24
2.4.1. Estabilidad Primaria	27
2.4.1.1 Factores Biológicos	28
2.4.1.2 Técnica quirúrgica	32
2.4.1.3 Características de los implantes	35
2.4.1.3.1 Superficie	35
2.4.1.3.2 Tamaño (longitud y diámetro)	37
2.4.1.3.3 Número	38
2.4.1.3.4 Morfología del implante	39
2.4.1.4 Torque de inserción	40
2.4.2. Dirección y magnitud fuerzas oclusales	41
2.4.3. Hábitos paciente	43
2.4.4. Factores locales y sistémicos	45
2.4.5. Recomendaciones a los pacientes tratados con carga inmediata	46
2.5. Rehabilitación protésica de arco completo sobre implantes.	47
2.6. Biomateriales	48
2.6.1. Concepto Biomaterial	48
2.6.2. Biomateriales metálicos y cerámicos	49
2.6.3. Biomateriales poliméricos	51
2.6.3.1 Peek (Poliéter éter cetona)	51
2.7. Estudios que valoran la pérdida ósea de los implantes de carga inmediata con prótesis de arco completo	54
3. JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS	63
3.1. Justificación	63
3.2. Hipótesis	64

4. OBJETIVOS	71
4.1. Objetivos	71
5. MATERIAL Y MÉTODO	77
5.1. Material	77
5.2. Método	79
5.2.1. Selección de la muestra	79
5.2.1.1. Criterios de inclusión	79
5.2.1.2. Criterios de exclusión	80
5.2.2. Descripción del tratamiento recibido por los pacientes de estudio	80
5.2.2.1. Preparación prequirúrgica	80
5.2.2.2. Fase quirúrgica	81
5.2.2.3. Fase protética provisional	82
5.2.2.4. Recogida de datos	84
5.2.2.4.1. Datos generales	84
5.2.2.4.2. Datos del espacio edentulo	84
5.2.2.4.3. Técnica quirúrgica y datos de los implantes	84
5.2.2.4.4. Datos prótesis definitivas	85
5.2.2.4.5. Estado de los implantes	86
5.2.2.5. Seguimiento de los pacientes	86
5.2.3. Parametros radiológicos	86
5.2.3.1. Estudio pérdida ósea	86
5.2.3.2. Estudio del error	88
5.2.4. Procesamiento estadístico	88
6. RESULTADOS	95
6.1. Estadística descriptiva	95
6.1.1. Datos generales del paciente	95
6.1.1.1. Edad	95
6.1.1.2. Genero	95
6.1.1.3. Pacientes fumadores	96
6.1.1.4. Pacientes bruxómanos	97

6.1.2. Datos del espacio edéntulo	97
6.1.2.1. Localización del implante	97
6.1.2.2. Zona de la arcada	98
6.1.3. Técnica quirúrgica y datos del implante	99
6.1.3.1. Implantes post-extracción	99
6.1.3.2. Torque de inserción	100
6.1.3.3. Implantes angulados	102
6.1.3.4. Longitud y diámetro del implante	102
6.1.4. Datos de la prótesis	105
6.1.5. Antagonista	105
6.1.6. Estado de los implantes	107
6.1.7. Estudio de la pérdida ósea	107
6.2. Estadística Inferencial	108
6.2.1. Estadística bivariante	108
6.2.1.1. Datos generales del paciente	109
6.2.1.1.1. Pacientes fumadores	109
6.2.1.1.2. Pacientes Bruxómanos	112
6.2.1.2. Datos del espacio edentulo	114
6.2.1.2.1. Posición arcada de los implantes	114
6.2.1.3. Técnica quirúrgica y datos de los implantes	116
6.2.1.3.1. Implantes post-extracción	116
6.2.1.3.2. Implantes angulados	118
6.2.1.3.3. Diámetro	120
6.2.1.4. Datos de la prótesis	122
6.2.1.5. Evolución pérdida ósea	125
6.2.2. Estadística multivariante	128
6.2.2.1. Resultados regresión logística binaria	128
6.2.2.2. Resultados regresión Tobit	134
6.2.2.3. Comparativa Logit vs. Tobit	138
6.2.2.4. Representación gráfica de los factores significativos del multivariante Tobit	141
6.2.2.4.1. Datos generales del paciente	141
6.2.2.4.1.1. Pacientes fumadores	141
6.2.2.4.2. Datos del espacio edentulo	142
6.2.2.4.2.1. Posición arcada de los implantes	142

6.2.2.4.3. Técnica quirúrgica y datos de los implantes	143
6.2.2.4.3.1. Implantes post-extracción	143
6.2.2.4.3.2. Implantes angulados	144
6.2.2.4.3.3. Torque de inserción	144
6.2.2.4.3.4. Diámetro	145
6.2.2.4.4. Datos de la prótesis	146
6.2.2.4.4.1. Material	146
6.2.2.4.4.2. Combinación material e implantes post-extracción	147
7. DISCUSIÓN	153
7.1. Discusión sobre el material y método empleados	153
7.2. Discusión de los resultados del estudio bivalente	156
7.2.1. Relación entre la pérdida ósea y datos generales del paciente	156
7.2.2. Relación entre la pérdida ósea y datos del espacio edentulo	157
7.2.3. Relación entre la pérdida ósea, la técnica quirúrgica y los datos del implante	158
7.2.4. Relación entre la pérdida ósea y el material de confección de la prótesis definitiva de arco completo	159
7.3. Discusión de los resultados de regresión logística	159
7.3.1. Discusión sobre las variables de los datos generales del paciente	159
7.3.2. Discusión sobre las variables relacionadas con el espacio edentulo	161
7.3.3. Discusión sobre las variables relacionadas con los factores de la técnica quirúrgica	162
7.3.4. Discusión sobre las variables relacionadas con las características de los implantes	164
7.3.5. Discusión sobre las variables relacionadas con los datos de las prótesis definitivas	165
7.4. Discusión de la valoración de la pérdida ósea peri-implantaria	166
8. CONCLUSIONES	173
9. BIBLIOGRAFÍA	177
10. ANEXOS	207

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN.

El hombre desde tiempos muy remotos ha intentado sustituir los dientes perdidos, ya sea por caries, traumatismos o enfermedad periodontal. Los hallazgos arqueológicos hablan de la reposición no sólo en vivos, sino también en muertos, con la intención de embellecer el recuerdo de la persona fallecida¹. El uso de distintos materiales para realizar la sustitución de los dientes perdidos es tan antiguo como la medicina.

Los procedimientos quirúrgicos y protésicos destinados a tal fin han ido evolucionando en la constante necesidad de lograr rehabilitaciones más eficaces y satisfactorias para los pacientes. Todo ello nos lleva a buscar alternativas tanto en el terreno médico como en nuevas tecnologías y materiales para mejorar nuestra calidad de vida. En el campo de la odontología nuestros pacientes solicitan acortar los tiempos de espera, así como materiales que sean más biocompatibles.

El campo de la implantología es uno de los aspectos en los que más ha evolucionado la odontología, los pacientes demandan un menor número de intervenciones quirúrgicas y unos tiempos de espera menores para la colocación de las prótesis dentales. Esto nos ha llevado a desarrollar nuevos protocolos de colocación y carga de los implantes dentales, surgiendo así el concepto de carga inmediata.

Los implantes dentales los podemos definir como aquellos elementos aloplásticos (sustancias inertes, extrañas al organismo humano) que se alojan en pleno tejido óseo o por debajo del periostio, con la finalidad de conservar dientes naturales o de reponer piezas dentarias ausentes².

En 1969 Brånemark³ introdujo el concepto de osteointegración, definiendo la osteointegración de un implante dental como el contacto directo, estructural y funcional entre el hueso vivo y la superficie de un implante endo-óseo. Bajo esta definición estableció un protocolo de carga de los implantes, que debía realizarse tras 6 meses en maxilar y 4 meses en mandíbula para lograr una adecuada cicatrización ósea y remodelación de la interfase hueso-implante, sin interposición de tejido fibroso. El hecho de adoptar estos protocolos en la implantología clínica supone unas tasas de éxito muy elevadas, por encima del 95%.

Lo importante del trabajo de Brånemark es que resaltó la necesidad de comprender los aspectos biológicos de los procesos de cicatrización natural del organismo al introducir un cuerpo extraño en el hueso. El sitio preparado para recibir el implante fue visto como una herida en la que tenía que reducirse al mínimo la lesión de los tejidos⁴.

Para poder establecer las tasas de éxito de la osteointegración fue necesario establecer unos criterios con los cuales poder predecir el éxito de los tratamientos con implantes, criterios basados en investigaciones científicas *in vitro* e *in vivo* sobre implantes. Los criterios de éxito sobre la eficacia a largo plazo del tratamiento implantológico definidos por Albrektsson y cols⁵. en 1986, vigentes actualmente, se basaban en conceptos relacionados con la integración entre el implante y el hueso receptor: ausencia de radiolucidez peri-implantaria, ausencia de movilidad, pérdida ósea anual tras el primer año menor de 0,2 mm, ausencia de dolor, ausencia de infección y ausencia de parestesias. En el contexto de lo anteriormente expuesto, una tasa de éxito del 85% después de un periodo de observación de 5 años, y del 80% al final de un periodo de 10 años deben ser los criterios mínimos de éxito

Estos criterios van dirigidos a una osteointegración correcta del implante, implicándose en ella procesos fisiológicos de resorción y aposición ósea, alrededor del implante, permitiendo la unión íntima entre ambas estructuras^{6,7}. Los criterios de éxito de los implantes se han ido actualizando con el paso de los años, encontrado así, otros criterios de éxito como los formulados por Misch y Meffert⁸. Estos se formulan en una escala de calidad del implante, el grupo I lo constituyen aquellos implantes que presenten condiciones de salud óptima, el grupo II mostraría una salud satisfactoria y serían implantes estables, aunque pudiesen tener antecedentes de problemas clínicos. En el grupo III estarían aquellos implantes con un estado de salud comprometido y el grupo IV estaría representado por aquellos implantes que constituyen un fracaso.

Si este proceso biológico no se produce, no se consigue la estabilidad del implante. El contacto entre hueso y superficie del implante es el factor que determinará la supervivencia del implante dental. Existen numerosos factores que pueden intervenir en la osteointegración y posterior supervivencia de los implantes. Factores tales como la habilidad del operador y las técnicas utilizadas, los factores biológicos donde hay que tener en cuenta la calidad y cantidad ósea, factores de los que depende la idiosincrasia

del huésped, así como las características del implante en cuanto a superficie, diámetro, longitud y morfología^{7,9-11}.

Uno de los parámetros que Bränemark y cols.³ postularon para la consecución de la osteointegración fue dejar el implante sumergido durante un periodo de 4 meses en la mandíbula y 6 meses en el maxilar superior hasta su integración en el hueso. Con el paso de los años y como consecuencia de estudios posteriores se vió que la cirugía en una fase alcanzaba igual tasa de éxito que la cirugía preconizada por Bränemark. Pero esto, ya superado, ha llegado a complementarse con el hecho de que nuestros pacientes solicitan acortar los tiempos de espera y desean que los implantes colocados sean funcionantes lo antes posible, incluso en el mismo momento que se lleva a cabo la cirugía en el hueso. Surge así el concepto de carga inmediata¹²⁻¹⁶.

La carga inmediata supone someter al implante a carga oclusal antes de 48 horas de su colocación en el hueso. Lederman¹², fue el primero en publicar un estudio de implantes sometidos a carga inmediata, obteniendo una tasa de éxito del 91,2%. Esto ocurría en 1979 y a partir de ahí comienzan a publicarse artículos sobre la materia de manera progresiva.

Así, en 1983 Schroeder y cols.¹³, quienes habían introducido el concepto de anquilosis funcional, consiguen un 98,1% de éxito. Chiapasco y cols.¹⁴ en un estudio posterior (1997), obtuvieron unos resultados con una tasa de éxito del 96,9% en carga inmediata y del 98,5% en la carga diferida. Ese mismo año otros autores, dan a conocer sus estudios donde obtuvieron tasas de éxito similares^{15,16}. Malo y cols.¹⁷ introducen en 2003 el concepto «All-on-Four» con cuatro implantes Bränemark de carga inmediata, obteniendo una tasa de éxito del 96,7% y un 100% de la prótesis. Posteriormente Degidi y cols.¹⁸, en 2006, llegaron a la conclusión de que no existía diferencia significativa en cuanto a la tasa de éxito, entre la carga inmediata y la diferida.

La pérdida ósea que se produce alrededor de los implantes es un factor importante a la hora de valorar el éxito de los tratamientos. Durante las primeras investigaciones sobre implantes, los autores se centraron en la osteointegración pero con el paso del tiempo, observaron que era importante estudiar la pérdida ósea alrededor de los implantes, así como, el estado de los tejidos blandos¹⁹.

La colocación de los implantes dentales requiere un diagnóstico y una planificación precisa que considera las estructuras anatómicas vitales y las metas de

restauración. La inserción de múltiples implantes es un reto, especialmente en aquellos pacientes con maxilares totalmente edéntulos, debido a que carecen de puntos de referencia anatómicos.

Los implantes realizados con carga inmediata dotan al paciente de una serie de ventajas derivadas de la rehabilitación instantánea con dientes, aunque esto podría derivar en problemas durante la osteointegración si el caso no está bien estudiado o indicado^{20, 21}.

En cuanto a la fase de rehabilitación protésica definitiva, esta puede realizarse con diferentes materiales. Clásicamente, se ha venido realizando con una estructura interna de metal, recubierta de resina o porcelana. Debemos destacar la realización de un estudio de modelos pues la transferencia de la condición intraoral del paciente a unos modelos desdentados es un requisito vital para la planificación quirúrgica. Debido a la gran demanda de materiales biocompatibles y libre de metales, junto con el gran aumento de la sensibilidad y alergias a metales, existe la necesidad de investigar nuevos materiales. En la literatura científica está sobradamente demostrado que los iones metálicos liberados en la boca pueden producir afectación de la estructura celular, alteración de la función celular (permeabilidad de la membrana y actividad enzimática), alteración inmunitaria e inflamatoria, efectos alérgicos y alteración del material genético²²⁻²⁵.

Por todo ello, y junto la transmisión de fuerzas no axiales producidas durante la masticación sobre los implantes dentales con prótesis fija de arco completo, debemos pensar que los distintos materiales protésicos pueden influir en la pérdida ósea marginal, que se produce alrededor de los implantes.

Durante los últimos años, la aplicación de nuevos materiales biocompatibles ha sido uno de los retos de la ciencia, así como, su utilización en las distintas disciplinas médicas. Dentro de estos nuevos materiales, encontramos los polímeros de alto rendimiento. Los polímeros son materiales constituidos por grandes moléculas (macromoléculas) formadas por la unión entre sí de moléculas pequeñas llamadas monómeros. La unión de los monómeros puede dar lugar a cadenas lineales, a cadenas ramificadas o a redes²⁶. La forma de asociación de los monómeros participa en la determinación de las propiedades del polímero y, por lo tanto, en su utilidad para diversas aplicaciones.

En este contexto debemos considerar que no todos los polímeros son biocompatibles. Se define biomaterial como cualquier sustancia o combinación de sustancias diseñadas para interactuar con sistemas biológicos con el fin de evaluar, tratar, mejorar o reemplazar algún tejido, órgano o función del cuerpo humano²⁷.

Estos materiales poliméricos presentan módulos de elasticidad más similares al módulo de elasticidad del hueso que los metales o cerámicas. Los materiales rígidos transmiten las fuerzas directamente al hueso, desde el punto de vista mecánico, esto conlleva efectos negativos para la osteointegración y resulta fisiológicamente poco favorable para los antagonistas.

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	15
2.1. Implantes post-extracción	15
2.2. Pérdida ósea peri-implantaría	17
2.3. Osteointegración	20
2.4. Carga Inmediata	24
2.4.1. Estabilidad Primaria	27
2.4.1.1 Factores Biológicos	28
2.4.1.2 Técnica quirúrgica	32
2.4.1.3 Características de los implantes	35
2.4.1.3.1 Superficie	35
2.4.1.3.2 Tamaño (longitud y diámetro)	37
2.4.1.3.3 Número	38
2.4.1.3.4 Morfología del implante	39
2.4.1.4 Torque de inserción	40
2.4.2. Dirección y magnitud fuerzas oclusales	41
2.4.3. Hábitos paciente	43
2.4.4. Factores locales y sistémicos	45
2.4.5. Recomendaciones a los pacientes tratados con carga inmediata	46
2.5. Rehabilitación protésica de arco completo sobre implantes.	47
2.6. Biomateriales	48
2.6.1. Concepto Biomaterial	48
2.6.2. Biomateriales metálicos y cerámicos	49
2.6.3. Biomateriales poliméricos	51
2.6.3.1 Peek (Poliéter éter cetona)	51
2.7. Estudios que valoran la pérdida ósea de los implantes de carga inmediata con prótesis de arco completo	54

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2.1. Implantes post-extracción

La colocación de implantes dentales inmediatos a la extracción es un procedimiento quirúrgico, alternativo al clásico protocolo, en el que se realizaba la exodoncia de los dientes y se guardaba un tiempo de espera antes de la colocación de los implantes.

Este es uno de los múltiples factores que han ido evolucionando, en relación, a las cirugías de carga inmediata. Por lo que, la inserción de implantes inmediatos a la exodoncia no es una técnica nueva. En la década de los ochenta, la Universidad de Tübingen la propugnaba como de elección para los implantes cerámicos²⁸. Se describe como implante inmediato el proceso mediante el cual se coloca un implante en el mismo acto quirúrgico en que se realiza la extracción del diente a ser sustituido²⁹.

Según el tiempo transcurrido entre la exodoncia y la implantación se estableció la siguiente clasificación, relacionando la zona receptora con la terapia a realizar ^{29,30}.

- ✓ Inmediata, cuando el hueso remanente es suficiente para asegurar la estabilidad primaria del implante, que se inserta en el mismo acto que la exodoncia (implantes inmediatos primarios).
- ✓ Reciente, si entre la exodoncia y la implantación transcurren unas 6-8 semanas, tiempo en que cicatrizan los tejidos blandos, que permitirán una adecuada cobertura mucogingival del alvéolo (implantes inmediatos secundarios).
- ✓ Diferida, cuando la zona receptora no es óptima para una implantación inmediata o reciente; primeramente, se realiza la terapia de promoción ósea con injertos óseos y/o membranas de barrera y unos seis meses después, se procede a la inserción del implante (implantes diferidos).
- ✓ Madura, si transcurridos más de nueve meses, encontramos hueso maduro.

Schwartz-arad y cols.³¹ en 1997, establecen unas indicaciones para implantes post-exodoncia entre las que se encuentran, traumatismos dentarios con fracturas radiculares horizontales o verticales, reabsorciones radiculares internas o externas,

fracasos de dientes tratados endodónticamente, exodoncia de dientes deciduos con agenesia del definitivo y/o permanente y caries subgingival intratable. Entre las ventajas que ofrecen los implantes inmediatos, una de ellas es disminuir la resorción del proceso alveolar tras la exodoncia^{32,33}, con mejores resultados funcionales y estéticos^{34,35}, ya que, tienen un efecto favorable sobre el mantenimiento de las papilas³⁶. La técnica quirúrgica atraumática durante la exodoncia es fundamental para preservar las tablas alveolares y garantizar mayor estabilidad^{37,38}. Antes de colocar un implante inmediato, debemos realizar un minucioso curetaje y limpieza del alveolo para retirar cualquier tejido infectado o inflamado, así como los restos de ligamento periodontal³⁹. Sin embargo, los estudios nos informan de estas consecuencias desfavorables y enfatizan en los protocolos para poder realizar la carga inmediata de los implantes⁴⁰.

Otra ventaja es acortar el tiempo de tratamiento, al no esperar los 6-9 meses que tarda la cicatrización y neoformación ósea del lecho alveolar. Los pacientes aceptan esto de buena forma⁴¹ y, además, se reduce la tensión psíquica del paciente al suprimir una nueva cirugía de implantación. Debido a esto se consigue un mejor resultado psicológico³⁴.

Dentro de los inconvenientes que con mayor frecuencia encontramos, está la necesidad de utilizar técnicas de regeneración tisular y promoción ósea. El utilizar injertos óseos y/o membranas de barrera sobre el defecto creado por la discrepancia alvéolo-implante, complica y encarece el tratamiento⁴².

En los casos de colocación de implantes inmediatos con carga inmediata, es crucial obtener una buena estabilidad primaria o, en caso contrario, se producirá una excesiva movilidad que generará una cápsula fibrosa alrededor del implante. Ya veremos que, entre los factores que afectan a la estabilidad, se encuentran la densidad ósea, la geometría, la composición, superficie del implante y la habilidad del cirujano⁴³. En actuales estudios donde se realizó, la exodoncia de todos los dientes residuales junto con la instalación del implante inmediato⁴⁴⁻⁴⁶, más carga inmediata con prótesis de arco completo en un mismo acto quirúrgico, nos muestran que es un tratamiento seguro y predecible para la rehabilitación de los pacientes.

La colocación de los implantes post-extracción, ha sido muy estudiada, en pos de que se produzca una menor pérdida ósea y un menor fracaso de los mismos^{45,47}. Vela y cols.⁴⁸, recomiendan situarlo en la parte lingual/palatina del alveolo y por debajo del

nivel crestal, para compensar la reabsorción ósea esperada, sobre todo a nivel del sector anterior, debido al alto compromiso estético, otros estudios nos sugieren la colocación de los implantes a nivel subcrestal, esta colocación del implante tendría cierto efecto positivo en el mantenimiento y formación de picos de hueso crestal en las regiones interimplantarias^{49,50}.

Todescan y cols.⁵¹ concluyeron que, en los casos en que el microgap quedaba en una posición más profunda, no se aprecia pérdida adicional de hueso. En la revisión sistemática realizada por Lang y cols.⁵² informaron, que no existía suficiente evidencia científica, para determinar que la supervivencia de los implantes post-extracción, no depende de la posición del implante (anterior/posterior/maxilar/mandibular), ni del tipo de carga a la que es sometido.

2.2. Pérdida ósea peri-implantaria

Clásicamente se asume que existe una pérdida ósea alrededor de los implantes durante la cicatrización y el primer año de función. Diferentes estudios han reportado una pérdida de hueso marginal después del primer año de función en un rango de 0 a 0,2mm, independientemente del tipo de implante colocado, de si se realiza carga inmediata, temprana o diferida, o de si se realiza en una o dos fases quirúrgicas^{48,53}. Sin embargo, una pérdida ósea de 2mm puede ser importante cuando se trata de sectores anteriores o en implantes cortos, debido a que incluso esta pérdida podría comprometer la osteointegración. Se debe tener cuidado cuando un implante pierde hueso y esto se evidencia radiográficamente^{45,54-59}.

Existen diferentes métodos para medir la pérdida ósea periimplantaria^{58,59}, la mayoría de autores utiliza las radiografías periapicales, como podemos ver en la figura 1, esta técnica se acepta como un instrumento fiable para medir el verdadero nivel de hueso al menos a nivel proximal de los implantes, ofreciéndonos unos puntos fijos desde el momento de la colocación de los implantes⁵⁶. Los autores realizan la técnica de paralización de cono largo confeccionando posicionadores para poder utilizar en las visitas de control^{57,60}. Franceti y cols.⁶¹ realizaron radiografías periapicales mediante la técnica de paralelización de cono largo y posicionadores individuales para cada paciente

tras la cirugía y en las visitas de control. Cada radiografía la digitalizaron a 600 ppp y mediante un software de análisis de imagen dos examinadores independientes realizaron las mediciones. Cada examinador midió dos veces un conjunto de 20 radiografías escogidas al azar con un mes de intervalo en cada sesión. Para verificar la fiabilidad del examinador, el segundo examinador mide las 20 radiografías medidas por el primero y viceversa. Ibañez y cols.⁶² tomaron radiografías periapicales que digitalizaron a 600 ppp y ampliaron 10 veces. Emplearon un factor de normalización de la longitud medida con la real dividiendo el valor de referencia observado por el valor real. La longitud del implante se utilizó para calcular el factor de normalización. Pieri y cols.⁵⁴ realizaron radiografías periapicales con la técnica de cono largo, solo en el momento de la carga con la prótesis provisional y al año. Collaert y cols.⁵⁸ utilizaron radiografías intraorales digitales obtenidas tras la colocación de la prótesis provisional (dentro de las primeras 24h) y tras 3, 6, 12 y 24 meses. Evaluaron los cambios en el nivel óseo en mesial y distal de los implantes, y se utilizó la media de ambas medidas; el punto de referencia utilizado fue el más coronal de la parte vertical del implante. En cambio, Strietzel y cols.⁵⁹ evaluaron la pérdida ósea utilizando radiografías panorámicas tomadas tras la carga y al año de seguimiento. Degidi y cols.⁶³ realizaron las mediciones de la pérdida ósea empleando lupas de aumento y realizaron radiografías periapicales con la técnica de paralelización de cono largo tras la cirugía, a los 6, 12 y 18 meses. Autores como, Barrio y cols.⁶⁰ utilizaron el diámetro de los implantes, sin embargo, autores como Pieri y cols.⁵⁴ y Mozzati y cols.⁶⁴ utilizaron la distancia entre las espiras como media para calcular el factor de normalización.

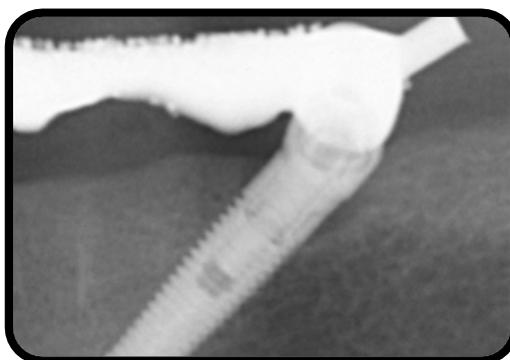


Figura.1. Radiografía pérdida ósea.

Otro método que nos ayuda a ver la pérdida ósea periimplantaria es el sondaje periodontal. Cuando se sonda un implante dental o un diente, existen diferentes factores que pueden influir en el grado de penetración de la sonda, estos factores son: la fuerza, la angulación, el diámetro de la punta de la sonda, la rugosidad del implante o de la raíz dentaria, el estado inflamatorio de la encía y la firmeza de los tejidos marginales⁶⁵.

A diferencia de la encía que rodea los dientes naturales, la mucosa alrededor de los implantes no recibe vascularización procedente del ligamento periodontal (que no existe en los implantes). Dada esta situación de relativa hipovascularización, es muy importante que la manipulación de los tejidos blandos peri-implantarios sea muy delicada⁶⁵.

El sellado del tejido blando alrededor de un implante está formado por un epitelio de unión, que se adhiere al implante o al pilar transepitelial mediante hemidesmosomas. A diferencia de lo que ocurre con los dientes naturales, donde las fibras de Sharpey se insertan en el cemento radicular, en un implante osteointegrado no hay inserción de fibras conectivas directamente. En la mucosa peri-implantaria hay comparativamente más fibras colágenas y menos fibroblastos que en la encía. Las fibras colágenas de la mucosa peri-implantaria llevan una dirección paralela a la superficie del implante, no se insertan en el titanio, mientras que en la encía si se insertan en el cemento del diente⁶⁵ (figura 2). Este es uno de los factores que más influye a la hora de la penetración de la sonda periodontal, ya que en los implantes penetrará más profundamente que en el sondaje de dientes naturales. Debemos tener en cuenta que un implante completamente sano permite una profundidad de sondaje de hasta 4mm y que los implantes son más sensibles a las variaciones de la fuerza en el sondaje. Debe aplicarse una fuerza constante y reproducible de 0,20-0,25N⁶⁶⁻⁶⁸.

Los autores recomiendan las sondas periodontales de plástico, para no dañar la superficie de los implantes. Uno de los argumentos esgrimidos por los autores contrarios al sondaje, es la separación que se produce entre el epitelio de unión y la superficie implantaria^{69,70}. Etter y cols.⁷¹ en un estudio sobre perros, demostraron que esta separación no es irreversible, sino que, se recupera en un periodo de 5 días.

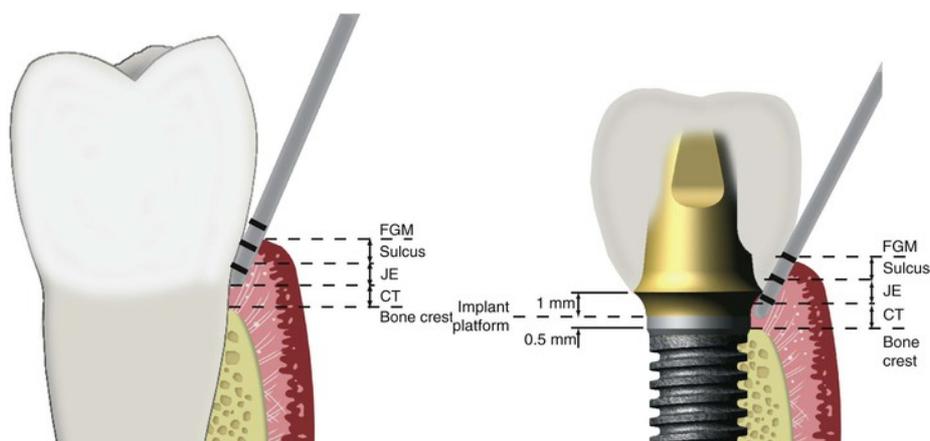


Figura.2. Imagen comparativa unión fibras diente/Implante. Diferencia principal es la falta de tejido conjuntivo⁸.

2.3. Osteointegración

Para obtener el éxito del tratamiento implantológico el requisito imprescindible es la unión firme, estable y duradera del implante al sustrato óseo.

El concepto de osteointegración se basa en una investigación que comenzó a realizarse en 1952 a partir de estudios microscópicos de la médula ósea del peroné del conejo³. En estos estudios se observaba la curación de una fractura ósea a través de una cámara de titanio (Ti) puro insertada en la medular peroneal, que permitía ver la zona de transición entre el hueso nativo y el hueso neoformado durante el proceso de reparación. A la aposición directa de hueso sobre su superficie de Ti se le denominó osteointegración u osteointegración³.

Otro de los términos utilizados para definir este hecho biológico es el de “anquilosis”, aunque desde el punto de vista anatomopatológico, no se trataría de una anquilosis verdadera, dado que no existe fusión del biomaterial que compone el implante con el hueso, Schroeder¹³ denominó a esta unión como “anquilosis funcional”.

Zarb y Albrektsson⁷² en 1991 definieron el concepto de osteointegración como un proceso mediante el cual se obtiene una fijación rígida y clínicamente asintomática de materiales alopáticos en el hueso, que se mantiene durante la carga funcional.

Brånemark y cols.³, refiriéndose a la osteointegración de los implantes dentales especificaron que, el contacto, debe ser “estructural y funcional entre hueso ordenado y vivo y la superficie del implante una vez sometido a “carga funcional”, o sea que debe recibir fuerzas y ser capaz de soportarlas sin perder la unión de su superficie al hueso. Es pues un fenómeno que depende de las capacidades de cicatrización, reparación y remodelado de los tejidos.

Para comprender los mecanismos de este proceso biológico, es necesario conocer perfectamente la fisiología ósea y el proceso que se desencadena cuando ocurre una lesión ósea que debe ser reparada. La inserción de un implante, implica la realización de un lecho óseo tallado con fresas de tamaño creciente, esto ocasiona un traumatismo térmico y mecánico en el tejido receptor. Si este traumatismo es moderado, el tejido óseo responderá de forma escalonada, mediante fenómenos de inflamación, reparación y remodelación⁷³.

Según Davies⁷⁴ existen tres fenómenos biológicos que confluyen en el proceso de la osteointegración o secuencia de curación ósea alrededor de un implante:

- ✓ Osteoconducción: se define como la formación de hueso sobre la superficie de los implantes, en la que se produce la migración de células osteogénicas y su reclutamiento sobre la superficie del implante a través del coágulo inicial. Este fenómeno depende esencialmente de la biocompatibilidad del material del implante y de las características de su superficie.
- ✓ Formación ósea “de novo”; resulta de la mineralización de la matriz ósea formada en la interfase entre hueso-implante. Cuando las células osteogénicas alcanzan la superficie del implante, inician la formación de matriz ósea.
- ✓ Remodelado óseo constituye la parte más crítica y de mayor importancia para lograr la estabilidad a largo plazo del implante, principalmente en la porción transcortical. Uno de los requisitos esenciales para que se produzca

el fenómeno de la formación de hueso nuevo será que el hueso viejo haya sido eliminado para poder producirse la síntesis de matriz ósea extracelular y el remodelado óseo.

La osteointegración requiere la formación de hueso nuevo alrededor del implante, proceso resultante de la remodelación en el interior del tejido óseo. Este proceso es iniciado por los osteoclastos, células encargadas de reabsorber la zona necrótica originada durante la preparación del lecho receptor, producido por el fresado óseo. Junto a ellos, la neoformación vascular aportará los elementos celulares, los osteoblastos, que crearán hueso nuevo capaz de interactuar con la capa de óxido de titanio del implante para integrar al mismo biológicamente⁷⁴.

Si consideramos la interfase hueso-implante ultra estructuralmente, debemos referirnos al concepto de biointegración, que es la unión bioquímica directa entre el hueso vivo y la superficie del implante, demostrable a través de la microscopía electrónica, independientemente de cualquier mecanismo mecánico de interunión. Así, el espacio óseo mineralizado y la capa de plasma de titanio aparecen llenos de un material matriz, los proteoglicanos¹⁸. Una red de colágeno rodea los osteocitos y se inserta en la capa de glucoproteínas, que se fusiona con la capa de óxido de titanio. Se cree que el óxido de titanio del implante induce la formación de glucosaminoglucanos sulfatos⁷⁵.

Las trabéculas óseas crecen acercándose al implante y contactando con la capa de plasma. Por ellas llegan los vasos que aportan nutrición, y elementos celulares para la remodelación; los fibroblastos y osteoblastos aumentan y al acercarse al implante se unen a la capa de óxido, formando sustancia fundamental que llena los espacios trabeculares y se fusiona con la capa de óxido de titanio. Por tanto, la interfase implante-tejidos óseos es una zona dinámica sometida a una intensa actividad remodeladora por parte de las células óseas y la matriz extracelular⁷⁶.

En el estudio realizado por Terheyden y cols.⁷⁷ se considera que la curación, producida en una herida de tejido blando, se puede transferir a la curación en el hueso y por tanto a una herida implantar. La curación de la herida se divide en 4 fases: hemostasia, fase inflamatoria, fase proliferativa y fase de remodelación. Las fases fisiológicas de curación de una herida del tejido blando prevén la hemostasia que va

entre pocos minutos o algunas horas, la fase inflamatoria que inicia después de algunas horas y puede durar días, la fase proliferativa se produce entre unos días o algunas semanas y la fase de remodelación se inicia alrededor de las 3 semanas después y dura años. La secuencia temporal de la curación del hueso alrededor de un implante ha sido histológicamente estudiada sobre perros⁵³⁻⁷⁸ y humanos voluntarios⁷⁹⁻⁸⁰.

Uno de los factores que más controversia han producido entre los implantólogos, es el hecho de que el implante debe estar rodeado de hueso propio de los maxilares. Este contacto se genera, a partir de la técnica quirúrgica utilizada, el tipo de implante y las condiciones de cicatrización⁸¹. Si el implante permanece estable, ese espacio será rellenado por nuevo hueso tras un proceso de osteogénesis intramembranosa⁸².

Un implante dental requiere un mínimo de 12 semanas para poder alcanzar un grado de oseointegración eficaz. Se ha demostrado experimentalmente que solo después de 3 meses, el porcentaje óseo en contacto con la superficie del implante, alcanzará una cantidad adecuada, en los siguientes 6 a 9 meses este porcentaje seguirá aumentando de forma progresiva. El implante oseointegrado, podrá soportar las cargas masticatorias, ya que, el aumento del anclaje directo entre hueso-implante es directamente proporcional a la resistencia de las fuerzas de torsión. Por lo que, si las condiciones biomecánicas producen un estímulo adecuado para la masa esquelética, unido a la distribución correcta de las cargas oclusales sobre la prótesis fijada al implante, se producirá un remodelado óseo que inducirá la formación del estrato cortical óseo a lo largo de la superficie del implante^{83,84}.

Las normas que regulan la adaptación ósea han sido resumidas por Turnet y cols.⁸⁵ y Turnet⁸⁶: 1) las cargas dinámicas (no estáticas) estimulan la adaptación ósea, 2) mientras que las cargas de corta duración tienen un efecto anabólico, las de mayor duración degradan la adaptación ósea, 3) mientras que las deformaciones anormales favorecen la adaptación ósea, el hueso se acostumbra a las deformaciones rutinarias y la remodelación ósea. Se ha podido observar en todos los casos que las cargas dinámicas tienen un potencial osteógeno mayor que el de las cargas estáticas.

2.4. Carga inmediata

En primer lugar, debemos definir lo que entendemos como carga inmediata^{87,88}. La definición de inmediato se dió en el congreso de Implantología oral (ICOI), celebrado en Nápoles (Italia) en mayo de 2006: los implantes de carga inmediata pueden entenderse como un implante en el que la restauración se encuentra con carga oclusal en al menos 48 horas después de la colocación de los implantes⁸⁹. Entendemos como carga retrasada o diferida aquella en la que esperamos un periodo de osteointegración entre 3-6 meses para dar a la restauración una carga oclusal. Carga temprana entre las 48 horas y 3 meses. Definimos carga estética como aquella que realizamos en las 48 horas después de la colocación de implantes, pero a la restauración no le otorgamos carga oclusal⁹⁰⁻⁹². Esposito y cols.⁹³ en 2007, consideraron la carga inmediata cuando ésta se establecía dentro de la primera semana, temprana entre una semana y dos meses, y convencional a partir de dos meses; consideraron que la carga diferida no es necesaria y la eliminó.

Como se ha visto en la introducción, desde Lederman¹², que fue el primero en publicar resultados de sobredentaduras, sin ningún tiempo de espera con tasas de éxito del 91,2%, muchos han sido los autores que han refrendado estos resultados exitosos⁹⁰⁻⁹⁴. La aparición de nuevas superficies en los implantes, ha hecho que también se atrevan restaurando con carga inmediata el maxilar superior, si bien es cierto, pocos son los estudios que se han seguido a largo plazo^{15,93-105}, la gran mayoría de estudios se referieren a casos rehabilitados en arcada inferior¹⁰⁵⁻¹¹⁶.

La carga inmediata de los implantes exige un diagnóstico previo donde se valore de forma precisa los aspectos generales y orales que pueden condicionar los resultados a corto, medio y largo plazo del tratamiento implantológico. Los pacientes que padezcan trastornos sistémicos graves que pueden comprometer la osteointegración deben ser excluidos de los protocolos de carga inmediata y ser tratados con técnicas de implantología oral convencional o con otras alternativas prostodóncicas (prótesis removible o fija).

La carga inmediata del maxilar supone un reto importante en el tratamiento con implantes ya que la densidad del hueso representa un papel esencial para conseguir la osteointegración y determinar el éxito a largo plazo de los implantes. La carga inmediata cuestiona el tiempo convencional de cicatrización de 4-6 meses sin carga. El

procedimiento quirúrgico origina un fenómeno de aceleración de la reparación ósea alrededor en la interfase del implante. El hueso laminar organizado y mineralizado se transforma en un entramado óseo de reparación menos mineralizado. La interfase hueso-implante es más débil y presenta un riesgo mayor entre las 3-6 semanas después de la carga inmediata. Desde un punto de vista funcional, como hemos dicho anteriormente, el hueso sometido a carga se deforma. Si la carga es fisiológica existe una adaptación que permite su remodelación y permanece como un hueso laminar organizado y mineralizado⁸⁹.

Si la sobrecarga es mayor, el hueso comienza a desaparecer y se forma tejido fibroso. La carga inmediata debe ejercer sobre el hueso unas fuerzas controladas que se sitúen dentro del margen de respuesta fisiológica para mantener un buen nivel óseo reparativo. Un implante insertado en hueso compacto asegura su estabilidad primaria y favorece la aplicación de las fuerzas que caracterizan la carga funcional inmediata^{89,105}.

Algunos autores han propuesto que la carga inmediata puede ser útil para estimular la formación temprana del hueso laminar alrededor del cuerpo del implante. La carga inmediata estimula la remodelación y neoformación ósea en la interfase hueso-implante. Autores como Romanos y cols.¹¹⁷ informan que se produce un mayor contacto en esta interfase, incluso en zonas de hueso pobre como afirma Degidi y cols.¹¹⁸. En esta misma línea, Nkenke y cols.¹¹⁹ confirman que la carga inmediata no afecta la aposición ósea y Meyer y cols.¹²⁰ apuntan que tampoco se afecta la interfase hueso-implante ni la fisiología de los osteoblastos. Joos y cols.¹²¹ y Degidi y cols.^{122,123} afirman que tras 6 meses de la carga inmediata hay un 74 ± 6 % de hueso mineral rodeando el implante en ausencia de gaps, tejido fibroso o infiltrado inflamatorio, del que el $90 \pm 4,5$ % es hueso lamelar siendo esta neoformación de tejido óseo lamelar mayor que en carga diferida. Drago y cols.¹²⁴ refieren que la carga inmediata permite conservar la papila, mientras que Lindeboom y cols.¹²⁵ aseguran que no hay diferencias significativas en la pérdida ósea y papilar entre implantes de carga inmediata y diferida, aunque en esta última hay mayor regeneración de la papila mesial. Histológicamente, está demostrado que puede producirse oseointegración en implantes de carga inmediata, con neoformación de hueso mineral lamelar en la interfase hueso implante al menos igual

que con protocolos clásicos. En estudios actuales se ha evidenciado que no existen diferencias entre las tasas de éxito de supervivencia de los implantes, si comparamos la mandíbula o maxilar, así como entre la carga inmediata y diferida^{92,126}. Aun así, todos los autores están de acuerdo en la necesidad de estudios con una metodología más concreta, debido a la dificultad que supone realizar una comparativa y analizar la supervivencia de los implantes en los diferentes tipos de carga y protocolos.

La celeridad de rehabilitación cargando inmediatamente el implante supone una serie de ventajas, pero también algún inconveniente:

- ✓ Tiempo: probablemente esta sea la principal ventaja de la carga inmediata de los implantes, ya que se reduce entre unos tres y seis meses el tiempo transcurrido desde la colocación de las fijaciones hasta su puesta en función^{7,127}. Acortar los tiempos de espera sobre todo en rehabilitaciones completas, dan como resultado tasas de éxito similares a las que se obtienen con carga diferida^{128,129}.
- ✓ Satisfacción del paciente: el edentulismo total o parcial supone en la mayoría de los casos una afectación psicológica del paciente^{14,104}. Por otra parte, la inestabilidad de las prótesis transicionales convencionales suele resultar incómoda, por lo que la colocación de una prótesis inmediata implanto-soportada supone un gran confort y satisfacción para el paciente^{130,131}.
- ✓ Economía: son varios los autores que consideran que la carga inmediata no supone un coste adicional para el paciente o incluso resulta más económico^{34,35}; sin embargo, otros autores como Attard y cols.¹³² aseguran que el protocolo de carga inmediata no abarata costes para el paciente. Probablemente los costes estén en función de si la carga inmediata se realiza con la prótesis definitiva, como en el protocolo All-on-Four¹⁷, o si es necesaria una prótesis provisional previa.
- ✓ Riesgo: el hecho de cargar los implantes sin haberse producido la osteointegración determina una evidente situación de riesgo añadido, que deberemos evitar analizando muy bien el caso e indicarla cuando las

condiciones sean favorables. Dentro del riesgo de cargar los implantes también se añade el riesgo de realizar implantes inmediatos post-extracción con carga inmediata^{133,134}.

Entre los factores determinantes para realizar con éxito la carga inmediata encontramos que la mayoría de los autores coincide en que la estabilidad primaria de los implantes es la más importante. Dentro de la estabilidad primaria influyen factores biológicos, factores relacionados con la técnica quirúrgica y factores relacionados con el implante. Otros factores que influyen en la carga inmediata son la ausencia de micromovimientos, como hemos mencionado anteriormente, el torque de inserción del implante, el tipo de prótesis, dirección y magnitud de las fuerzas oclusales (tipo de oclusión que le damos a la prótesis), factores locales, sistémicos, hábitos y parafunciones de los pacientes¹³⁵.

2.4.1 Estabilidad primaria

La estabilidad es generalmente definida como una medida de la dificultad para desplazar un objeto o sistema fuera de su equilibrio, pero en términos clínicos el concepto de “estabilidad primaria” no está bien definido, aunque es comúnmente entendido como una ausencia de movimiento perceptible del implante inmediatamente después de su instalación. Otra definición de estabilidad primaria, es la que se postula como la resistencia que ofrece el hueso alveolar a las fuerzas que tratan de dislocar al implante una vez que este ha sido colocado en su lecho quirúrgico. Esta resistencia es el resultado de un fenómeno estrictamente mecánico del implante y de la calidad y cantidad de hueso local¹⁸. La estabilidad primaria depende de factores tales como los biológicos, en cuanto a calidad y cantidad ósea, factores relacionados con la técnica quirúrgica, la cual debemos adaptar a los factores biológicos de cada paciente, y factores relacionados con el implante, morfología, superficie, longitud, número de implantes, etc.¹³⁶. Analizaremos por separado cada uno de estos factores:

2.4.1.1 Factores biológicos

La presencia de un volumen y una calidad ósea adecuadas para alojar los implantes dentales, es un factor importante para realizar la carga inmediata. Lekholm y Zarb¹³⁷ en 1985 propusieron una clasificación de los grados de resorción del maxilar desdentado:

A: Cresta alveolar casi completa.

B: Resorción mínima cresta alveolar.

C: Resorción avanzada de la cresta alveolar hasta el arco basal.

D: Resorción incipiente del arco basal.

E: Resorción extrema del arco basal.

En el mismo año estos mismos autores¹³⁷ también propusieron una clasificación de la calidad ósea (figura 3):

Clase 1: Hueso maxilar se compone casi exclusivamente de hueso compacto homogéneo.

Clase 2: El hueso compacto ancho rodea el hueso esponjoso denso.

Clase 3: La cortical delgada rodea el hueso esponjoso denso.

Clase 4: La cortical fina rodea el hueso esponjoso poco denso.

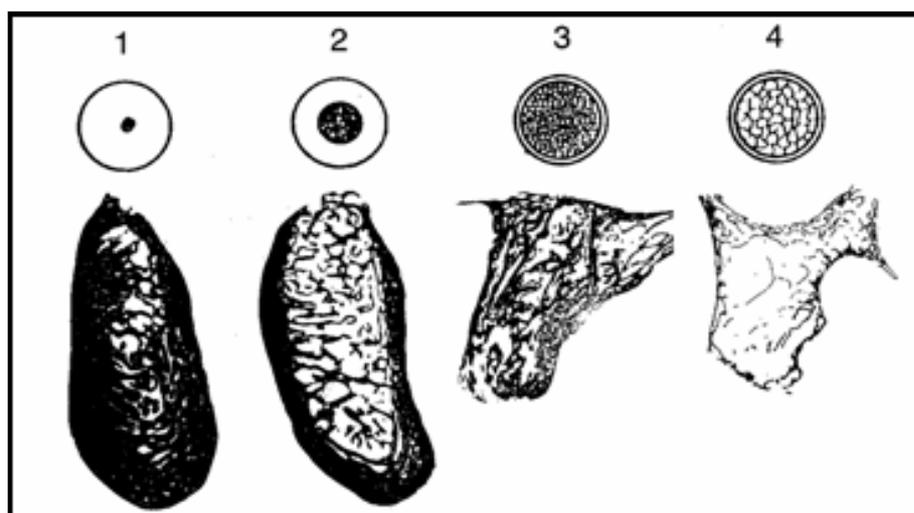


Figura.3. Clasificación de la calidad ósea según Lekholm y Zarb¹³⁷ (1985).

Mitch¹³⁸ clasificó en cuatro grupos la densidad ósea, en función de las características macroscópicas del hueso cortical y trabecular.

D1 se corresponde principalmente con un hueso cortical denso.

D2 presenta una cortical entre densa y porosa, pero gruesa, en la cresta y, por dentro, un hueso trabecular espeso.

D3 tiene una cresta con cortical porosa más delgada y hueso trabecular fino.

D4 no tiene casi ninguna cortical ósea en la cresta. El hueso trabecular fino constituye casi la totalidad del volumen óseo que se encuentra junto al implante.

D5 se puede clasificar como hueso muy blando, con una mineralización incompleta y grandes espacios intratabeculares (hueso inmaduro).

La densidad ósea puede determinarse a partir de la sensación táctil durante la cirugía, la localización general o la evaluación radiográfica. Mediante la evaluación radiográfica encontramos que las radiografías panorámicas o periapicales no presentan ventajas para determinar la densidad ósea, debido a que las tablas corticales laterales oscurecen, con frecuencia, la densidad del hueso trabecular. Además, no pueden cuantificarse mediante estas radiografías los cambios más sutiles de un tipo D2 a D3¹³⁹. Es frecuente encontrar una correlación entre el éxito de los implantes, la posición dentro de la arcada y la densidad ósea.

Norton y Gamble¹⁴⁰ concluyeron que era necesaria una clasificación cuantitativa de la calidad ósea que además fuera preoperatoria y objetiva, realizando una escala de la densidad mineral ósea basada en unidades Hounsfield (HU). Complementando así la clasificación de Lekholm y Zarb¹³⁷. La clasificación de la densidad ósea de Misch¹³⁹ puede evaluarse sobre las imágenes de TC, mediante la correlación con un intervalo de unidades Hounsfield. Mediante la correspondencia entre las unidades Hounsfield, D1 se corresponde a valores superiores a 1200 unidades, D2 se encuentra en el intervalo de 850 a 1200 unidades, D3 entre 350 a 850 unidades, D4 entre 150 y 350 unidades y D5 se corresponde con un valor menor a 150 unidades¹³⁹. El hueso muy blando que se observa después de colocar algunos injertos óseos puede tener de 100 a 300 unidades¹³⁹.

La evaluación de la carga inmediata requiere de un método cuantitativo para la medición de la estabilidad del implante. La objetivación intraoperatoria de la estabilidad del implante es crucial para la toma de decisiones respecto a la carga inmediata. Desde un punto de vista práctico, hay varias técnicas que permiten aproximarnos a la estabilidad clínica del implante previa a su carga, aunque ninguna de ellas ha sido todavía formalmente aceptada como referencia a día de hoy. Entre las diferentes técnicas nos referimos al torque de inserción y el análisis de la frecuencia de resonancia¹⁴¹.

Algunos autores exigen un volumen abundante de hueso que permita colocar un número apropiado de implantes axiales completamente rodeados de hueso, mientras que otros autores realizan carga inmediata en maxilares y mandíbulas atróficas. Pieri y cols.⁵⁴ plantearon como criterio de inclusión la existencia de al menos 11 mm de altura y 4,5 mm de anchura ósea; para cargar inmediatamente los implantes inmediatos exigieron ≥ 6 mm de hueso apical al alveolo medido en la tomografía computada y la integridad de todas las paredes del alveolo comprobada intraoperatoriamente con una sonda periodontal. Katsoulis y cols.¹⁴² estudiaron 40 maxilares desdentados y valoraron su hipotética rehabilitación con implantes y carga inmediata. Únicamente en 12 casos había hueso abundante para colocar con facilidad 6 implantes y realizar carga inmediata; concluyeron que el maxilar desdentado presenta atrofia avanzada con frecuencia, dificultando la colocación de implantes.

Es de gran importancia mantener la inmovilidad del implante durante el período de cicatrización de los tejidos periimplantarios¹⁴³, para evitar la formación de tejido fibroso en la interfase hueso implante y por lo tanto fracaso del implante⁹⁰. En 1993, Brunski¹⁴⁴ mostró que el micromovimiento debe ser inferior a 100 micras para lograr un contacto adecuado hueso-implante. Un micromovimiento del implante superior es adverso para la osteointegración, causando una encapsulación fibrosa. Kawahara y cols.¹⁴⁵ consideran que la magnitud de los micromovimientos inferior a 30 micras no influye negativamente en la osteogénesis y crecimiento óseo alrededor del implante. Ibáñez y cols.¹⁴⁶ toleran en su estudio una magnitud de unas 100 micras. Duyck y cols.¹⁴⁷ refieren la mayor creación de volumen óseo en implantes de carga inmediata en ausencia de micromovimientos o con micromovimientos de 90 micras, así como una mayor densidad ósea, cuando las fijaciones sufren micromovimientos de 60-90 micras. Lekholm¹⁴⁸ recomienda no retirar la rehabilitación protésica durante el periodo cicatricial inicial, para evitar los micromovimientos.

Otro factor importante para lograr una correcta osteointegración en la carga inmediata es el ajuste pasivo de la prótesis. Una prótesis mal ajustada provocará un micromovimiento excesivo de los implantes, que puede conducir a la pérdida de alguno de ellos. Longoni y cols.¹⁴⁹ proponen en su estudio un protocolo en el que utilizan un material de recubrimiento entre la prótesis híbrida provisional soportada sobre 6 implantes y las réplicas de titanio, con el objetivo de prevenir o al menos reducir, el estrés en los implantes producido por el desajuste entre éstos y la estructura metálica de la prótesis. Existe gran controversia entre los autores en cuanto a la utilización de extensiones distales en las restauraciones protésicas. Hay autores que las evitan^{150,151} porque afirman que duplica la carga en los implantes distales, mientras que otros asumen esta carga^{150,152,153}. En el punto en el que coinciden la mayoría de los autores^{150,152,153} es en que, si la prótesis va a llevar extensiones distales, es fundamental que los implantes estén ferulizados. Akça y cols.¹⁵⁴ hicieron un estudio sobre cadáveres humanos comparando la tensión que soportan los implantes ferulizados y no ferulizados restaurados con sobredentaduras con carga inmediata. Estos autores concluyen que la ferulización de dos implantes intermentonianos, (independientemente del tipo de prótesis), que soporten sobredentaduras con carga inmediata, reduce de manera estadísticamente significativa la tensión ósea en la cortical vestibular.

2.4.1.2 Técnica quirúrgica

La técnica quirúrgica empleada en la colocación del implante, debe garantizar una estabilidad primaria del implante y está estrechamente relacionada con la calidad ósea. En el hueso D1 los mayores problemas pueden venir determinados por necrosis térmica del hueso periimplantario. Durante la técnica quirúrgica se debe prestar especial atención al calor generado durante la perforación, este tiene que ser inferior a 47°C, menos de 1 minuto para evitar el calor y la necrosis del hueso⁹⁰. El hueso cortical disipa peor el calor que el hueso esponjoso y tiene más riesgo de sobrecalentamiento. Se necesitan sistemas de corte altamente efectivo y poco traumático. Los implantes no deben ser colocados a la máxima presión, pero si a un torque suficiente para garantizar la estabilidad antirrotacional del implante. Los implantes con poca estabilidad primaria en este tipo de hueso, tienen especialmente un mal pronóstico¹⁵⁵. Este tipo de hueso experimenta una pequeña expansión por lo que la osteotomía final deberá ajustarse lo más posible al diámetro del implante. Por lo que en estos casos puede que sea necesario labrar la rosca con el macho de terraja, sin embargo, no suele ser necesario con los modernos implantes autorroscantes¹⁵⁶.

Es recomendable insertar el implante mediante el contraángulo quirúrgico siendo, un torque de 40 Ncm suficiente para insertar el implante en su mayor parte. Puede ser razonable enroscar dos o tres vueltas a mano, pero no se recomienda insertar a mano todo el implante por el peligro de generar torques demasiado grandes. No se debe notar una excesiva resistencia a la inserción, en este caso, deberá retirarse el implante y agrandar la osteotomía¹⁵⁷. En el tipo de hueso D1 los implantes pueden colocarse en posición supracrestal, crestal o subcrestal (con avellanado). Siendo apropiados para carga, no oclusal y oclusal, inmediata, en particular con ferulización en arco cruzado¹⁵⁸.

En los tipos D2 y D3 se recogen los mejores resultados^{159,160} el aterrajado del lecho no es necesario en los implantes roscados. Se prefiere el uso de anclaje bicortical para mejorar la estabilidad primaria en el suelo de la fosa nasal y en el seno maxilar. Este tipo de hueso presenta una fase medular que en algunas ocasiones ofrece una resistencia al fresado claramente menor, por lo que, se recomiendan modificaciones en el protocolo de fresado e inserción^{161,162}.

- ✓ Preparar la osteotomía con un diámetro menor que el del implante.

- ✓ Insertar un implante cónico en una osteotomía subpreparada, porque en hueso menos denso, este sistema proporciona compresión ósea.
- ✓ Eliminar el avellanado del proceso para evitar que se reduzca el hueso cortical y, posiblemente, la estabilidad primaria.
- ✓ Colocar el implante en posición supracrestal para evitar perder hueso cortical
- ✓ En la porción coronal de la osteotomía, utilizar una fresa cuyo diámetro se aproxime al del implante; y en la porción apical, aplicar una preparación mínima.

En hueso D4 la gran mayoría de fallos están relacionados con la falta de estabilidad. La respuesta del hueso trabecular al estrés mecánico es especialmente crítica^{155,160}. En estos casos los autores recomiendan obviar pasos en la preparación del lecho, como son la fresa de terraja o la fresa avellanadora, incluso dependiendo de la densidad ósea omitir la última fresa espiral aumentando así la resistencia del hueso, lo que mejora la estabilidad primaria de los implantes^{162,163}.

En la zona posterior del maxilar superior, existe un hueso menos denso y más medular y fino que en la mandíbula. Para tratar esta desventaja ha sido desarrollado un procedimiento quirúrgico mediante la condensación y compactación de las trabéculas del hueso esponjoso del maxilar superior, desarrollado por Summers¹⁶⁴ en 1994.

La técnica de los osteotomos de Summers¹⁶⁴ ha significado una excelente solución en aquellos casos en que la estrechez ósea alveolar no nos permitía insertar implantes, teniendo que recurrir a procedimientos de regeneración ósea que resultaban complicados e incómodos para el paciente.

Este tipo de defectos se localiza predominantemente en todo el reborde del maxilar superior, aunque más comúnmente en las zonas desdentadas posteriores. Se trata de aquellos casos clínicos en los que los pacientes presentan insuficiente altura y anchura ósea que oscilan entre 5mm a 8mm y además presentan un déficit de anchura ósea de aproximadamente 1,5mm a 2,5mm. Mediante el ensanchamiento alveolar con la combinación de fresas de 2mm de diámetro y osteotomos compresivos de diferentes alturas, permite que las corticales vestibular y lingual o palatina puedan ser separadas

para la inserción de los implantes hasta conseguir una anchura idónea de 4-5mm. También podemos lograr una altura importante que puede llegar hasta los 13mm. En la mayoría de estos casos, la cirugía de colocación de los implantes se realiza simultáneamente al ensanchamiento de la cresta¹⁶⁴.

En las clases D3 y D4 de Misch¹⁶⁵, con la técnica de Summers conseguimos una mayor condensación de la esponjosa, aumentando la superficie de fricción primaria con el implante. La mayor superficie de osteointegración, le proporciona una estabilidad mucho mejor al implante insertado.

Entre las ventajas de los osteotomos hay que destacar;

- ✓ Evita el uso de irrigación.
- ✓ No hay pérdida de hueso durante la expansión, aumentando la densidad ósea en las paredes y la estabilidad primaria de los implantes.
- ✓ Facilita la determinación del eje de inserción del implante.
- ✓ Mejora la percepción de intrusión en seno maxilar y fosas nasales.

Otra forma de ganar mayor superficie de osteointegración cuando encontramos huesos tipo D3 y D4 es realizar un infra-fresado. Cuando utilizamos implantes de paredes paralelas, la fresa espiral final puede ser utilizada en la realización de la osteotomía fresando 3mm menos que la longitud del implante para asegurar el contacto óseo en la parte apical del implante y favorecer la estabilidad primaria^{166,167}.

De la misma forma, si utilizamos implantes de paredes cónicas, consideraremos hacer la osteotomía con un tamaño de fresa conformadora menor que el del implante. Si la cortical no es densa, disminuirémos la longitud de la fresa conformadora, teniendo en cuenta siempre el diámetro del implante. También podemos utilizar la realización de un fresado biológico: éste se realiza a bajas revoluciones, permitiéndonos obtener hueso de elevada calidad biológica. Cuando realizamos esta técnica encontramos una estructura ósea más conservada y mayor presencia de células vivas¹⁶⁸. Con este sistema conseguimos dejar el implante en el mejor entorno biológico posible para su osteointegración sin pérdidas óseas, así como máxima estabilidad mecánica inicial sin

compresión. La acción de fresado es mucho más agradable para los pacientes al no percibir en ningún momento sensación de taladro.

Hay que adecuar la técnica quirúrgica correcta en cada caso para que se produzca la menor pérdida ósea posible.

2.4.1.3. Características de los implantes

El diseño, la superficie, el diámetro, la longitud y el número de implantes constituyen algunas características que configuran el éxito de esta terapéutica implantológica.

2.4.1.3.1. Superficie

La superficie del implante o microsuperficie es actualmente un objetivo preferente de los investigadores y de la industria, podemos influir sobre la estabilidad primaria y sobre la velocidad de integración ósea, mediante las variaciones en su morfología y propiedades. Están aumentando los esfuerzos relacionados con la optimización de la interfase entre un implante y su entorno biológico¹⁶⁹.

La mayor parte de los implantes utilizados en la actualidad son roscados, estos tienen mayor retención mecánica, aumentando el contacto hueso-implante¹⁷⁰. El diseño del implante influye en la superficie funcional más que el tamaño implantario. Cuando una superficie es modificada con una textura rugosa, se observa un incremento importante en el contacto hueso-implante, en comparación con las superficies mecanizadas^{171,172}. La rugosidad del implante puede mejorar la cicatrización inicial y las condiciones de la carga inmediata¹⁷³.

La superficie del biomaterial regula la respuesta biológica y, en última instancia, la calidad de la osteointegración. Por otra parte, la calidad superficial del implante dental depende de sus propiedades fisicoquímicas y topográficas. De ahí que la habilidad de los biomateriales para soportar la formación de hueso puede promoverse modificando adecuadamente sus características superficiales.

La mayoría de los implantes dentales comercializados en la actualidad utiliza titanio comercial puro (cpTi) como biomaterial. Entre los tratamientos de texturización clásicos destacan el arenado (aTi), el grabado ácido (gTi), la combinación de ambos (agTi) o la oxidación. La oxidación anódica modifica la composición química y el grado de cristalinidad¹⁷⁴.

Los detalles topográficos, tanto a escala micrométrica como nanométrica, suponen un factor de calidad relevante¹⁷⁵, viéndose favorecida la osteointegración del implante a corto y medio plazo¹⁷⁶. Además, la energía superficial influye en la absorción y la modificación estructural de las proteínas liberadas durante la adhesión celular. Sin embargo, según la bibliografía, existe un compromiso entre rugosidad/morfología y mojabilidad donde se favorece la adhesión celular¹⁷⁵. Precisamente, esto se pone de manifiesto con los resultados de células MG63 cultivadas sobre cpTi, aTi, gTi y agTi (grado II)¹⁷⁷. En todos los casos, la texturización facilitó el crecimiento celular pero un exceso de rugosidad (agTi y aTi) resultó menos eficiente que valores óptimos de rugosidad y energía superficial (gTi). Estos resultados indican que la adhesión se potencia a una determinada escala de rugosidad (tamaño celular) junto con una alta energía superficial que promueva la interacción proteína-titanio¹³².

La microtopografía del implante desempeña un papel fundamental en el proceso de integración ósea^{18,178-181}, ya que, puede aumentar significativamente el contacto hueso-implante¹⁸², incrementando la fuerza de adhesión al hueso, además de facilitar un crecimiento más rápido. Por lo tanto, se puede afirmar que las superficies rugosas (que aumentan significativamente la superficie del implante) pueden promover la osteoconducción, incrementando la superficie para la fijación de la fibrina y proporcionando características en su superficie en las que se puede enredar la fibrina. Por otra parte, la química de algunas superficies del implante puede aumentar la absorción y retención de macromoléculas del medio biológico¹¹⁵, así como modificaciones enfocadas a obtener un aumento del espesor y de la cristalinidad de la capa superficial de óxido de titanio^{183,184}, potenciándose también la osteoconducción. Albrektsson y cols.^{185,186} concluyen en un estudio que las superficies moderadamente rugosas presentan ligeras ventajas sobre las maquinadas o más rugosas.

El grabado con ácido fluorhídrico (HF), nítrico (HNO₃), ácido clorhídrico (HCL), ácido sulfúrico (H₂SO₄) puede encuadrarse entre los tratamientos de superficies

implantarias con resultados óptimos y comparables al de otras superficies¹⁸⁷. Estas superficies han demostrado un incremento en la adhesión, proliferación y diferenciación osteoblástica, ofreciendo elevadas tasas de éxito en tratamientos de carga inmediata, implantes postextracción y sobredentaduras^{187,188}.

2.4.1.3.2. Tamaño (longitud y diámetro)

El tamaño del implante puede también influir en los protocolos de carga inmediata. Por cada 3mm de longitud, el área de superficie se incrementa un 20-30%. El beneficio en el aumento de la longitud del implante no se encuentra en la interfase con el hueso de la cresta, sino más bien en la estabilidad primaria. La mayoría de las tensiones que actúan sobre la interfase hueso-implante se concentran a nivel de la cresta ósea, por lo que la longitud del implante es más relevante en los casos de carga inmediata, especialmente, en los tipos de hueso más blandos¹⁸⁹. Parece haber bastante consenso en la longitud mínima de los implantes de carga inmediata, siendo ésta de 10mm^{14,15,17,149,190}. Algunos autores como Jaffin y cols.⁹⁰ y Gallucci y cols.⁹⁷ reducen la longitud mínima de los implantes a 8 mm; Balshi y cols.¹⁶ llegan a colocar implantes de 7mm para carga inmediata. En cuanto al diámetro de los implantes no hay demasiada información publicada; sin embargo, parece ser que la anchura de los implantes es más importante que la longitud (una vez que se ha obtenido una longitud mínima para la fijación inicial); la mayoría de los autores que hacen referencia a este dato emplean fijaciones de entre 3,3 y 4mm^{14,17,190}. En un estudio realizado por Holmogran y cols.¹⁹¹, se observó que a medida que aumentaba el diámetro del implante, disminuye la magnitud del estrés sobre el implante, teniendo en cuenta los límites morfológicos, si el diámetro es excesivo la transmisión de fuerzas a la cortical, puede aumentar la pérdida ósea. Lekholm⁴⁸ afirma que cuanto más largos y mayor diámetro tengan los implantes, mejores resultados se obtendrán. Sin embargo, Degidi y cols.⁸⁷ consideran que los implantes de mayor diámetro suponen un mayor riesgo de fracaso. Misch y cols.¹⁴¹ recomiendan la colocación de más implantes y más largos para conseguir mejores resultados.

2.4.1.3.3. Número

En la planificación de rehabilitaciones de arco completo con implantes, es importante el número y posición de los mismos¹⁹².

La mayoría de los autores coinciden en que es necesario un mayor número de implantes en el maxilar que en la mandíbula para soportar de forma inmediata arcos completos. El número medio de implantes en el maxilar superior es de 7,82 frente a los 4,54 del maxilar inferior. Por ejemplo, Bergkvist y cols.¹⁹³, colocan entre 5 y 7 implantes con un seguimiento de 1-2 años con una tasa de éxito del 98%.

En el maxilar superior Capelli y cols.¹¹⁰ utilizaron 6 implantes, con los implantes distales angulados, para rehabilitar 41 maxilares con carga inmediata, y obtuvieron un éxito del 97,5% tras 40 meses de seguimiento. Pieri y cols.⁵⁴, Jaffin y cols.⁹⁰ y Cooper y cols.¹⁹² consideran que entre 6 y 8 implantes con superficie rugosa son suficientes. Grunder y cols.⁹⁵ utilizaron de 8 a 11 implantes para rehabilitar 10 arcadas (5 maxilares y 5 mandíbulas) de forma inmediata. Degidi y cols.⁸⁷ rehabilitaron 45 arcadas maxilares con 388 implantes (213 implantes en hueso maduro y 175 en alveolos post-extracción) y carga inmediata con prótesis fijas. Utilizaron de 6 a 12 implantes (media de 9), y tras 5 años de seguimiento observaron que la supervivencia fue mayor cuando se colocaron ≤ 10 implantes (99,2%), frente a > 10 implantes (96,3%, $p=0,033$). Balshi y cols.¹⁶⁶ rehabilitaron 55 pacientes utilizando de 7 a 14 (media de 10) implantes por maxilar; 28 y 102 de los 552 implantes de este estudio fueron cigomáticos y pterigoideos respectivamente.

Por lo tanto, en carga inmediata de maxilar superior, la experiencia dice que, cuando utilizamos de 6 a 8 implantes de superficie rugosa, la osteointegración ocurre de forma adecuada⁹⁵⁻¹⁰⁵. Kinsel y Liss¹⁹⁴ estudiaron posibles factores de riesgo para la carga inmediata de arco completo en una muestra de 344 implantes colocados en 56 arcadas desdentadas; no encontraron ninguna relación estadísticamente significativa entre el número de implantes y el éxito de la carga inmediata.

No obstante, el número de implantes a utilizar viene determinado por otros factores¹⁹²:

- ✓ La extensión de la prótesis.

- ✓ La calidad de hueso disponible. A menor calidad de hueso sería conveniente incrementar el número de implantes.
- ✓ La función estimada durante el periodo de carga.
- ✓ Los condicionantes económicos.

El método “All on four” descrito por Maló¹⁷, para maxilares edéntulos, tiene la particularidad de utilizar solamente 4 implantes sobre los cuales se ancla una prótesis fija. Los dos implantes laterales se colocan con una inclinación de 30° grados con respecto al plano oclusal, lo más posterior posible, siguiendo la pared anterior del seno maxilar, pero sin penetrar en el mismo. Tiene como objetivo una emergencia del implante lo más posterior posible y permitir una carga inmediata. Describieron una técnica similar para el maxilar inferior, siendo la región intermentoniana la localización más frecuente en carga inmediata mandibular de arco completo. Este tipo de tratamientos han sido apoyados por otros autores^{111,195}. Autores como Steenberghe y cols.⁹⁹, han colocado implantes y han hecho carga inmediata de forma transmucosa (flapless surgery). En un estudio multicéntrico sobre 27 pacientes donde se utilizó una planificación virtual con la ayuda de la TC y obtención de una férula quirúrgica prefabricada a través de la cual se colocaban los implantes, se obtuvo un índice de éxito de 100%. Sin embargo, aunque sólo fracasara un implante en este tipo de cirugía, este tratamiento podría requerir un tiempo más amplio, antes de confeccionar la prótesis definitiva⁹⁹.

2.4.1.3.4. Morfología del implante

Los sistemas convencionales de implantes de paredes paralelas tienden a concentrar las cargas en la porción más apical, lo que unido a la morfología del cuello implantario, hace que se generen zonas de estrés en el extremo cervical, y conducen a una pérdida ósea temprana periimplantaria^{196,197}. De esta manera, y según lo descrito por Bowen¹⁹⁶ y Whorle¹⁹⁷, el implante que evite estos problemas debe cumplir las siguientes características: diseño cónico, con disminución del diámetro en sentido cervico-apical, paso de rosca decreciente, con roscas no cortantes en la porción apical, con el fin de comprimir el hueso, longitudes y diámetros adecuados, que permitan adaptarse a la mayoría de situaciones anatómicas, obteniendo simplicidad quirúrgica.

El diseño cónico permite aumentar la estabilidad primaria, siendo una ventaja importante a la hora de realizar una carga inmediata¹⁹⁸. La presencia de espiras aumenta la superficie de contacto entre la interfase hueso-implante, lo que mejora la transmisión de fuerzas. En la actualidad, existen diferentes diseños del perfil de rosca, en cuanto a la forma e inclinación, tienen la finalidad de una mejor transmisión de las fuerzas al hueso. Los perfiles redondeados distribuyen de forma más favorable el estrés que los perfiles afilados o triangulares. Los perfiles triangulares concentran el estrés en los vértices exteriores de la espira, produciendo mayor resorción ósea en esos puntos¹⁹⁹.

El diseño más indicado para realizar carga inmediata, es el de espira inverso, este diseño soporta las fuerzas de tracción de manera óptima. Cada forma de rosca tiene un único paso de rosca óptima en relación con una menor concentración de estrés en el hueso. Clínicamente y desde un punto de vista biomecánico, un paso de rosca igual o inferior a 0,8mm es más apropiado para un implante roscado. En aquellos casos en los que necesitamos una mayor unión entre hueso-implante, los implantes trapezoides con un paso de rosca de 1,6mm proporcionan una mayor estabilidad primaria y una menor concentración de fuerzas en el hueso bajo diferentes direcciones de carga²⁰⁰. La relación entre el diámetro externo del implante (resultante de la rosca) y el diámetro interno (formado por el cuerpo) influye en la estabilidad primaria. Cuanto mayor es la diferencia, mayor será la estabilidad primaria conseguida²⁰¹.

2.4.1.4. Torque de inserción.

El torque de inserción expresa la densidad ósea en función de la energía requerida para cortar por unidad del volumen óseo. Johansson y Strip²⁰², desarrollaron la medición del torque de corte durante la preparación de la osteotomía a bajas revoluciones (OsseoCare; Nobel Biocare, Göteborg, Suecia), permitiendo medir la resistencia que ofrece el hueso al trabajo de la pieza de mano. Así, una densidad ósea baja necesitaría menos de 30 Ncm para la colocación del implante, la densidad ósea media oscila entre 30 y 40 Ncm y la densidad alta supera los 40 Ncm. Para cargar implantes de forma inmediata se recomienda un torque de inserción comprendido entre 35 Ncm y 45 Ncm. Los estudios nos indican que hay una asociación positiva entre la estabilidad primaria del implante y la densidad mineral ósea del sitio receptor^{139,203}.

Para autores como Gallucci y cols.²⁰⁴ el torque de inserción mínimo ha de ser de 30 Ncm. Sin embargo, Neugebauer y cols.¹⁴³ consideran que éste ha de ser de 35 Ncm, mientras que Hui¹⁵⁵, Horiuchi y cols.¹⁰⁵ y Calandriello y cols.²⁰⁵ aumentan el torque de inserción mínimo para el éxito en carga inmediata a 40 Ncm. Calandriello y cols.²⁰⁵, indican como requerimiento, para la carga inmediata, un mínimo torque de inserción de 60 Ncm para implantes unitarios, 45 Ncm para implantes que soportan restauraciones de arcos parciales, y 32 Ncm para restauraciones de arcos completos. Probablemente, el método más frecuente de evaluación de estabilidad es la opinión subjetiva del propio cirujano.

Existen métodos objetivos para valorar la estabilidad del implante. El análisis de la frecuencia de resonancia (Osstell; Integration Diagnostics, Göteborg, Suecia) es un método no invasivo desarrollado por Meredith²⁰⁶, para cuantificar la estabilidad del implante analizando la interfase hueso-titanio. En este caso, un transductor eléctrico emite una pequeña onda de vibración sobre un material piezo-cerámico atornillado al implante y un receptor recoge las variaciones en la frecuencia que sufre esa onda. Mide la frecuencia de resonancia en un rango de 3.500 a 8.500 Hz; estos valores han sido trasladados a un índice más manejable que varía entre 0 y 100, el ISQ (Implant Stability Quotient). En la experiencia de Meredith²⁰⁷, valores inferiores a 40 implica situaciones de alto riesgo para el implante, mientras que valores superiores a 55 son considerados favorables. Queda por establecer qué valores serían recomendables para la carga inmediata; se postula que valores comprendidos entre 60 y 80 con estabilidad antirrotacional serían adecuados para esta técnica.

2.4.2. Dirección y Magnitud fuerzas oclusales

La dirección y la magnitud de las fuerzas oclusales también juegan un papel importante en la carga inmediata^{181-184,208}. Es recomendable la ferulización de los implantes mediante prótesis rígidas^{15,124,148,190,205,209,210}, aunque existen estudios de carga inmediata donde los implantes no son ferulizados²¹¹. En cuanto a la dirección de las cargas oclusales, realizaremos las caras oclusales estrechas, sin cargas posteriores desbordantes en la prótesis provisional, así como cargas axiales sobre los cuerpos implantarios siempre que sea posible. Una carga axial sobre un cuerpo implantario mantiene mayor cantidad de hueso laminar, y tiene una tasa de remodelación menor,

en comparación con un implante que presenta una carga no axial. Debemos tener presente la relación entre estrés, módulo de elasticidad y deformación, siendo importante para la respuesta biológica de remodelado y reabsorción ósea, intentando no alcanzar niveles de sobrecarga patológica. Por otro lado, saber que el principio del “análisis de haz complejo” enuncia que cuando dos materiales con módulos de elasticidad diferente se ponen en contacto y uno de ellos es sometido a carga, el mayor contorno de estrés se localiza donde toman contacto en primer lugar²¹².

Así pues, sabemos que el módulo de elasticidad del titanio es entre 5 y 10 veces mayor que el del hueso cortical peri-implantario, lo cual, provoca un incremento de la tensión en la zona ósea cresta⁹⁹. Lo contrario ocurre cuando hay una mayor similitud entre el módulo de elasticidad del implante y los tejidos biológicos contiguos, por ejemplo, cuando el hueso es tipo I o II²¹³.

No debería existir ningún voladizo en la restauración provisional, en ninguna de las arcadas, ya que los voladizos amplifican los efectos nocivos derivados de la dirección de las fuerzas^{148,181}. Los patrones oclusales de una prótesis sobre implantes pueden modificarse durante su función de oclusión y masticación²¹⁴, por lo que una prótesis, en la cual los contactos oclusales sean correctos el día de su colocación, puede presentar alteraciones después de años de función. Debido a todo esto, se recomiendan revisiones de forma periódica⁹⁸.

No hay diferencias significativas en los resultados que se consiguen mediante prótesis fija provisional o definitiva, atornillada o cementada. La restauración provisional cementada emplea un cemento definitivo (por ejemplo; de policarboxilato o de ionómero de vidrio), en vez de un cemento más provisional o débil¹³⁸.

Los implantes inclinados, utilizados para mejorar el anclaje óseo y proporcionar una opción menos invasiva, no van a recibir una carga axial; sin embargo, según indican los estudios, no se produce una mayor pérdida de hueso marginal^{98,215} evaluaron en prótesis de arco completo, la influencia de la inclinación del implante distal (0°, 15°, 30° y 45°) en relación a la longitud del *cantilever* (15, 11,6, 8,3 y 5 mm). Sobre el *cantilever* aplicaron una fuerza de 150 N obteniendo los siguientes resultados: para el implante recto con 15mm de *cantilever* la tensión se concentraba en el hueso cortical adyacente al *cantilever* con valores de 75 MPa y de 82 MPa para el hueso trabecular; cuando el *cantilever* es de 11,6mm y la inclinación del implante 15° la tensión disminuye un 16%

en el hueso cortical (63 MPa) y un 17% en el hueso esponjoso (68%); para un *cantilever* de 8,3mm y una inclinación del implante de 30° los valores fueron un 52% (36 MPa) y 47,6% (43 MPa) inferiores al recto con 15mm de *cantilever*; por último, con un *cantilever* de 5mm y una inclinación de 45° del implante distal, la tensión máxima disminuye un 66,7% (25 MPa) para el hueso cortical y un 56% (36 MPa) inferior para el hueso trabecular. Así pues, parece ser que desde el punto de vista biomecánico a nivel de hueso periimplantario e implantes es más favorable disminuir el tamaño del voladizo pese a inclinar el implante adyacente al *cantilever*^{215, 216}.

En el comportamiento mecánico entre una prótesis de “All on 4” u “All on 6” con implantes distales inclinados, encontramos que los mayores valores de estrés se encuentran en la zona más cervical de los implantes inclinados, principalmente con los movimientos de lateralidad. Cuando tenemos un *cantilever* hay un aumento de la tensión sobre los implantes independientemente, de que la prótesis este soportada sobre 4 o 6 implantes²¹⁷.

Se han realizado investigaciones mediante análisis de elementos finitos sobre la tensión producida en la interfase hueso-implante. Utilizaron dos tipos de prótesis, sobre “All on 4 y All on 6” con implantes inclinados y no inclinados, los resultados predijeron que los implantes inclinados tienen una mejor respuesta biomecánica²¹⁸. Los dientes naturales transmiten fuerzas de impacto a través de los contactos oclusales mayores que los de las dentaduras mucosoportadas. Una prótesis fija sobre implantes no beneficia la propiocepción como los dientes naturales y los pacientes muerden con una fuerza cuatro veces mayor que con los dientes naturales. Por lo tanto, las fuerzas mayores son las originadas por las prótesis sobre implantes²¹⁹. La falta de propiocepción provoca una menor actividad de los músculos masticatorios, y menos sensibilidad táctil en las restauraciones sobre implantes. Por lo que, puede provocar una sobrecarga oclusal y posible fallo posterior de los implantes²²⁰.

2.4.3. Hábitos de los pacientes

Ciertos hábitos de los pacientes tienen un efecto nocivo en la osteointegración de implantes de carga inmediata^{98,141,180} siendo los principales el tabaquismo y los hábitos parafuncionales. El tabaquismo supone un factor de riesgo en el éxito de los implantes

en general. Rocci y cols.²²¹ atribuyen al tabaco (entre otras causas), el fracaso de la osteointegración de varios implantes de carga inmediata. Como promedio, se pierden el doble de implantes en fumadores que en no fumadores¹⁴⁸, por lo que el consumo de tabaco debe considerarse una contraindicación relativa para la carga inmediata. Bain y Moy²²² evaluaron los distintos factores de influencia en la predisposición al fallo de implantes en un grupo de 540 pacientes que habían recibido 2.194 implantes Bränemark®, con un seguimiento de 6 años. El tabaco era con diferencia el factor más significativo. Las tasas de fallo ascendían al 4,76% en los no fumadores y al 11,28% en los fumadores (P<0,001). Diferentes estudios reportan que el fracaso de los implantes entre los pacientes fumadores y no fumadores, va del 6,5% al 20%²²¹⁻²²³.

En los fumadores, los implantes maxilares tienen más tasa de fracaso en comparación con los implantes mandibulares. Probablemente el hueso del maxilar superior es de menor calidad y en consecuencia más susceptible a los efectos del tabaco²²⁴⁻²²⁶.

Bain²²⁷ demostró que siguiendo un protocolo de cese completo del hábito tabáquico una semana antes de la cirugía de colocación de implantes y 8 semanas después, el índice de fracasos fue menor al comparar con el grupo que siguió fumando durante ese periodo.

Por el contrario, Minsk y cols.²²⁸ tras un seguimiento de 6 años de 380 pacientes donde fueron colocados 1.263 implantes, no observaron diferencias significativas en el porcentaje de fracasos entre fumadores y no fumadores. Autores como Ibáñez y cols.¹⁴⁶ incluyen fumadores en sus estudios sin que éstos reporten resultados negativos. Degidi y cols.⁸⁷ colocaron 388 implantes con carga inmediata en 43 pacientes desdentados maxilares, de los cuales 15 eran fumadores. No encontraron ninguna relación estadísticamente significativa entre la supervivencia de los implantes (98% a los 5 años) y el consumo de tabaco. Un reciente estudio mostró que a pesar de que está ampliamente aceptado que el tabaco tiene efectos adversos en el éxito de los implantes, no puede ser considerado un factor único de riesgo. Se ha demostrado que la profundidad de sondaje en los pacientes fumadores es mayor que en los no fumadores²²⁹. Haas²³⁰ describe efectos nocivos continuos alrededor de los implantes bien integrados en fumadores, con un índice de hemorragia, peri-implantitis profunda y pérdida ósea mesial y distal radiográficamente evidentes, significativamente mayores.

Deduce que todo esto hace que las tasas de fallo de los implantes ya integrados en fumadores aumenten con el tiempo. Así como, existe una tendencia a una mayor tasa de fracaso con un creciente número de cigarrillos por día^{231,232}.

En cuanto a los hábitos parafuncionales, un gran número de estudios excluyen a los pacientes bruxómanos^{14,104,131,190,233} y otros que los incluyen refieren tasas de fracaso mayores que en pacientes no bruxómanos⁸⁹. Weber y cols.¹¹⁶ en su revisión concluyeron que en presencia de parafunción la carga convencional es el protocolo más adecuado.

Sin embargo, otros trabajos no excluyen a estos pacientes y logran buenos resultados^{234,235}, se establece que estas sobrecargas patológicas no son las causantes de la pérdida localizada "en embudo" de la zona crestral cervical, ya que en condiciones de esa sobrecarga patológica no se perdería la unión únicamente en la zona crestral sino a todo lo largo del implante de manera rápida, o bien se produciría la fractura de la fijación²³⁶. Se ha comprobado mediante simulación de elementos finitos que la calidad del hueso tiene mayor relevancia para la distribución del estrés, y por consiguiente de la producción de micro deformaciones, que la altura crestral. Cuando el hueso se simula muy poroso y sin presencia de cortical, al aplicar una carga axial de 150N, la distribución de deformaciones se distribuye de manera homogénea a lo largo del implante.

Cuando existe una zona cortical esas cifras elevadas solo se consiguen en la zona cervical del implante, mientras que en el resto del cuerpo se encuentran en rangos de sobrecarga media²³⁷. Ibáñez y cols.¹⁴⁶ refieren que los dos únicos implantes fracasados en su estudio fueron colocados en pacientes con parafunción. Las parafunciones también se deberían considerar una contraindicación relativa¹⁴⁸.

2.4.4. Factores locales y sistémicos de los pacientes

Lekholm¹⁴⁸ publica en 2003 un estudio de carga inmediata y temprana en pacientes de riesgo. En cuanto a los factores de riesgo sistémicos, aparte del tabaquismo ya comentado, el autor considera que la edad y el sexo no representan un problema en cuanto a los protocolos de carga inmediata, aunque recuerda que en pacientes de edad avanzada hay mayor riesgo de complicaciones y la cicatrización es más lenta; también recomienda evitar la colocación de implantes en pacientes en

crecimiento. Los autores tampoco consideran la diabetes una situación de riesgo potencial^{114,238}.

En estos pacientes es necesario un buen control de la glucemia plasmática, mejorando con ello los porcentajes de supervivencia²³⁹. No así en pacientes con raquitismo (contraindicación absoluta), osteoporosis o síndrome de Sjögren, considerados potencialmente de riesgo. En relación a los factores de riesgo locales, aparte de la calidad-cantidad ósea y el bruxismo ya citados, las zonas de injerto óseo son considerados factores de riesgo. Los pacientes con maxilares irradiados han de considerarse una contraindicación absoluta¹⁴⁸.

2.4.5. Recomendaciones a los pacientes tratados con carga inmediata

Respecto a la dieta que debe seguir el paciente después de la cirugía para realizar una carga inmediata, debemos tener en cuenta que, si la prótesis cargada de forma inmediata se descementa o fractura parcialmente, el resto de implantes que sostiene la restauración presenta un mayor riesgo de fracaso por sobrecarga. De este modo, debería limitarse la dieta del paciente a alimentos blandos, exclusivamente, durante el proceso de carga inmediata. Son aceptables la pasta y el pescado, mientras que están contraindicadas la corteza dura del pan, la carne y las verduras y frutas crudas. Después de cuatro meses o más, el dentista separa la prótesis provisional de los pilares implantarios y puede confeccionar la restauración definitiva de forma habitual¹². Cuando la carga inmediata se realiza sobre implantes no ferulizados, al paciente se le recomiendan las mismas pautas, en cuanto a la dieta, que a los pacientes a los cuales se les realiza carga inmediata sobre implantes ferulizados. En lo que insistiremos en estos pacientes es en que no pueden retirarse la prótesis en 10 días, que será cuando realicemos la revisión y retiremos la sutura, si no hemos utilizado sutura absorbible^{125,181,240}.

2.5. Rehabilitación protésica de arco completo sobre implantes

Existen diferentes técnicas para realizar las prótesis provisionales inmediatas, normalmente se realizan de resinas acrílicas. Las resinas disminuyen en un 50% la fuerza de impacto sobre los implantes dentales, comparándolas con las cerámicas y metales²⁴¹⁻²⁴³.

Siendo las complicaciones más frecuentes la fractura y desgaste del material²⁴⁴. Podemos tener una prótesis ya confeccionada previamente a la cirugía y realizar el ajuste y rebasado en clínica, mejorando así el ajuste pasivo de la prótesis^{114,245}. O podemos realizar una impresión inmediatamente después de la cirugía y que el laboratorio realice la prótesis, este sistema suele ir asociado a una demora, entre 24-72h, en la colocación de la prótesis inmediata^{112,246}.

La prótesis puede ser cementada o atornillada independientemente de la técnica que se utilice. Dedigi y cols.²⁴⁷ realizaron un estudio, en el que demostraron que se puede rehabilitar con éxito la mandíbula edéntula en el mismo día de la colocación del implante con una restauración fija, mediante la técnica de soldadura intraoral. Esta técnica parece no producir ningún efecto adverso sobre la pérdida de hueso marginal y la supervivencia del implante.

Las prótesis definitivas sobre implantes, se realizan sobre las 12 semanas posteriores a la cirugía, estas prótesis se pueden confeccionar con distintos materiales. Entre estos materiales encontramos: metales, cerámicas y polímeros. Lo importante de estos materiales es su biocompatibilidad con el cuerpo humano, así como la transmisión de las fuerzas oclusales sobre los implantes dentales. En un reciente estudio se comparó la técnica "All on 4" y "All on 6" con diferentes tipos de prótesis, se evaluaron tres materiales de estructura: cromo-cobalto (CoCr), titanio (Ti) y zirconio (Zr), dando un total de seis grupos. Fueron sometidos a una fuerza oblicua unilateral de 150N aplicada a nivel de los dientes posteriores. Obtuvieron niveles de estrés más altos en las estructuras de Ti, tanto a nivel del hueso cortical, implantes, pilares y tornillos protésicos. Concluyeron que, ante los niveles de estrés producidos, los mejores resultados se obtenían en la técnica "All on 6". Sin embargo, los valores de esfuerzo no excedieron los límites de resistencia del hueso para ambos conceptos de tratamiento²⁴⁸.

2.6. Biomateriales

2.6.1 Concepto biomaterial

En medicina existen antecedentes documentados de la utilización de materiales para restaurar los tejidos perdidos o dañados. Existen datos del antiguo Egipto, así como, las civilizaciones clásicas (Griega y Romana). Los Antiguos Griegos fueron los primeros en describir en detalle su historia y progresos. En Europa, en el siglo XVI, el oro y la plata se emplearon en reparaciones dentales y, posteriormente, el hierro para la inmovilización de fracturas óseas. A lo largo del siglo XIX se desarrollaron diversas aleaciones con unas propiedades mecánicas mejores y más resistentes a la corrosión²⁴⁹. El desarrollo de los polímeros se aceleró a principios del siglo XX, con el descubrimiento de materiales para fabricar hilos de sutura capaces de ser degradados y absorbidos por el organismo.

Los biomateriales constituyen un conjunto de materiales cuya principal característica es su gran diversidad. Entre ellos se incluyen metales, cerámicas, vidrios, acero y otras aleaciones metálicas, polímeros sintéticos de múltiples clases, polímeros naturales, tejidos biológicos modificados, etc²⁴⁹. Junto a esta diversidad estructural existe otra funcional, ya que los biomateriales utilizados en cirugía cardiovascular son diferentes de los que se aplican en cirugía ortopédica, odontológica u oftalmológica y, a su vez, son distintos de los utilizados como suturas biodegradables o soportes para la liberación de medicamentos. Cualquier biomaterial, para poder ser implantado, debe cumplir unos requisitos generales que se engloban en el concepto de biocompatibilidad, en el que se considera la tolerancia de dicho material, su bioestabilidad tanto a corto como a largo plazo, o el mantenimiento de sus propiedades y estructura químico-física en el entorno biológico durante el tiempo que permanezca en el organismo^{249,250}.

Además, deben poseer unas propiedades mecánicas y químicas específicas que aseguren la función para la cual se diseñan. Los requisitos que debe cumplir un biomaterial se pueden resumir en: 1) ser biocompatible, aceptado por el organismo receptor, y no provocar que éste desarrolle mecanismos de rechazo ante la presencia del biomaterial, 2) no ser tóxico, ni carcinógeno, 3) ser químicamente estable, o biodegradable en productos no tóxicos, al menos durante el tiempo programado, ya que

hay biomateriales biodegradables y biomateriales permanentes, 4) que la resistencia y propiedades mecánicas, características superficiales, el tiempo de fatiga, y el peso sean los adecuados, y 5) su diseño, el tamaño y morfología deben ser los adecuados. A todo ello debe añadirse que el precio debe ser reducido, su fabricación reproducible y su procesamiento fácil para su producción en gran escala. Para determinar la biocompatibilidad de un nuevo o potencial biomaterial se deben realizar inicialmente un tipo de ensayos que orienten sobre su comportamiento en entornos que simulan al fisiológico²⁵¹. Según la naturaleza química de los biomateriales sintéticos se pueden establecer tres grandes grupos: metales, cerámicas y polímeros²⁵².

Los metales han sido muy utilizados como biomateriales con dos propósitos: fabricación de prótesis para reemplazar una parte del cuerpo (articulaciones, placas craneales, clavos, etc.), o implantes utilizados en la estabilización y ayuda al proceso normal de reparación de un tejido (por ejemplo, unión de huesos rotos). Entre los metales más utilizados con estos fines cabe destacar diferentes clases de aceros inoxidables, aleaciones tales como Co-Cr, Co-Cr-Mo, Co-Cr-Ni, así como titanio y distintas aleaciones a base de titanio, aluminio y vanadio²⁵³.

El motivo por el que las cerámicas resultan tan atractivas como biomateriales, a pesar de que algunas son mecánicamente débiles, radica en el hecho de que, en general, son materiales químicamente inertes, no suelen desencadenar respuestas no deseadas en el tejido en el que se implantan, y no son susceptibles al ataque microbio²⁵⁴.

Los polímeros aparecieron a partir de la II Guerra Mundial, al observarse que los pilotos no sufrían alteraciones en la funcionalidad del ojo cuando se les incrustaban astillas del material de las ventanas de los aviones que estaban fabricadas con polimetilmetacrilato (PMMA). Ello condujo a la utilización de estos materiales, en oftalmología, odontología y en cirugía ortopédica²⁵⁵.

2.6.2. Biomateriales metálicos y cerámicos

Los metales, como por ejemplo, oro, tantalio (Ta), acero inoxidable, titanio (Ti) aleación con memoria de forma (NiTi), el cromo cobalto (Co-Cr), han sido ampliamente utilizados en la clínica, ya sea como prótesis permanentes (tales como la prótesis de

cadere, implantes dentales, etc.), o implantes temporales (tales como placas, clavos, tornillos y barras para la fijación de fracturas óseas). Los metales pueden proporcionar resistencia mecánica favorable, excelente fricción-resistencia y propiedades no tóxicas²⁵⁶; sin embargo, presentan algunos inconvenientes notables por los que no podemos utilizarlos de forma más amplia en las aplicaciones médicas²¹³. Su alta resistencia y módulo de elasticidad que no coinciden con las de los tejidos normales óseos humanos, pueden causar un efecto de blindaje estrés, alrededor de los implantes que serán dirigidos a la absorción de los tejidos óseos adyacentes y provocar el aflojamiento protético. Cuando se coloca un dispositivo, si el módulo de Young de éste es superior al del tejido biológico en el cual está implantado, la carga no actúa de forma fisiológica, sino que se transmite por el dispositivo implantado. Si se implanta un dispositivo con un módulo de Young similar al hueso cortical, la carga no busca un nuevo camino, sino que se trasmite a través del propio tejido óseo. La radiopacidad de los metales provoca artefactos en la tomografía computarizada (TC) y limita la capacidad de examinar las imágenes del paciente en la resonancia magnética (MRI). La presencia a largo plazo de los metales en vivo puede desencadenar reacciones alérgicas de tejidos e iniciar la osteólisis²⁵⁶.

Desde la perspectiva de los biomateriales, las cerámicas engloban un grupo de compuestos inorgánicos de composición variada que son estables químicamente frente al oxígeno, los medios ácidos, alcalinos y salinos, y los disolventes orgánicos. Son resistentes al desgaste y generalmente se comportan como buenos aislantes térmicos y eléctricos. Todas estas propiedades son ventajosas para el desarrollo de prótesis óseas. Bajo este calificativo se incluye a la alúmina (óxido de aluminio), la hidroxiapatita (fosfatos cálcicos, como por ejemplo $[\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2]_3\text{Ca}(\text{OH})_2$), diferentes formas de carbono y los denominados biovidrios (cuya composición se basa en $\text{SiO}_2\text{-CaO-Na}_2\text{O-P}_2\text{O}_5$ y algunos que contienen MgO y K_2O)²⁵⁴. La cerámica es un material muy utilizado en las prótesis odontológicas. Las cerámicas no suelen desencadenar respuestas no deseadas en los tejidos. Debido a sus enlaces iónicos o covalentes las cerámicas presentan, baja conductividad eléctrica, bajas conductividad térmica y baja reactividad química, por el contrario, su baja resistencia a la fractura y ductilidad, alto módulo elástico y fragilidad, no pueden satisfacer las demandas de las aplicaciones de soporte de carga²⁵⁷.

2.6.3. Biomateriales poliméricos

Los biomateriales poliméricos se clasifican en dos grupos principales, teniendo en cuenta el tiempo de vida útil dentro del organismo en el que se han utilizado. Se incluyen todos aquellos que deben tener un carácter permanente, así como los de carácter temporal. Dentro de los de carácter temporal podemos subdividirlos en biodegradables y semiestables. Los de carácter permanente se denominan bioestables. Solo un número limitado de polímeros se han utilizado con fines de sustitución ósea, ya que tienden a ser demasiado flexible y demasiado débiles para cumplir con las exigencias mecánicas como implantes ortopédicos^{258,259}. En este campo de investigación aparece el peek (poliéter éter cetona) reforzado. En la elección o diseño de un polímero para uso biomédico debe tenerse en cuenta²⁶⁰:

- ✓ Propiedades mecánicas que soporten la aplicación hasta que el tejido esté cicatrizado.
- ✓ No provocar ningún proceso inflamatorio o tóxico.
- ✓ Ser metabolizado en el organismo después de cumplir su función, en el caso de los polímeros biodegradables.
- ✓ Ser fácilmente procesable para obtener el producto final.
- ✓ Demostrar una durabilidad aceptable.
- ✓ Ser fácil de esterilizar.

2.6.3.1. Peek (poliéter éter cetona)

El Poliéter éter cetona (peek) es un material termoplástico aromático policíclico lineal semi-cristalino, desarrollado por un grupo de científicos ingleses en 1978²⁶¹. En la década de 1980, se comercializó para aplicaciones industriales, tales como aviones y turbinas de palas²⁶². A finales de 1990, se convirtió en un material termoplástico de alto rendimiento, importante para la sustitución de los componentes del implante de metal, especialmente en aplicaciones ortopédicas y traumáticas²⁶³.

El peek se utiliza comúnmente en las cirugías vertebrales²⁶⁴⁻²⁶⁶. El peek representa el miembro dominante del polímero paek, y puede ser procesado utilizando una variedad de técnicas comerciales, incluyendo moldeo por inyección, extrusión y moldeo por compresión, a temperaturas entre 390°C y 420°C. A temperatura ambiente y corporal, peek está en su estado "vítreo", ya que su temperatura de transición vítrea se produce sobre 143°C, mientras que la temperatura de transición de fusión cristalina se produce alrededor de 343°C. Después de la polimerización, peek es químicamente inerte e insoluble en todos los disolventes convencionales a temperatura ambiente, con la excepción de ácido sulfúrico al 98%²⁶⁷.

Los primeros estudios sobre la citotoxicidad en células del peek los realizaron Wenz y cols.²⁶⁸ utilizando fibroblastos de ratón. Los autores concluyeron que el material peek presento excelente biocompatibilidad in vitro en este modelo de cultivo celular. Posteriormente otros autores han confirmado en sus estudios que el peek no es citotóxico²⁶⁹⁻²⁷². Referente a la inmunogenesis y procesos mutagénicos tampoco se han encontrado, respuestas adversas²⁴. Estudios posteriores sugieren que tiene un gran potencial para ser aplicado como material de implante ortopédico en la reparación, regeneración ósea y aplicaciones en la ingeniería tisular ósea²⁷³. Ha demostrado durante dos décadas de investigación, ser un biomaterial inerte, cuando es estudiado en un estado sin procesamiento, mostrando una elevada estabilidad química.

Las propiedades mecánicas del peek son aún más importantes, estas se encuentran cerca del hueso cortical humano²⁷⁴. El módulo elástico de peek es de aproximadamente 8,3 GPa, que es similar a la del hueso cortical (17,7 GPa) y mucho menor que la de aleación de Ti (116 GPa) y de aleación de Co-Cr (210 GPa)²⁷⁵ (figura4).

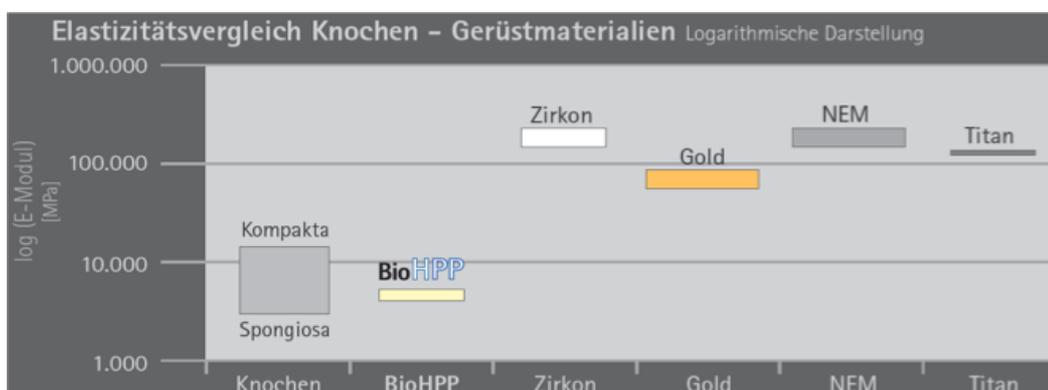


Figura.4. Gráfica módulo elasticidad materiales (Bredent Group).

Por este motivo el peek no actúa como concentrador de cargas, sino que las deja pasar a su través y las distribuye de forma uniforme. Además, tiene una ventaja adicional y es que su módulo de elasticidad puede ser adaptado en función del uso. El peek ofrece para las prótesis sobre implantes una adecuada acción biomecánica²⁷⁶. Su alta resistencia combinada con una ligera flexión, nos indica que este material está más en línea con el hueso que el titanio (Ti) y que otros metales como las aleaciones de cromo-cobalto (Cr-Co). Esto significa que las cargas de la boca se transfieren de forma más armónica con el tejido natural, los materiales extremadamente rígidos crean resistencia a la torsión natural del hueso. Si la torsión se bloquea en la zona de premolares o molares se incrementan en sentido opuesto las fuerzas de tracción y presión. Los dientes naturales pueden compensar estas fuerzas de forma parcial, por el contrario, los implantes no tienen la capacidad para compensar estas fuerzas. Esta capacidad de amortiguación que presenta el peek es conocida y aplicada desde hace años por los cirujanos ortopédicos²⁶⁴⁻²⁶⁶. En los dientes naturales esta capacidad amortiguadora viene dada por las fibras de Sharpey²⁷⁷. Desde el punto de vista mecánico estas fuerzas producen efectos negativos para la osteointegración y resulta fisiológicamente poco favorable para los antagonistas²¹⁹. Teniendo en cuenta que muchos de nuestros pacientes son bruxómanos, necesitamos materiales que absorban las cargas y presenten propiedades de desgaste adecuados, que no alteren al antagonista. Debido a estas excelentes propiedades, el peek incluso podría quedar expuesto en la zona oclusal, sobre todo en el sector posterior²⁵⁶.

Los valores mecánicos del peek puro no son suficientes para las exigencias de la cavidad oral. Se han utilizado modificaciones en la superficie de peek para mejorar sus propiedades²⁷⁸. Como en el peek reforzado (BioHPP[®]) con óxido circonio (ZrO₂) y óxido de aluminio (Al₂O₃). Estas modificaciones otorgan al peek reforzado, nuevas características siendo un material indicado para confeccionar estructuras debido a su refuerzo con cerámicas, está libre de metales lo que nos evita el intercambio de iones y sigue manteniendo la elasticidad fisiológica²⁷⁶. Como se ha comentado anteriormente nos ofrece una protección de los dientes existentes, tiene un color blanco, lo que le confiere estética y lo podemos personalizar revistiendo. En muchas disciplinas, el BioHPP[®] (peek reforzado), presenta mejores valores que los metales o cerámicas^{112,245,246}. Fisiológicamente, es resiliente, absorbe los impactos, no resulta

abrasivo para los dientes naturales, presenta una elasticidad similar a la del hueso maxilar/mandibular, resistente a la rotura y la torsión, y mantiene los valores de fricción. Según la definición de biocompatibilidad, es un producto sin metal, hipoalérgico, no soluble en agua, resistente a la placa, no permite la conducción electrolítica, conserva la resistencia inherente^{276,279}, al contrario de lo que sucede con la cerámica, no presenta degeneración por envejecimiento, resistente frente a radiación gamma y rayos X, químicamente estable. Otra de sus ventajas es que, no produce artefactos de imagen y la dispersión generada por los materiales metálicos que impiden el reconocimiento completo del tejido y el crecimiento óseo cuando se usan técnicas convencionales como rayos X y tomografía computerizada (TC)^{245,268,276}. Por todo ello es considerado un producto sanitario clase IIa, lo cual nos permite utilizarlo como material definitivo.

2.7. Estudios que valoran la pérdida ósea de los implantes de carga inmediata con prótesis de arco completo

En los últimos años hemos sido testigos de cómo estos parámetros revisados anteriormente han ido evolucionando, tanto a nivel de la carga inmediata, como de la pérdida ósea. Recordemos que desde que Bränemark y cols.³ postularon los parámetros para conseguir osteointegración se han ido modificando dichos protocolos en pos de reducir los tiempos y de un mayor porcentaje de éxito de los tratamientos.

En los estudios revisados anteriormente vemos que desde que Lederman¹² publicó el primer estudio de carga inmediata sobre implantes, en los que se había obtenido una tasa de éxito del 91,2%, se han continuado realizando estudios comparando protocolos de carga inmediata, carga temprana y carga diferida. Sin embargo, no en todos los estudios se valora la pérdida ósea peri-implantaria que se produce alrededor de los implantes. La tabla 1 recoge estudios de carga inmediata con prótesis de arco completo publicados desde 2001, en alguno de ellos se evalúa también la pérdida ósea alrededor de los implantes, con un período de seguimiento igual o superior a 12 meses. Podemos observar también en la tabla 1, que no en todos los estudios se colocan implantes inmediatos post-extracción. Anteriormente ya hemos comentado que se necesitan estudios con metodologías más concretas, debido a la dificultad que existe para realizar una comparativa, análisis de supervivencia y pérdida ósea de los implantes debido a la gran variedad de protocolos de carga inmediata.

Grunder⁹⁵ fue el primer autor en publicar un estudio de carga inmediata en implantes post-extracción. En el estudio se evaluaron un total de 91 implantes, de los cuales 66 implantes fueron colocados post-extracción y 25 implantes se insertaron en hueso cicatrizado. Al observar los implantes realizados post extracción obtuvieron una tasa de supervivencia del 95,45% en el maxilar superior y del 100% en la mandíbula.

Jaffin y cols.⁹⁰ realizaron un estudio retrospectivo de implantes inmediatos post-extracción, con carga inmediata en 236 implantes, consiguiendo tasas de supervivencia del 93,2%. En 2005, Dedigi y cols.⁸⁷ en un estudio también retrospectivo, observaron que la tasa de éxito fue del 98,4%. Balshi y cols.⁹⁶ en un estudio prospectivo donde observaron 522 implantes inmediatos post-extracción y con carga inmediata, durante un período de tiempo de 36 meses, obtuvieron unas tasas de supervivencia del 98,4%.

Pieri y cols.⁵⁴, en 2009, en un estudio prospectivo obtuvieron una tasa de éxito del 98,6% en los implantes inmediatos y un 100% de éxito en la supervivencia de las prótesis de arco completo en el maxilar superior y en la mandíbula. Agliardi y cols.¹¹¹, en 2010, con 372 implantes obtuvieron tasas de éxito del 99,7% en la mandíbula, realizando implantes inmediatos con carga inmediata de prótesis de arco completo en la mandíbula. En un estudio retrospectivo con 200 implantes inmediatos y carga inmediata en la mandíbula, Mozzati y cols.⁶⁴, en 2012, obtuvieron tasas de éxito del 100%, tanto en los implantes como en la supervivencia de sus prótesis. En estudios más recientes se observado en todos ellos que las tasas de supervivencia de los implantes inmediatos con carga inmediata es elevada y oscila entre el 95% y el 100% de supervivencia de los mismos, en periodos de los 12 a los 36 meses de revisión^{45,44,133,134}.

Otros autores^{58,60,61,98-101,106,107,110-114,248}, realizan estudios comparando la supervivencia de los implantes cuando se realiza carga inmediata o carga convencional. Existen pocos artículos que nos relacionen la carga inmediata, junto con implantes inmediatos post-extracción y vean la pérdida ósea. Entre ellos encontramos autores como Mozzati y cols.⁴⁶ que en su estudio retrospectivo realizado sobre 200 implantes inmediatos post-extracción con carga inmediata, vieron que la pérdida ósea fue de 1,33mm, aunque obtuvieron el 100% de supervivencia de los implantes, durante un período de revisión de 24 meses. En estudios similares Kremlinger y cols.⁴⁵ obtuvieron tasas de supervivencia de los implantes del 95%, y una pérdida ósea de 0,4 +/- 0,20mm, durante un período de 24 meses. Tealdo y cols.¹³³ en 2014, durante un período de 12

meses obtuvieron una pérdida ósea de 0,5mm, y Peñarrocha y cols.¹³⁴, en 2015, en un mismo período de 12 meses obtuvieron pérdidas óseas de 0,75mm.

Autores, año	Diseño estudio	Nº Implantes	Nº Implantes por Paciente	Implantes inmediatos	Longitud mm	Diámetro mm	Supervivencia Implantes %	Pérdida ósea Implantes	Seguimiento meses
Grunder y cols. ⁹⁵ 2001	Retrospectivo	48	8-11	SI	8,5	3,75	87,5%	NE	24
Gallucci y cols. ⁹⁷ 2004	Prospectivo	40	8	NO	10	NE	95,4%	NE	12
Jaffin y cols. ⁹⁰ 2004	Retrospectivo	236	6-8	SI	8	NE	93,2%	NE	24
Dedigi y cols. ⁸⁷ 2005	Retrospectivo	388	6-12	SI	10	3,8	98,4%	NE	60
Balshi y cols. ⁹⁶ 2005	Prospectivo	522	8-11	SI	8,5	3,75	98,4%	NE	36
Van Steenberghe y cols. ⁹⁹ 2005	Prospectivo	184	6-8	NO	10	NE	100%	1,15mm	12
Otsman y cols. ¹⁰⁰ 2005	Prospectivo controlado no aleatorizado	123	6-7	NO	10	3,3	99,2%	0,8-0,9mm	12
Tortamano y cols. ¹⁰⁶ 2006	Retrospectivo	36	4	NO	10	4,1	100%	NE	24

Drago y Iazzara ¹⁰⁸ 2006	Prospectivo	151	>5	NO	8,5	4,1	98%	NE	48
Capelli y cols. ¹¹⁰ 2007	Prospectivo	96	4	NO	NE	NE	100%	0,79mm	29,1
Van de Veide y cols. ¹⁰⁷ 2007	Prospectivo	91	4-6	NO	10	3,75	96,7%	1,8mm	45
De Bruyn y cols. ¹¹² 2008	Prospectivo	125	6-8	NO	13	3,5	100%	0,8mm	36
Testori y cols. ⁹⁸ 2008	Prospectivo	246	6	NO	11,5	4	98,8%	0,9mm	36
Pieri y cols. ⁵⁴ 2009	Prospectivo	66	7-8	SI	10	3,3	98,6%	NE	12
Bergkvist y cols. ¹⁰¹ 2009	Prospectivo	168	6	NO	10	3,3	98,2%	1,6mm	24
Fraccti y cols. ⁶¹ 2010	Prospectivo	132	4	NO	NE	NE	100%	0,5mm	53
Agliardi y cols. ¹¹¹ 2010	Prospectivo	372	5-8	SI	10	3,3	99,7%	1,2mm	26,9
Dedigi y cols. ²⁴⁸ 2010	Prospectivo	80	4	NO	11	3,5	100%	0,21mm	24
Colaert y cols. ⁵⁸ 2011	Prospectivo	125	5	NO	8	3,5	99,1%	NE	24

Del Barrio y cols. ⁶⁰ 2011	Prospectivo	64	4	NO	10	4	90%	0,83mm	12
Acocelli y cols. ¹¹³ 2011	Retrospectivo	225	5	NO	10	3,5	99,1%	NE	24
Malo y cols. ¹¹⁴ 2011	Retrospectivo	980	4	NO	10	4	99,3%	NE	12
Mozzati y cols. ⁶⁴ 2012	Retrospectivo	200	4	SI	13	3,75	100%	1,33mm	24
Krennmair y cols. ⁴⁵ 2014	Prospectivo	96	4	SI	NE	NE	95%	0,4+/- 0,20 mm	12-24
Tealdo y cols. ¹³³ 2014	Prospectivo	260	4-6	SI	10	4	93,9%	0,5mm	12
Peñarrocha y cols. ¹³⁴ 2015	Prospectivo	195	7-12	SI	8,5-10- 11,5-13- 15	3,8- 4,25-5	98,3%	0,73mm	12
Altintas y cols. ⁴⁴ 2016	Retrospectivo	512	NE	SI	NE	NE	97,8%	NE	44

Tabla.1. Revisión de la literatura de la pérdida ósea y tasa de éxito en implantes inmediatos y carga inmediata con prótesis fija de arco completo.

3. JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS

3. JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS	63
3.1. Justificación	63
3.2. Hipótesis	64

3. JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS

3.1. Justificación

Actualmente, el objetivo fundamental del tratamiento implantológico es garantizar la función y la estética a largo plazo. En este sentido la presencia de hueso estable, así como de un contorno gingival adecuado, son requisitos fundamentales, para obtener resultados positivos en el tiempo.

El descubrimiento de nuevos materiales biocompatibles libres de metal, desarrollados durante el siglo XX, nos abren nuevas posibilidades en las rehabilitaciones protéticas. Como hemos visto en la literatura científica los iones metálicos pueden producir alteraciones estructurales a nivel celular, inmunitario, alérgico e incluso alteraciones del material genético.

Numerosos estudios en el campo de la implantología oral han publicado artículos que tratan de evidenciar que la carga inmediata de implantes dentales de arco completo, está sujeta a diversos factores. Los autores comparan las tasas de éxito y la pérdida ósea de los implantes cargados de forma inmediata o convencional. Sin embargo, no se han encontrado estudios que comparen distintos tipos de materiales empleados para la confección de prótesis de arco completo sobre implantes dentales con carga inmediata y si estos materiales pueden influir en la pérdida ósea alrededor de los implantes o pueden influir en el éxito de los mismos a largo plazo.

Ante la relevancia del tema, y para intentar reducir los problemas que pueden presentar algunos de nuestros pacientes, no encontrando evidencias científicas que nos relacionen distintos materiales, planteamos la siguiente hipótesis.

3. 2. Hipótesis

Del análisis y valoración crítica del estado actual del tema, surgen las hipótesis de trabajo.

Nuestras hipótesis nulas fueron:

H₀₁- No existe pérdida ósea alrededor de los implantes cargados con prótesis provisional inmediata (a los 4 meses en maxilar y a los 3 meses en mandíbula). No existe pérdida ósea alrededor de los implantes cargados de forma inmediata con prótesis definitiva, a los 12 meses.

H₀₂- No existe pérdida ósea, en implantes dentales realizados post-extracción y carga inmediata. Así como no existe pérdida ósea, en implantes dentales colocados en hueso maduro. Tras 16 meses de seguimiento.

H₀₃- La confección de una estructura metálica o de peek, de arco completo, sobre implantes, con carga inmediata no producirá estrés alrededor de los implantes y por ello no producirá pérdida ósea periimplantaria.

H₀₄- Los distintos factores tales como, edad, sexo, tabaco antagonista, torque de inserción, características de los implantes, etc. no influyen en la pérdida ósea periimplantaria.

Nuestras hipótesis alternativas fueron las siguientes:

H₁- Sí que existe pérdida ósea alrededor de los implantes cargados con prótesis provisional inmediata (a los 4 meses en maxilar a los 3 meses en mandíbula). Sí que existe pérdida ósea alrededor de los implantes cargados de forma inmediata con prótesis definitiva, a los 12 meses.

H₂- Sí que existe pérdida ósea, en implantes dentales realizados post-extracción y carga inmediata. Así como, existe pérdida ósea, en implantes dentales colocados en hueso maduro. Tras 16 meses de seguimiento.

H₃- La confección de una estructura metálica o peek, de arco completo, sobre implantes, con carga inmediata producirá estrés alrededor de los implantes y por ello pérdida ósea peri-implantaria.

H₄- Los distintos factores tales como: edad, sexo, tabaco antagonista, torque de inserción, características de los implantes, exodoncia e implantes post-extracción, etc. influyen en la pérdida ósea peri-implantaria.

Formulada las hipótesis iniciales, y dada su generalidad es preferible hablar de objetivos, sin que por ello nos olvidemos de lo que significan y representan.

4. OBJETIVOS

4. OBJETIVOS

71

4.1. Objetivos

71

4. OBJETIVOS

4.1. Objetivos

El propósito del estudio fué evaluar radiográficamente la pérdida ósea marginal periimplantaria en carga inmediata para rehabilitar a pacientes con el maxilar o la mandíbula parcialmente desdentados (en los que esté indicado la extracción de todos los dientes remanentes) o edéntulos, con prótesis fijas de metal o peek, de arco completo.

Los objetivos específicos son:

1. Analizar la pérdida ósea radiográfica que se produce en el hueso marginal peri-implantario de los implantes cargados con prótesis provisional inmediata, (a los 4 meses en maxilar y los 3 meses en mandíbula) y la pérdida ósea radiográfica que se produce en el hueso marginal peri-implantario de los implantes cargados con prótesis definitiva, a los 12 meses.
2. Valorar si afecta a la pérdida ósea, el haber realizado implantes post extracción o no, además, valorar el éxito de la oseointegración de los implantes inmediatos y los colocados en hueso maduro tras 12 meses de seguimiento.
3. Comparar si existe mayor pérdida ósea en relación a los materiales protésicos empleados en la prótesis definitiva, metal o peek.
4. Valorar si los distintos factores estudiados (edad, sexo, longitud, diámetro, implantes post-extracción, etc.) influyen en la pérdida ósea peri-implantaria.

5. MATERIAL Y MÉTODO

5. MATERIAL Y MÉTODO	77
5.1. Material	77
5.2. Método	79
5.2.1. Selección de la muestra	79
5.2.1.1. Criterios de inclusión	79
5.2.1.2. Criterios de exclusión	80
5.2.2. Descripción del tratamiento recibido por los pacientes de estudio	80
5.2.2.1. Preparación prequirúrgica	80
5.2.2.2. Fase quirúrgica	81
5.2.2.3. Fase protética provisional	82
5.2.2.4. Recogida datos	84
5.2.2.4.1. Datos generales	84
5.2.2.4.2. Datos del espacio edentulo	84
5.2.2.4.3. Técnica quirúrgica	84
5.2.2.4.4. Datos prótesis definitivas	85
5.2.2.4.5. Estado de los implantes	86
5.2.2.5. Seguimiento de los pacientes	86
5.2.3. Parametros radiológicos	86
5.2.3.1. Estudio pérdida ósea	86
5.2.3.2. Estudio del error	88
5.2.4. Procesamiento estadístico	88

5. MATERIAL Y MÉTODO

Para dar respuesta a la hipótesis y objetivos planteados inicialmente, se decidió realizar un estudio clínico prospectivo, simple ciego en el que existe un grupo control (metal) con el que se compara el material experimental (peek). Se realizó sobre aquellos pacientes que acudieron a la clínica odontológica de forma voluntaria y demandaron tratamientos con implantes, ya sea en el maxilar superior o inferior, de forma inmediata. Siguiendo los criterios de inclusión y exclusión que se definen en el siguiente apartado.

Para asegurar la protección de datos personales se trató la muestra de forma anónima mediante la elaboración de un doble listado. El estudio incluyó dos grupos de pacientes, cuya asignación al tratamiento experimental (peek) o control (metal) se realizó al azar (mediante método de aleatorización computerizado que asegura cierta homogeneidad en los tamaños de los grupos y elimina sesgos en los resultados) de forma que el sujeto desconoce el grupo de tratamiento al que ha sido asignado mientras que el investigador conoce la intervención (estudio simple ciego). Todos los implantes de un mismo sujeto fueron tratados con el mismo material. El diseño de este estudio fue aprobado por el comité de ética de la Universidad Cardenal Herrera CEU. Siguiendo los principios de la Declaración de Helsinki sobre experimentación con humanos (anexo I).

Los datos de anamnesis y exploración clínica (anexo II), así como las exploraciones radiológicas, el consentimiento informado (anexo III) junto con la hoja de explicación (anexo IV) y los datos referentes a la intervención, se recogieron siguiendo un protocolo previamente establecido.

5.1 Material

El material para realizar el estudio según los objetivos del presente trabajo fue:

- ✓ Equipo de radiología intraoral digital QuickVision (Owandy Radiology, Dental Imaging Systems & Software, Francia) conectado a un ordenador PC hp Compaq d530 CMT, Pentium 4 intel inside.
- ✓ Implante dental Sky (Bredent, Senden. Alemania). superficie arenada y grabada osseo connect (oc s®) con estructuras micro y macro que ayudan a la mejor adhesión de las osteoplastias. Presenta una forma cónica y cilíndrica

con doble rosca para conseguir una inserción homogénea y rápida de los implantes.

- ✓ Posicionador de anillos RINN® XCP-DS® Dentsply Internacional, Inc. (USA), para la estandarización de las proyecciones radiológicas.
- ✓ Espejo de exploración.
- ✓ Guantes para el operador.
- ✓ Mascarilla para el operador.
- ✓ Fundas protectoras para el sensor del equipo de radiología (TIDI® Products) (figuras 5 y 6).

El material necesario para el diagnóstico previo, planificación de la prótesis y cirugía de los implantes no se detalla por alejarse de los objetivos del estudio.



Figura.5. Material exploración.

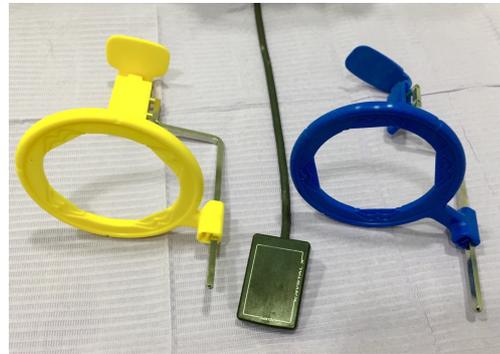


Figura.6. Paralelizadores de anillos y captador.

5.2 Método

5.2.1 Selección de la muestra

Se seleccionó mediante una muestra aleatoria, de aquellos pacientes que llegaron a la clínica y demandaron implantes. En nuestro estudio fueron incluidos los pacientes que presentaban la necesidad de rehabilitación del maxilar superior o inferior y podíamos realizar carga inmediata. Se realizó un estudio de una muestra formada por 35 pacientes, a los que se les colocaron 213 implantes. La distribución de la muestra es bastante equitativa siendo de 18 mujeres y 17 hombres. La edad media de los pacientes fue de 58,2 años, siendo 42 años la edad mínima y 81 la máxima.

5.2.1.1 Criterios de inclusión

Los criterios de inclusión de los pacientes del estudio fueron los siguientes:

- ✓ Arcada maxilar o mandibular totalmente desdentada.
- ✓ Arcada maxilar o mandibular parcialmente desdentada con indicación de extracción de todos los dientes remanentes.
- ✓ Indicación de rehabilitación final con prótesis fija implantosoportada de la arcada completa maxilar o mandibular.
- ✓ Anchura mínima de 5mm y altura de la cresta ósea mínima de 10mm.
- ✓ Pacientes que recibieron implantes en el maxilar y en la mandíbula con torque de inserción igual o mayor a 35 Ncm. Los implantes con torque menor de 35 Ncm fueron excluidos del estudio y cargados de forma convencional.
- ✓ Pacientes sin enfermedades sistémicas que contraindiquen la intervención.
- ✓ Firma previa del consentimiento informado por parte del paciente.
- ✓ Seguimiento mínimo de 12 meses tras la colocación de la prótesis definitiva, siendo un mínimo de 16 meses tras la carga protésica de los implantes.

5.2.1.2 Criterios de exclusión

Los criterios de exclusión fueron los siguientes

- ✓ Pacientes en tratamiento con quimioterapia o radioterapia en cabeza o cuello durante los 12 meses anteriores a la cirugía de implantes.
- ✓ Pacientes con historia de tratamiento con bisfosfonatos.
- ✓ Deficiencia grave de hueso alveolar, menor de 5mm de diámetro y una altura ósea menor de 10mm.
- ✓ Pacientes fumadores de más de 10 cigarrillos al día.
- ✓ Mujeres embarazadas o en periodo de lactancia.

5.2.2. Descripción del tratamiento recibido por los pacientes de estudio

5.2.2.1. Preparación prequirúrgica

A los pacientes que fueron aptos para el estudio, previo al tratamiento implantológico, se les realizó el protocolo (anexo II). Este consistió en la anamnesis y exploración clínica, registrando datos generales del paciente, patologías sistemas, numero de fármacos que tomaba y hábitos.

Se solicitaron estudios radiológicos mediante técnicas panorámicas y topográficas con férulas, en aquellos pacientes que fue necesario. A todos los pacientes se le realizaron modelos de estudio y montaje en articulador semiajustable. Se les realizó un encerado diagnóstico para valorar el perfil de emergencia de los dientes, oclusión y parámetros estéticos. También se incluyó un estudio fotográfico, donde pudimos prever los resultados.

Una vez realizada la planificación todos los pacientes fueron informados del tratamiento que se les iba a realizar y les fué solicitada la firma del consentimiento informado (anexo III). Además, les fué adjuntado una hoja informativa para su participación en el estudio (anexo IV).

Se realizó el duplicado del encerado diagnóstico para la confección en todos los casos de la prótesis provisional de resina acrílica (PMMA), se realizó una plancha base de mordida inversa para la obtención y comprobación de la dimensión vertical (figura 7), y una férula transparente (figura 8) para verificar la posición y angulación de los implantes, en el momento de la cirugía.



Figura.7. Plancha base de mordida inversa.

Figura.8. Férula verificación posición y angulación implantes.

5.2.2.2. Fase quirúrgica

Todas las cirugías de colocación de implantes fueron realizadas por el mismo operador. Se les aplicó anestesia local en la zona quirúrgica a tratar, con articaina al 4% con adrenalina 1:100.000 (Articaina; Laboratorios Normon, Madrid, Spain).

En aquellos pacientes que fue necesario, se extrajeron algunos dientes, conservando hasta 2 dientes posteriores siempre que fué posible, para que el paciente y el operador, no perdieran las referencias durante la verificación de la dimensión vertical. Las extracciones se realizaron lo más atraumáticas posible, para poder mantener la cortical vestibular intacta. Los alveolos fueron legrados minuciosamente para eliminar cualquier tejido patológico y favorecer un hueso sangrante, vital, en el que colocar los implantes. Los implantes inmediatos post-extracción se colocaron realizando una incisión intrasulcular en los dientes y crestal en los tramos edéntulos, elevando un colgajo de espesor completo. Para colocar los implantes en hueso maduro se practicaron incisiones crestales o en semiluna y se levantaron colgajos mucoperiósticos para exponer la cresta alveolar.

La preparación de los alveolos se realizó mediante osteotomía de fresado convencional o en su defecto cuando la calidad ósea no fue la adecuada, se llevó a cabo infrapreparación combinando osteotómos y fresado biológico para conservar la mayor cantidad posible de hueso y facilitar la estabilidad primaria de los implantes. El sistema de implantes utilizado en este estudio fue Bredent[®], por lo que se siguió el protocolo de fresado recomendado por el fabricante, en función del diámetro y longitud del implante. Normalmente los implantes fueron colocados en posición de incisivos centrales, caninos, primeros premolares y primeros molares. Se comprobó la ubicación de los implantes con la férula transparente del duplicado del encerado diagnóstico. La estabilidad primaria se evaluó con los valores del torque de inserción de los implantes, obtenidos del motor quirúrgico. Posteriormente se realizó la sutura de los tejidos, utilizando sutura resorbible, para no tener que retirar la prótesis provisional en la revisión a los 8 días de la cirugía.

Una vez terminado el acto quirúrgico a todos los pacientes se les prescribió medicación adecuada (Antibiótico, Ibuprofeno, Metamizol, Clorhexidina 0,12%), teniendo en cuenta historia clínica. Los pacientes fueron instruidos para que mantuvieran una correcta y adecuada higiene oral. Además de la entrega de un folleto informativo de recomendaciones (anexo V).

5.2.2.3. Fase protética provisional

La posición de los implantes se registró de forma intraoperatoria. Para ello se colocaron postes de impresión y se protegió la mucosa con dique de goma alrededor de cada implante, realizando impresiones de forma convencional. Una vez fraguado el material se desalojaron los tornillos de los postes de impresión retirando así de la boca del paciente. Con la plancha base de mordida inversa, se verificó la oclusión y dimensión vertical (figura 9). Con estos datos el técnico de laboratorio trasladó la posición de los implantes al modelo de trabajo diagnóstico (figura 10), realizando el ajuste de la prótesis provisional que se había confeccionado previamente a la cirugía, de esta forma los pacientes obtuvieron una prótesis provisional de carga inmediata sobre arco completo a las 2 horas de la cirugía.



Figura.9. Verificación Oclusión y Dimensión Vertical.



Figura.10. Transferencia datos laboratorio dental.

Las prótesis provisionales de PMMA no fueron retiradas durante al menos 4 meses en el maxilar superior y 3 meses en la mandíbula, momento en el que se inició la confección de la prótesis definitiva (figuras 11 y 12).



Figura.11. Imagen Prótesis provisional.



Figura.12. Imagen Prótesis provisional en boca.

La confección de las prótesis definitivas se inició a las 12-13 semanas de la colocación de implantes, siendo colocadas entre las 15-16 semanas. Los pacientes recibieron de forma aleatoria prótesis definitivas un grupo control de metal/composite atornillada y un grupo experimental de peek/composite atornillada. A todos los pacientes se les confeccionaron las guías de silicona para la posterior información radiográfica (figura 13), sobre la pérdida ósea y se les proporcionaron las citas de revisión.



Figura.13. Guía de silicona posición Rx.

5.2.2.4 Recogida de datos

5.2.2.4.1 Datos generales del paciente

Anotación de la fecha de la cirugía y carga inmediata para controlar el tiempo de espera hasta colocar la prótesis definitiva.

Anotación de la fecha de colocación de la prótesis definitiva.

5.2.2.4.2 Datos del espacio edéntulo

Localización del implante, se anotó si el implante está localizado en el maxilar superior o en la mandíbula

Zona de la arcada

Se registró si el implante se colocó en la zona anterior de los maxilares, cuando corresponda al sector de incisivos y caninos o en la zona posterior de los maxilares, cuando fueron situados en la zona de premolares o molares.

5.2.2.4.3 Técnica quirúrgica y datos de los implantes

Estos datos se recogieron en las historias clínicas de los pacientes, anotando en el momento de la cirugía implantológica. La técnica quirúrgica empleada no fue anotada, debido a que siempre fue realizada la más adecuada para garantizar la estabilidad

primaria de los implantes y está estrechamente relacionada con la calidad ósea. Siempre fue realizada por el mismo investigador y auxiliar.

Valoramos si el implante se colocó con una inclinación de 30° o en la dirección axial del hueso. Esta técnica de inclinación de los implantes tiene como objetivo una emergencia del implante lo más posterior posible y permitir una carga inmediata.

Se recogieron los valores de Torque de inserción al que se situó el implante, según el momento de torque en que se produzca la detención del implante en su avance en el lecho receptor, para poder realizar la carga inmediata de los implantes este fue ≥ 35 Ncm.

Se recogieron los datos de diámetro y longitud de los implantes, ya que, puede influir en la estabilidad primaria de los implantes y en el torque de inserción necesario (≥ 35 Ncm) para realizar la carga inmediata.

5.2.2.4.4 Datos de la prótesis definitiva

Todas las prótesis se realizaron sobre pilares transepiteliales y el tipo de material para la prótesis definitiva fue de; metal (grupo control), como vemos en la figura 14, o de peek (grupo experimental), como vemos en la figura 15.



Figura.14. Prótesis definitiva metal (grupo control).



Figura.15. Prótesis definitiva peek (grupo experimental).

5.2.2.4.5 Estado de los implantes

En el momento en que se colocó la prótesis definitiva, tras varios meses (en el maxilar a los 4 meses y en la mandíbula a los 3 meses) de espera para conseguir la osteointegración, fue valorada mediante los criterios de éxito descritos por Albrektsson⁵ y Misch y Meffert⁸.

Se volvió a evaluar la pérdida ósea a los 12 meses de la colocación de la prótesis definitiva.

5.2.2.5. Seguimiento de los pacientes

Los pacientes acudieron a revisión a la semana, al mes, a los tres meses, a los seis meses y al año, siendo a los tres-cuatro meses, dependiendo si fue en mandíbula o maxilar superior respectivamente, y al año donde se realizaron las radiografías de control, para medir la pérdida ósea peri-implantaria. En todas las visitas de revisión, los pacientes, recibieron refuerzo en la higiene. Se revisó la oclusión en las visitas del mes, a los tres, a los seis meses y al año.

5.2.3. Parámetros radiológicos

5.2.3.1. Estudio de la pérdida ósea

Se realizaron radiografías periapicales de cada una de las fijaciones, el día de la cirugía, el día de la colocación de la prótesis definitiva (en el maxilar a los 4 meses y en la mandíbula a los 3 meses). Y además se realizaron nuevas radiografías a los 12 meses de seguimiento. Todas las radiografías fueron estandarizadas mediante paralelizadores, tipo RINN® XCP-DS®, tanto las del día de la cirugía, las del día de la colocación de la prótesis definitiva (4 meses maxilar superior, 3 meses mandíbula), como las radiografías realizadas al año de la colocación de la prótesis definitiva, de tal forma que existieran las menores diferencias posibles durante el estudio radiográfico, siendo sometidas a medidas cuantitativas de pérdida ósea. Se procedió a la toma de radiografías intraorales que proporcionan una imagen suficientemente nítida de todas las fijaciones y pilares correspondientes, así como, del hueso de soporte con los tejidos blandos

periimplantarios. Para ello es preciso visualizar todas las espiras de la fijación, la unión entre fijación y pilar y el pilar propiamente dicho.

La técnica radiográfica empleada fue la de cono largo o paralela. En ella el rayo central debe pasar por el centro del plano de la película y del objeto a radiografiar, siendo, por tanto, perpendicular a ambos.

La zona de imagen ha de extenderse por lo menos 5mm dentro del hueso a ambos lados del implante hacia las fijaciones vecinas. Las estrías del implante deben aparecer nítidamente en la radiografía de tal forma que pueda examinarse la unión con el tejido óseo en el fondo de rosca. Las radiografías y mediciones fueron realizadas por el mismo investigador. La altura y longitud del hueso perdido se obtuvo tras hallar el diferencial entre la primera medición en el momento de la cirugía, el momento de la colocación de la prótesis definitiva (a partir de los 4 meses en el maxilar superior y 3 meses en la mandíbula) y la última medición a los 12 meses de la colocación la prótesis definitiva (figura 16).

Se midió en la radiografía periapical la distancia, tanto en mesial como en distal, desde un punto de referencia tomado en la fijación (zona de unión pilar-implante) hasta la zona de contacto entre el titanio y el tejido óseo. No se tuvieron en cuenta aquellos puntos en los que se encuentre en contacto el hueso con el pilar, ya que se considera que en dicha zona no existe osteointegración.



Figura.16. Nivel óseo momento de la carga.

5.2.3.2. Estudio del error

Todas las mediciones de la pérdida ósea fueron realizadas por el mismo investigador, por lo que resulta de gran interés conocer el error intra-observador; para ello se empleó el estadístico de Dahlberg, que se halla con la siguiente fórmula matemática:

$$\text{Error} = \sqrt{\Sigma d^2 / 2n}$$

donde “d” es la diferencia entre las tres mediciones realizadas y “n” es el número de mediciones que se han realizado (n= 30). Aplicamos la fórmula a las primeras 30 mediciones realizadas. Las mediciones fueron realizadas dos veces, con una diferencia de 15 días entre una medición y otra. Tras la aplicación de la fórmula obtuvimos que podíamos cometer un error de 0,04mm, lo cual, en el conjunto de los datos obtenidos, calificamos como un error pequeño y asumible que no altera el resultado de nuestras observaciones. Los resultados se muestran en el anexo (anexo VI).

5.2.4. Procesamiento Estadístico

Una vez obtenidos los datos se procedió a incluirlos en el programa Excel de Microsoft®, mediante el correspondiente software y un ordenador. Se utilizó para ello la forma más habitual de introducir información, la hoja de cálculo, compuesta por una cuadrícula de filas y columnas.

Realizamos un estudio de las variables y cómo afectan cada una de ellas a la pérdida ósea vertical y horizontal de los implantes con carga inmediata.

El Análisis Descriptivo inicial contiene los estadísticos básicos de las variables continuas: media, desviación estándar, mínimo, máximo y mediana; así como distribución de frecuencias y porcentajes para las categóricas.

El Análisis Bivariante engloba todos los contrastes estadísticos necesarios para evaluar la relación con la pérdida ósea. Dichos contrastes se realizaron mediante las técnicas estadísticas paramétricas y no paramétricas apropiadas a las características de la variable.

El nivel de significatividad empleado en todos los análisis bivariantes será el 5% ($\alpha=0,05$). Las relaciones estadísticamente significativas se visualizarán en los gráficos más adecuados para su interpretación.

- ✓ Prueba de Mann-Whitney para dos muestras independientes: Se utiliza para contrastar si la distribución de un parámetro, cuando menos ordinal, es o no la misma en dos muestras independientes. Por ejemplo, para analizar si el promedio de pérdida ósea difiere según si hay exodoncia o no.
- ✓ Prueba de Wilcoxon: Se utiliza para contrastar la homogeneidad de distribuciones en dos muestras relacionadas.

El Análisis Multivariante permite analizar el efecto conjunto de todas las variables independientes, detectando posibles efectos camuflados entre variables y permitiendo una visión más global y detallada de cómo se comporta en realidad el suceso deseado.

Este Análisis Inferencial consta de 2 modelos multivariantes para cada medida de pérdida (HD, HM, VD, VM), elegidos en función tanto de la naturaleza de los datos como de los objetivos a alcanzar. El análisis consta de 2 fases:

- ✓ Modelo de regresión logística binaria** de detección de factores influyentes en la pérdida ósea, definiendo la pérdida ósea como variable dicotómica presencia/ ausencia: pérdida ósea (>0) vs. Sin pérdida ósea ($=0$).
- ✓ Modelo de regresión tobit de detección de factores influyentes en la cantidad de pérdida ósea sufrida definiéndose aquí la pérdida ósea como la variable continua que cuantifica dicha pérdida ósea en mm.

*Cualquier p-valor menor a 0.05 es indicativo de una relación estadísticamente significativa. Por contra, un p-valor mayor o igual a 0.05 indica ausencia de relación.

Resumiendo: en la primera fase se detectan qué factores influyen en la circunstancia de sufrir pérdida (presencia vs. ausencia, independientemente de la cantidad que se pierda) respecto a no sufrir nada de pérdida y, en la segunda fase, se exploran aquellos factores que influyen en la cantidad de pérdida ósea cuantificando así su efecto.

** No se utiliza un modelo multinivel (ya que los datos provienen de 2 niveles de unidad muestral: paciente e implante) porque el contraste para comprobar si es necesario el uso de un modelo multinivel así lo justifica. El test para compararlos es el test de la razón de verosimilitud. El estadístico de contraste es $LR = -2\log(\lambda_0/\lambda_1) = -2\log \lambda_0 - (-2\log \lambda_1)$ donde λ_0 y λ_1 representan los valores de verosimilitud (likelihoods) de los modelos correspondientes a la hipótesis nula (modelo un nivel) y a la hipótesis alternativa (modelo multinivel). Las hipótesis nulas a testar es que no hay diferencias entre pacientes (la varianza de los pacientes es cero),
 $H_0: \sigma(u)^2 = 0$
 $H_1: \sigma(u)^2 > 0$
 comparando los modelos con un nivel (modelo de regresión al uso, sin efecto paciente) y el modelo multinivel (2 niveles, con efecto paciente).

Modelos...	Pérdida H/M	Pérdida H/D	Perdida V/M	Perdida V/D
Estadístico de contraste LR	$LR = -2\log \lambda_0 - (-2\log \lambda_1) = -1008.09 + 171.51 = -836.57$	$LR = -2\log \lambda_0 - (-2\log \lambda_1) = -1053.756 + 192.37 = -859.09$	$LR = -2\log \lambda_0 - (-2\log \lambda_1) = -1016.40 + 242.32 = -771.78$	$LR = -2\log \lambda_0 - (-2\log \lambda_1) = -1022.42 + 245.85 = -774.28$
Valor de χ^2 con 1 grado de libertad y un nivel de significatividad del 95%	3.8415	3.8415	3.8415	3.8415
Resultado del contraste	$LR = -836.57 < 3.8415$	$LR = -859.09 < 3.8415$	$LR = -771.78 < 3.8415$	$LR = -774.28 < 3.8415$
	Se acepta la H_0	Se acepta la H_0	Se acepta la H_0	Se acepta la H_0
	No hay diferencias entre pacientes	No hay diferencias entre pacientes	No hay diferencias entre pacientes	No hay diferencias entre pacientes
	Justificado el uso de un modelo uninivel (regresión al uso)			

6. RESULTADOS

6. RESULTADOS	95
6.1. Estadística descriptiva	95
6.1.1. Datos generales del paciente	95
6.1.1.1. Edad	95
6.1.1.2. Género	95
6.1.1.3. Pacientes fumadores	96
6.1.1.4. Pacientes bruxómanos	97
6.1.2. Datos del espacio edéntulo	97
6.1.2.1. Localización del implante	97
6.1.2.2. Zona de la arcada	98
6.1.3. Técnica quirúrgica y datos del implante	99
6.1.3.1. Implantes post-extracción	99
6.1.3.2. Torque de inserción	100
6.1.3.3. Implantes angulados	102
6.1.3.4. Longitud y diámetro del implante	102
6.1.4. Datos de la prótesis	105
6.1.5. Antagonista	105
6.1.6. Estado de los implantes	107
6.1.7. Estudio de la pérdida ósea	107
6.2. Estadística Inferencial	108
6.2.1. Estadística bivariante	108
6.2.1.1. Datos generales del paciente	109
6.2.1.1.1. Pacientes fumadores	109
6.2.1.1.2. Pacientes Bruxómanos	112
6.2.1.2. Datos del espacio edéntulo	114
6.2.1.2.1. Posición arcada de los implantes	114
6.2.1.3. Técnica quirúrgica y datos de los implantes	116
6.2.1.3.1. Implantes post-extracción	116
6.2.1.3.2. Implantes angulados	118
6.2.1.3.3. Diámetro	120
6.2.1.4. Datos de la prótesis	122
6.2.1.5. Evolución pérdida ósea	125
6.2.2. Estadística multivariante	128
6.2.2.1. Resultados regresión logística binaria	128

6.2.2.2. Resultados regresión Tobit	134
6.2.2.3. Comparativa Logit vs. Tobit	138
6.2.2.4. Representación gráfica de los factores significativos del multivariante Tobit	141
6.2.2.4.1. Datos generales del paciente	141
6.2.2.4.1.1. Pacientes fumadores	141
6.2.2.4.2. Datos del espacio edentulo	142
6.2.2.4.2.1. Posición arcada de los implantes	142
6.2.2.4.3. Técnica quirúrgica y datos de los implantes	143
6.2.2.4.3.1. Implantes post-extracción	143
6.2.2.4.3.2. Implantes angulados	144
6.2.2.4.3.3. Torque de inserción	144
6.2.2.4.3.4. Diámetro	145
6.2.2.4.4. Datos de la prótesis	146
6.2.2.4.4.1. Material	146
6.2.2.4.4.2. Combinación material e implantes post-extracción	147

6. RESULTADOS

6.1 Estadística descriptiva

6.1.1 Datos generales del paciente

6.1.1.1 La edad media de los pacientes es de 58,2 años, siendo 42 años la edad mínima y 81 la máxima.

6.1.1.2 La distribución de la muestra según género es bastante equitativa: un 51% de la muestra son mujeres y un 49%, son hombres (figura 17). Según la distribución con respecto al material metal (grupo control) peek (grupo experimental) (tabla 2).



Figura.17. Distribución muestra según género.

		MATERIAL					
		Total		METAL		PEEK	
		Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna
SEXO	Total	213	100,0%	88	100,0%	125	100,0%
	Hombre	104	48,8%	40	45,5%	64	51,2%
	Mujer	109	51,2%	48	54,5%	61	48,8%

Tabla.2. Distribución de la muestra según género y material prótesis de arco completo.

6.1.1.3. Pacientes fumadores.

El 23% de los pacientes es fumador frente al 77% que no lo es (figura 18). Según la distribución con respecto al material metal (grupo control) el 22,7% de los implantes corresponde a un total de cinco pacientes fumadores y respecto al material peek (grupo experimental) corresponde al 22,4% de los implantes, siendo un total de cinco pacientes fumadores (tabla 3).

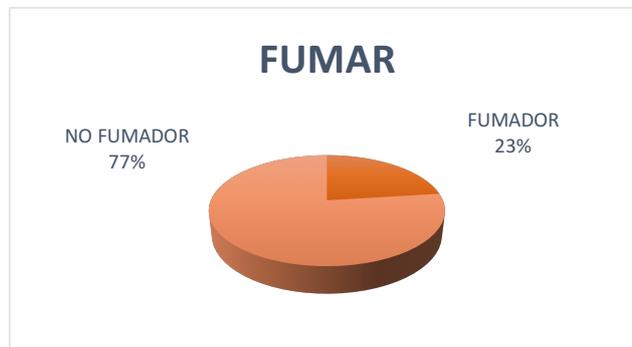


Figura.18. Distribución muestra según paciente Fumador/No Fumador.

		MATERIAL					
		Total		METAL		PEEK	
		Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna
FUMA	Total	213	100,0%	88	100,0%	125	100,0%
	NO	165	77,5%	68	77,3%	97	77,6%
	SI	48	22,5%	20	22,7%	28	22,4%

Tabla.3. Distribución de la muestra según paciente Fumador/No Fumador y material Prótesis de Arco Completo.

6.1.1.4. Pacientes bruxómanos.

El 16,90% de implantes estudiados fueron colocados a cuatro pacientes bruxómanos, siendo dos pacientes del grupo control (metal) y dos pacientes del grupo experimental (peek). Según la distribución con respecto al material metal (grupo control) peek (grupo experimental) y los implantes de los pacientes bruxómanos, encontramos solo 36 de los implantes, siendo un 16,90% y el 83,10% de los implantes se encuentra en pacientes que no presentan problemas de parafunciones (tabla 4).

bruxismo	Total		metal		peek	
	N	%	N	%	N	%
Total	213	100,00%	88	100,00%	125	100,00%
NO	177	83,10%	72	81,82%	105	84,00%
SI	36	16,90%	16	18,18%	20	16,00%

Tabla.4. Distribución de la muestra según si existe parafunción/No parafunción y material prótesis de arco completo.

6.1.2. Datos del espacio edéntulo

6.1.2.1. Localización del implante

Más de la mitad de los implantes está en el maxilar superior y el otro 39% está en la mandíbula (figura 19). Obteniendo así un total de 129 implantes en el maxilar superior y 84 en la mandíbula. Según la distribución con respecto al material metal (grupo control) y peek (grupo experimental) la localización del implante en maxilar o mandíbula es muy similar, podemos observarlo en la tabla 5.

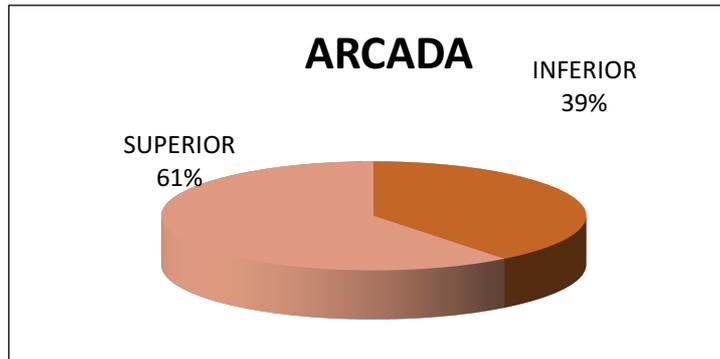


Figura.19. Distribución arcada Superior/ Inferior

		MATERIAL					
		Total		METAL		PEEK	
		Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna
Arcada	Total	213	100,0%	88	100,0%	125	100,0%
	INFERIOR	84	39,4%	36	40,9%	48	38,4%
	SUPERIOR	129	60,6%	52	59,1%	77	61,6%

Tabla.5. Distribución de la muestra según arcada Superior/Inferior y materialPrótesis de arco completo.

6.1.2.2. Zona de la arcada

La distribución por posición es bastante equitativa: un 52% de los implantes es posterior y un 48%, anterior (figura 20). Siendo 111 implantes posteriores y 102 implantes colocados en el sector anterior. Según la distribución con respecto al material metal (grupo control) y peek (grupo experimental) observamos en la tabla 6 que es similar en ambos grupos.

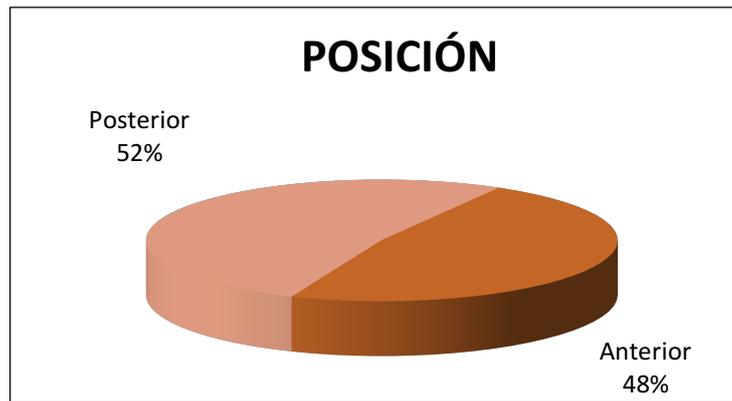


Figura.20. Distribución zona arcada según distribución Anterior/ Posterior.

		MATERIAL					
		Total		METAL		PEEK	
		Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna
Posición	Total	213	100,0%	88	100,0%	125	100,0%
	Anterior	102	47,9%	51	58,0%	51	40,8%
	Posterior	111	52,1%	37	42,0%	74	59,2%

Tabla.6. Distribución de la muestra según arcada Anterior/Posterior y material prótesis de arco completo.

6.1.3. Técnica Quirúrgica y datos del Implante

6.1.3.1. Implantes post-extracción.

Un 62% de los implantes se colocó después de una extracción (figura 21), 132 de los implantes fueron colocados en los alveolos tras la exodoncia atraumática y fresado quirúrgico del mismo. Según la distribución con respecto al material metal (grupo control) y peek (grupo experimental), podemos ver en la tabla 7 que el 36,4% de los implantes en los pacientes que recibieron prótesis definitivas de metal se les realizaron exodoncias y el 80% de los implantes en los pacientes que recibieron prótesis de peek se les realizaron exodoncias.

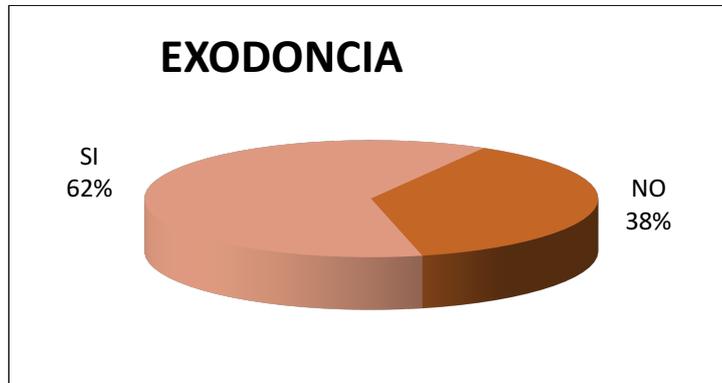


Figura.21. Distribución muestra según Exodoncias.

		MATERIAL					
		Total		METAL		PEEK	
		Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna
EXOD.	Total	213	100,0%	88	100,0%	125	100,0%
	NO	81	38,0%	56	63,6%	25	20,0%
	SI	132	62,0%	32	36,4%	100	80,0%

Tabla.7. Distribución de la muestra según Exodoncia y material prótesis de arco completo.

6.1.3.2. Torque de inserción implantes.

El torque medio de inserción es de 46,22 siendo 30 el mínimo y 80 el máximo. Un 1% de los implantes se colocó con un torque de inserción de 80 Ncm, 9% adquirieron un torque de inserción de 60 Ncm, 43% de los implantes obtuvieron un torque de inserción de 50 Ncm, el 15% fue de 45 Ncm y el 12% de los implantes registro un torque de inserción de 40 Ncm. En cuanto al número de implantes un total de 93 fueron colocados a un torque de inserción de 50 Ncm, un total de 31 implantes obtuvieron un torque de inserción de 45 Ncm y un total de 25 implantes fueron colocados a un torque

de inserción de 40 Ncm. Un total de 42 implantes obtuvieron un torque de inserción de 35 Ncm, 20 de los implantes se insertaron con un torque de 60 Ncm y solo 2 implantes obtuvieron un torque de inserción de 80 Ncm, como podemos ver en la figura 22. Según la distribución con respecto al material metal (grupo control) y peek (grupo experimental) (tabla 8).

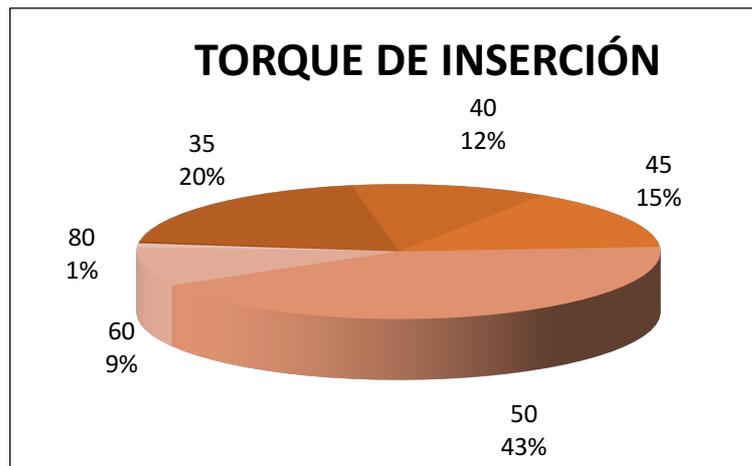


Figura.22. Gráfico de sectores que representa la distribución del % de implantes según el torque de inserción.

		MATERIAL		
		Total	METAL	PEEK
Torque	N válido	213	88	125
	Media	46,22	45,00	47,08
	Desviación típica	8,12	10,39	5,93

Tabla.8. Distribución de la muestra según torque inserción implantes y material prótesis de arco completo.

6.1.3.3. Implantes Angulados

El 22,5% de los implantes se colocaron con una angulación de 30° con respecto al material de rehabilitación, siendo el 27,3% de los implantes angulados rehabilitados con metal (grupo control) y el 19,2% de los implantes angulados rehabilitados con peek (grupo experimental) como podemos ver en la tabla 9.

		MATERIAL					
		Total		METAL		PEEK	
		Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna
ANGULADO	Total	213	100,0%	88	100,0%	125	100,0%
	NO	165	77,5%	64	72,7%	101	80,8%
	SI	48	22,5%	24	27,3%	24	19,2%

Tabla.9. Distribución de la muestra según implantes angulados/No angulados y material prótesis de arco completo.

6.1.3.4. Longitud y Diámetro del implante

La longitud media de los implantes fue de 13,08 mm, siendo 8mm la longitud mínima y 16mm la longitud máxima. El mayor numero de implantes es de 14mm representando un 37% de la muestra, un 32% de los implantes de la muestra tiene una longitud de 12mm, el 16% es de 16mm, el 14% representa a los implantes con una longitud de 10mm y solo un 1% de los implantes de la muestra tienen una longitud de 8mm, como podemos observar en la figura 23.

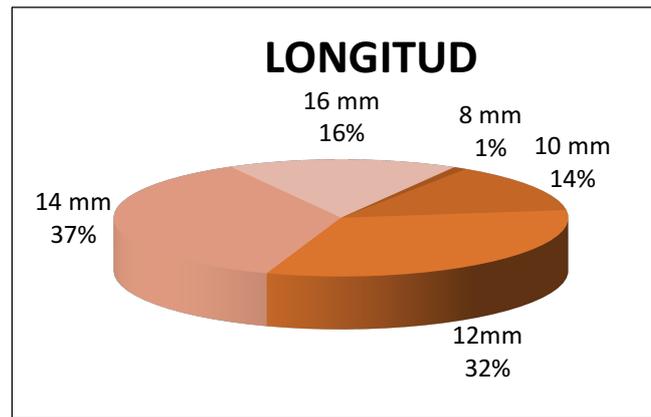


Figura.23. Distribución según Longitud.

En la tabla 8 podemos ver, con respecto al material de rehabilitación que la longitud media de los implantes rehabilitados en metal (grupo control) fue de 13,84mm y la longitud media de los implantes rehabilitados con peek (grupo experimental) fue de 12,54mm.

		MATERIAL		
		Total	METAL	PEEK
Longitud	N válido	213	88	125
	Media	13,08	13,84	12,54
	Desviación típica	1,91	1,64	1,91

Tabla.10. Distribución de la muestra según longitud implantes y material prótesis de arco completo.

El valor medio del diámetro de los implantes es de 3,9 mm siendo la siguiente su distribución: el 34% de los implantes eran de 3,5mm, el 51% fueron de 4mm y el 15% fueron de 4,5mm de diámetro, representado en la figura 24.

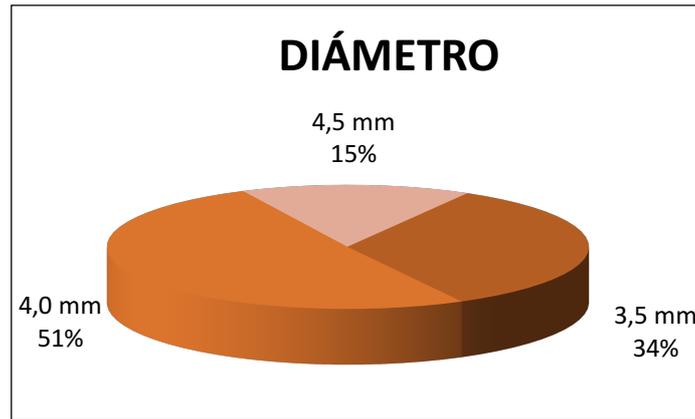


Figura.24. Distribución según diámetro de los implantes.

Con respecto a la distribución de diámetro de los implantes y el material de rehabilitación de las prótesis definitivas. Podemos ver en la tabla 11 que el 44,3% de los implantes rehabilitados con metal tienen un diámetro de 3,5mm y el 26,4% con ese mismo diámetro corresponde a los implantes rehabilitados con peek. Con el diámetro de 4mm encontramos un 25% de los implantes rehabilitados con metal y un 68,8% rehabilitados con peek. El 30,7% de los implantes rehabilitados con metal y el 4,8% de los implantes rehabilitados con peek se corresponden a un diámetro de 4,5mm.

		MATERIAL					
		Total		METAL		PEEK	
		Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna
Diámetro	Total	213	100,0%	88	100,0%	125	100,0%
	3,5	72	33,8%	39	44,3%	33	26,4%
	4,0	108	50,7%	22	25,0%	86	68,8%
	4,5	33	15,5%	27	30,7%	6	4,8%

Tabla.11. Distribución de la muestra según Diámetro Implantes y material Prótesis de Arco Completo.

6.1.4. Datos de la prótesis

Todas las prótesis se realizaron sobre pilares transepiteliales y el tipo de material para la prótesis definitiva fue de; metal (grupo control) o peek (grupo experimental). El 59% de los implantes tiene una prótesis de material peek y el otro 41% de metal, como vemos representado en la figura 25.

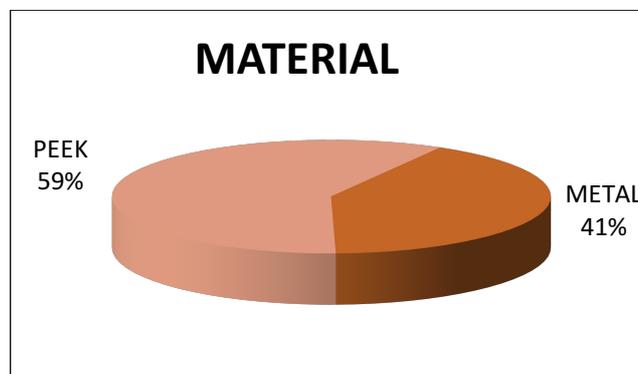


Figura.25. Distribución según el material definitivo.

6.1.5. Antagonista.

Al analizar el tipo de estructura que presentaban los dientes antagonistas encontramos los siguientes valores: en un 42% de los casos el antagonista era una prótesis sobre implantes y un 36% el antagonista son dientes naturales. El resto de antagonistas corresponde a partes iguales, fija cerámica y removibles, como vemos representado en la figura 26.

La distribución del número de implantes y porcentaje de implantes según los antagonistas esta representado en la tabla 12, un 35,7% de los implantes su antagonista son dientes naturales, correspondiendo a un 36,4% (32 implantes) a rehabilitaciones con metal y un 35,2% (44 implantes) a rehabilitaciones con peek. El 10,8% tienen como

antagonista prótesis removibles, siendo el 9,1% (8 implantes) rehabilitaciones de metal y el 12% (15 implantes) rehabilitaciones con peek. Un 45,5% (40 implantes) rehabilitados con metal y un 40% (50 implantes) rehabilitados con peek, tuvieron como antagonista prótesis sobre implantes.

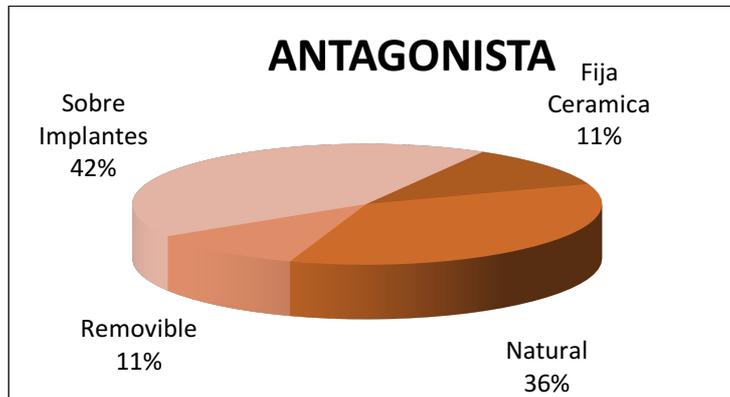


Figura 26. Distribución según Antagonista.

		MATERIAL					
		Total		METAL		PEEK	
		Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna
ANTAGONISTA	Total	213	100,0%	88	100,0%	125	100,0%
	Fija Ceramica	24	11,3%	8	9,1%	16	12,8%
	Natural	76	35,7%	32	36,4%	44	35,2%
	Removable	23	10,8%	8	9,1%	15	12,0%
	Sobre Implantes	90	42,3%	40	45,5%	50	40,0%

Tabla.12. Distribución de la muestra según Antagosnista y material Prótesis de Arco Completo.

6.1.6. Estado de los implantes.

Ningún implante se perdió por no osteointegrarse, encontrándose positivos todos los criterios de éxito de Albrektsson⁵. Los implantes no presentaban movilidad clínicamente, en las radiografías no había muestras de periimplantitis ni había síntomas de dolor, infección, neuropatías, anestésias ni parestesias. Los implantes también cumplían los criterios de éxito de Misch y Meffert⁸. Encontrando todos los implantes en el grupo I, correspondiendo a condiciones óptimas de salud. Por lo tanto, la osteointegración es del 100% de todos los implantes tanto a los 3 meses en mandíbula, 4 meses en el maxilar superior y a los 12 meses de seguimiento tras la colocación de la prótesis definitiva.

6.1.7. Estudio de la pérdida ósea.

La pérdida ósea fue evaluada en cuatro puntos distintos: Pérdida Horizontal/Mesial, Pérdida Horizontal/Distal, Pérdida Vertical/Mesial y Pérdida Vertical/Distal. El promedio de pérdida ósea por paciente podemos observarlo en la figura 27, viendo que existe mayor pérdida ósea vertical, tanto en mesial como en distal.

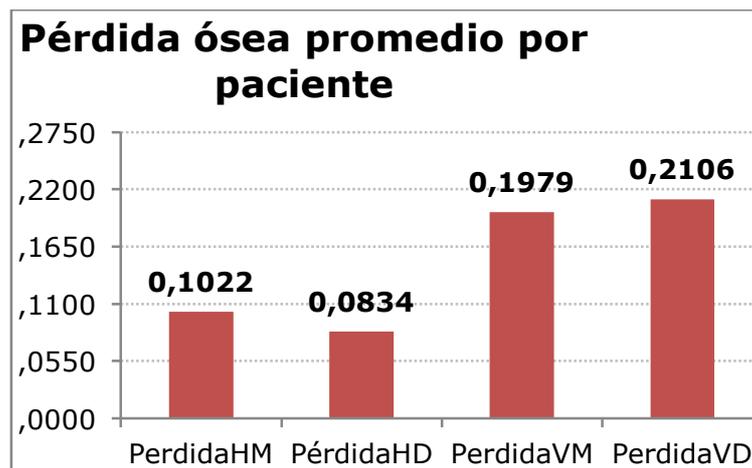


Figura.27. Distribución pérdida ósea promedio por paciente.

6.2. Estadística Inferencial

6.2.1. Estadística Bivariante

Se realizó un estudio bivalente relacionando la pérdida ósea peri-implantaria con los factores estudiados influyentes, tales como; factores relacionados con la técnica quirúrgica, factores relacionados con los implantes, factores relacionados con los pacientes y factores relacionados con las prótesis.

En las tablas 13 y 14 observamos las comparativas de la pérdida ósea según el estudio bivalente. Las relaciones estadísticamente significativas se visualizán en los gráficos más adecuados para su interpretación. Prueba de Mann-Whitney para dos muestras independientes y prueba de Wilcoxon.

En la tabla 13, incluyendo los valores 0, vemos que la relación entre la pérdida ósea y los distintos factores estudiados; material, angulado, exodoncia, posición, pacientes fumadores es estadísticamente significativo < 0,05 en las 4 mediciones para la prueba de Mann-Whitney. Sin embargo, no es estadísticamente significativo para los factores tales como; pacientes bruxomanos, antagonista y arcada. Y para la prueba de Wilcoxon que relaciona las 4 mediciones de pérdida ósea con el diámetro, es estadísticamente significativa.

Pérdida vs. FACTOR	p-valor M-W								p-valor K-W
	Material	Arcada	Angulado	Fuma	Exod.	Posición	Bruxismo	Antagonista	Diámetro
Pérdida HM	0.031	0.369	0.000	0.806	0.553	0.033	0.125	0.385	0.006
Pérdida HD	0.023	0.289	0.299	0.006	0.002	0.278	0.450	0.647	0.241
Pérdida VM	0.000	0.883	0.000	0.716	0.480	0.088	0.156	0.134	0.000
Pérdida VD	0.006	0.832	0.002	0.002	0.012	0.017	0.296	0.403	0.017

Tabla.13. Valoresde pérdida ósea incluyendo los valores 0 (213 casos).

En la tabla 14, sin incluir los valores 0 (pérdida>0), vemos que la relación entre la pérdida ósea y los distintos factores estudiados, material, arcada, angulado, pacientes fumadores y pacientes bruxomanos es estadísticamente significativo < 0,05 en las 4 mediciones para la prueba de Mann-Whitney. No siendo estadísticamente significativa para los antagonistas. Y para la prueba de Wilcoxon que relaciona las 4 mediciones de pérdida ósea con el diámetro, siendo estadísticamente significativa.

Pérdida vs. FACTOR	p-valor M-W								p-valor K-W
	Material	Arcada	Angulado	Fuma	Exod.	Posición	Bruxismo	Antagonista	Diámetro
Pérdida HM	0.630	0.551	0.364	0.386	0.432	0.076	0.195	0.574	0.856
Pérdida HD	0.029	0.048	0.152	0.045	0.194	0.674	0.590	0.133	0.157
Pérdida VM	0.000	0.544	0.000	0.645	0.735	0.619	0.035	0.306	0.000
Pérdida VD	0.000	0.044	0.034	0.284	0.003	0.937	0.384	0.186	0.338

Tabla.14. Valores de pérdida ósea sin incluir los valores 0 de pérdida (pérdida>0).

A continuación, vemos detalladas las tablas, donde podemos observar los distintos factores estudiados junto a la pérdida ósea que se produce en relación a las distintas pruebas más apropiadas para su interpretación.

6.2.1.1. Datos generales del paciente.

6.2.1.1.1. Pacientes fumadores.

Se observa en la tabla 15 que, con un total de 213 implantes, 165 fueron colocados en pacientes no fumadores y 48 implantes en pacientes fumadores. Observamos que es estadísticamente significativo < 0,05 para la pérdida ósea distal tanto vertical como horizontal (V/D,H/D).

Pérdida vs. FACTOR	p-valor M-W
	Fuma
Pérdida HM	0.806
Pérdida HD	0.006
Pérdida VM	0.716
Pérdida VD	0.002

		FUMA2		
		Total	NO	SI
Pérdida H/M	N válido	213	165	48
	Media	,10	,09	,13
	Desviación típica	,21	,18	,28
	Máximo	1,35	,76	1,35
	Mediana	,00	,00	,00
	Mínimo	,00	,00	,00
Pérdida H/D	N válido	213	165	48
	Media	,08	,06	,16
	Desviación típica	,20	,16	,27
	Máximo	1,00	1,00	1,00
	Mediana	,00	,00	,00
	Mínimo	,00	,00	,00
Pérdida V/M	N válido	213	165	48
	Media	,19	,18	,21
	Desviación típica	,32	,32	,34
	Máximo	1,41	1,19	1,41
	Mediana	,00	,00	,00
	Mínimo	,00	,00	,00
Pérdida V/D	N válido	213	165	48
	Media	,20	,15	,36
	Desviación típica	,33	,26	,47
	Máximo	1,76	1,57	1,76
	Mediana	,00	,00	,10
	Mínimo	,00	,00	,00

Tabla.15. Resultado pacientes Fumador/No fumador incluyendo valores 0 de pérdida.

Quando no se incluyen los valores 0 vemos en la table 16 que fumar es estadísticamente significativo <0,05 para la pérdida osea horizontal-distal.

Pérdida vs. FACTOR	p-valor M-W
	Fuma
Pérdida HM	0.386
Pérdida HD	0.045
Pérdida VM	0.645
Pérdida VD	0.284

		FUMA2		
		Total	NO	SI
Pérdida H/M	N válido	52	40	12
	Media	,39	,36	,50
	Desviación típica	,25	,20	,36
	Máximo	1,35	,76	1,35
	Mediana	,42	,38	,42
	Mínimo	,10	,10	,10
Pérdida H/D	N válido	44	28	16
	Media	,40	,35	,49
	Desviación típica	,25	,24	,24
	Máximo	1,00	1,00	1,00
	Mediana	,32	,30	,48
	Mínimo	,10	,10	,20
Pérdida V/M	N válido	81	62	19
	Media	,49	,49	,52
	Desviación típica	,35	,35	,36
	Máximo	1,41	1,19	1,41
	Mediana	,43	,44	,43
	Mínimo	,10	,10	,10
Pérdida V/D	N válido	90	61	29
	Media	,47	,42	,59
	Desviación típica	,36	,27	,47
	Máximo	1,76	1,57	1,76
	Mediana	,40	,40	,49
	Mínimo	,10	,10	,10

Tabla.16. Resultado pacientes Fumador/No fumador sin incluir valores 0 de pérdida.

6.2.1.1.2. Pacientes Bruxómanos.

También fue valorada la pérdida ósea en relación con los pacientes que presentaban parafunción, dado que el número de pacientes no fue elevado. Existen diferencias significativas en la pérdida, dado que hay pérdida (>0), según bruxismo sólo para V/M (vertical-mesial): el promedio de pérdida V/M es casi el doble si hay bruxismo, como observamos en la tabla 17. Si se considera también la posibilidad de ausencia de pérdida, es decir, incluyendo los ceros, no existen diferencias significativas según bruxismo (p-valores de M-W >0,05), como vemos en la tabla 18.

Bruxismo vs. ...	p-valor M-W	BRUXISMO			
		Total	NO	SI	
Pérdida HM	0.195				
Pérdida HD	0.590				
Pérdida VM	0.035				
Pérdida VD	0.384				
Pérdida H/M_12m		N válido	52	44	8
		Media	,3917	,3830	,4400
		Desviación típica	,2526	,2634	,1881
Pérdida H/D_12m		N válido	44	39	5
		Media	,3989	,4110	,3040
		Desviación típica	,2476	,2578	,1228
Pérdida V/M_12m		N válido	81	70	11
		Media	,4949	,4586	,7264
		Desviación típica	,3491	,3294	,3980
Pérdida V/D_12m		N válido	90	75	15
		Media	,4721	,4791	,4373
		Desviación típica	,3556	,3475	,4049

Tabla.17. Pérdida ósea y pacientes bruxómanos.

		BRUXISMO		
		Total	NO	SI
Pérdida H/M_12m	N válido	213	177	36
	Media	,0956	,0952	,0978
	Desviación típica	,2093	,2110	,2037
Pérdida H/D_12m	N válido	213	177	36
	Media	,0824	,0906	,0422
	Desviación típica	,1966	,2087	,1144
Pérdida V/M_12m	N válido	213	177	36
	Media	,1882	,1814	,2219
	Desviación típica	,3225	,3051	,4005
Pérdida V/D_12m	N válido	213	177	36
	Media	,1995	,2030	,1822
	Desviación típica	,3282	,3273	,3367

Tabla.18. Pérdida ósea y parafunción incluyendo todas las mediciones.

En este diagrama de cajas (figura 28) vemos la comparativa de la existencia de pérdida ósea en pacientes bruxómanos, incluyendo todas las mediciones y sin incluirlas.

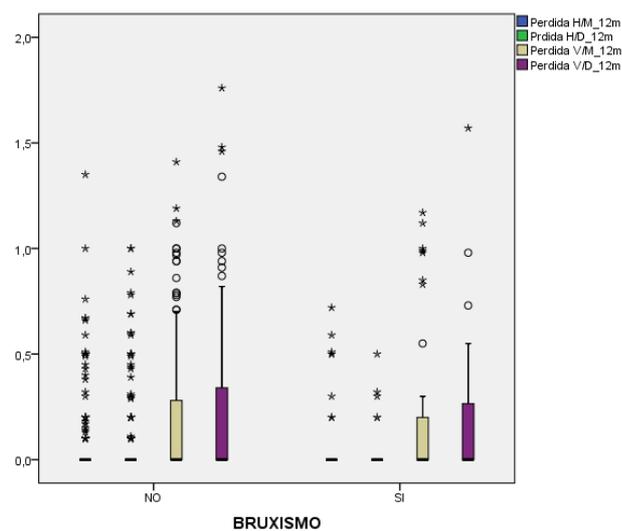


Figura.28. Distribución pérdida ósea y pacientes bruxómanos.

6.2.1.2. Datos del espacio edentulo.

6.2.1.2.1. Posición arcada de los implantes.

Como observamos en la tabla 19, 129 de los implantes fueron colocados en el maxilar superior y 84 implantes en la mandíbula, vemos que incluyendo los valores 0 la posición de los implantes en la mandíbula o maxilar superior no es estadísticamente significativa para $< 0,05$.

Pérdida vs. FACTOR	p-valor M-W Arcada	ARC2				
		Total	INFERIOR	SUPERIOR		
Pérdida HM	0.369	Pérdida H/M	N válido	213	84	129
		Media	,10	,11	,09	
		Desviación típica	,21	,21	,21	
		Máximo	1,35	,76	1,35	
		Mediana	,00	,00	,00	
		Mínimo	,00	,00	,00	
		Pérdida H/D	N válido	213	84	129
Pérdida VM	0.883	Pérdida H/D	N válido	213	84	129
		Media	,08	,06	,10	
		Desviación típica	,20	,15	,22	
		Máximo	1,00	,79	1,00	
		Mediana	,00	,00	,00	
		Mínimo	,00	,00	,00	
		Pérdida V/M	N válido	213	84	129
Pérdida VD	0.832	Pérdida V/M	N válido	213	84	129
		Media	,19	,18	,20	
		Desviación típica	,32	,30	,34	
		Máximo	1,41	1,13	1,41	
		Mediana	,00	,00	,00	
		Mínimo	,00	,00	,00	
		Pérdida V/D	N válido	213	84	129
Pérdida V/D		Pérdida V/D	N válido	213	84	129
		Media	,20	,17	,22	
		Desviación típica	,33	,26	,36	
		Máximo	1,76	1,57	1,76	
		Mediana	,00	,00	,00	
		Mínimo	,00	,00	,00	

Tabla.19. Distribución según maxilar Superior/Inferior incluyendo los valores 0 de pérdida.

Por el contrario, como podemos observar en la tabla 20 la posición en la arcada superior o en la arcada inferior si que es estadísticamente significativa $< 0,05$ cuando no incluimos los 0 en la medición distal tanto en vertical como en horizontal.

Pérdida vs. FACTOR	p-valor M-W Arcada	ARC2					
		Total	INFERIOR	SUPERIOR			
Pérdida HM	0.551	Pérdida H/M	N válido	52	23	29	
		Media		,39	,40	,38	
		Desviación típica		,25	,21	,29	
		Máximo		1,35	,76	1,35	
		Mediana		,42	,50	,32	
		Mínimo		,10	,10	,10	
Pérdida HD	0.048	Pérdida H/D	N válido	44	15	29	
			Media		,40	,31	,45
			Desviación típica		,25	,23	,24
			Máximo		1,00	,79	1,00
			Mediana		,32	,20	,44
			Mínimo		,10	,10	,10
Pérdida VM	0.544	Pérdida V/M	N válido	81	32	49	
			Media		,49	,46	,52
			Desviación típica		,35	,33	,36
			Máximo		1,41	1,13	1,41
			Mediana		,43	,30	,50
			Mínimo		,10	,10	,10
Pérdida VD	0.044	Pérdida V/D	N válido	90	37	53	
			Media		,47	,38	,54
			Desviación típica		,36	,28	,39
			Máximo		1,76	1,57	1,76
			Mediana		,40	,32	,50
			Mínimo		,10	,10	,10

Tabla.20. Distribución según maxilar Superior/Inferior sin incluir los valores 0 de pérdida.

6.2.1.3. Técnica quirúrgica y datos del implante

6.2.1.3.1. Implantes post-extracción

Observando la tabla 21 donde se han realizado 132 implantes post-extracción y 81 implantes en hueso maduro, podemos ver que existe pérdida ósea estadísticamente significativa < 0,05 en la pérdida ósea peri-implantaria en vertical-distal (V/D).

Pérdida vs. FACTOR	p-valor M-W Exod.	EXOD.				
		Total	NO	SI		
Pérdida HM	0.432	Pérdida H/M	N válido	213	81	132
		Media	,10	,10	,10	
		Desviación típica	,21	,19	,22	
		Máximo	1,35	,67	1,35	
		Mediana	,00	,00	,00	
		Mínimo	,00	,00	,00	
Pérdida HD	0.194	Pérdida H/D	N válido	213	81	132
		Media	,08	,14	,05	
		Desviación típica	,20	,25	,15	
		Máximo	1,00	1,00	1,00	
		Mediana	,00	,00	,00	
		Mínimo	,00	,00	,00	
Pérdida VM	0.735	Pérdida V/M	N válido	213	81	132
		Media	,19	,20	,18	
		Desviación típica	,32	,32	,32	
		Máximo	1,41	1,41	1,17	
		Mediana	,00	,00	,00	
		Mínimo	,00	,00	,00	
Pérdida VD	0.003	Pérdida V/D	N válido	213	81	132
		Media	,20	,29	,14	
		Desviación típica	,33	,41	,25	
		Máximo	1,76	1,76	1,48	
		Mediana	,00	,00	,00	
		Mínimo	,00	,00	,00	

Tabla.21. Distribución según Exodoncias incluyendo los valores 0 de pérdida.

En cuanto a la pérdida ósea peri-implantaria, cuando fueron realizados los implantes post-extracción podemos observar en la siguiente tabla 22 que es estadísticamente significativa $< 0,05$, en los valores distales tanto en vertical como en horizontal.

Pérdida vs. FACTOR	p-valor M-W Exod.	EXOD.				
		Total	NO	SI		
Pérdida HM	0.553	Perdida H/M	N válido	52	22	30
			Media	,39	,35	,42
			Desviación típica	,25	,19	,29
			Máximo	1,35	,67	1,35
			Mediana	,42	,39	,50
			Mínimo	,10	,10	,10
Pérdida VM	0.480	Prdida H/D	N válido	44	25	19
			Media	,40	,44	,34
			Desviación típica	,25	,26	,22
			Máximo	1,00	1,00	1,00
			Mediana	,32	,39	,30
			Mínimo	,10	,10	,10
Pérdida VD	0.012	Perdida V/M	N válido	81	33	48
			Media	,49	,50	,49
			Desviación típica	,35	,33	,37
			Máximo	1,41	1,41	1,17
			Mediana	,43	,50	,33
			Mínimo	,10	,10	,10
Pérdida V/D		Perdida V/D	N válido	90	40	50
			Media	,47	,59	,38
			Desviación típica	,36	,40	,29
			Máximo	1,76	1,76	1,48
			Mediana	,40	,50	,30
			Mínimo	,10	,10	,10

Tabla.22. Distribución según Exodoncia sin incluir los valores 0 de pérdida.

6.2.1.3.2. Implantes angulados

Con respecto a los implantes colocados con una inclinación de 30°, observamos en la tabla 23 que es estadísticamente significativa en todas las mediciones excepto para la pérdida ósea horizontal-distal.

Pérdida vs. FACTOR	p-valor M-W Angulado	ANG2					
		Total	NO	SI			
Pérdida HM	0.000	Perdida H/M	N válido	213	165	48	
		Media		,10	,06	,20	
		Desviación típica		,21	,16	,31	
		Máximo		1,35	,76	1,35	
		Mediana		,00	,00	,00	
		Mínimo		,00	,00	,00	
Pérdida HD	0.299	Prdida H/D	N válido	213	165	48	
			Media		,08	,07	,12
			Desviación típica		,20	,18	,24
			Máximo		1,00	1,00	1,00
			Mediana		,00	,00	,00
			Mínimo		,00	,00	,00
Pérdida VM	0.000	Perdida V/M	N válido	213	165	48	
			Media		,19	,13	,38
			Desviación típica		,32	,26	,43
			Máximo		1,41	1,41	1,19
			Mediana		,00	,00	,23
			Mínimo		,00	,00	,00
Pérdida VD	0.002	Perdida V/D	N válido	213	165	48	
			Media		,20	,16	,33
			Desviación típica		,33	,30	,39
			Máximo		1,76	1,76	1,57
			Mediana		,00	,00	,20
			Mínimo		,00	,00	,00

Tabla.23. Distribución según Implantes angulados incluyendo los valores 0 de pérdida.

Cuando los valores 0 no están incluidos vemos en la tabla 24 que existe evidencia estadísticamente significativa $< 0,05$, en la pérdida ósea peri-implantaria en las mediciones de verticales, tanto en mesial como en distal

Pérdida vs. FACTOR	p-valor M-W Angulado	ANG2				
		Total	NO	SI		
Pérdida HM	0.364	Perdida H/M	N válido	52	30	22
			Media	,39	,35	,45
			Desviación típica	,25	,20	,31
			Máximo	1,35	,76	1,35
			Mediana	,42	,35	,50
			Mínimo	,10	,10	,10
Pérdida HD	0.152	Prdida H/D	N válido	44	32	12
			Media	,40	,37	,47
			Desviación típica	,25	,25	,24
			Máximo	1,00	1,00	1,00
			Mediana	,32	,30	,50
			Mínimo	,10	,10	,10
Pérdida VM	0.000	Perdida V/M	N válido	81	55	26
			Media	,49	,40	,70
			Desviación típica	,35	,31	,33
			Máximo	1,41	1,41	1,19
			Mediana	,43	,30	,79
			Mínimo	,10	,10	,10
Pérdida VD	0.034	Perdida V/D	N válido	90	62	28
			Media	,47	,43	,56
			Desviación típica	,36	,35	,36
			Máximo	1,76	1,76	1,57
			Mediana	,40	,32	,50
			Mínimo	,10	,10	,10

Tabla.24. Distribución según implantes angulados sin incluir los valores 0 de pérdida.

6.2.1.3.3. Diámetro

Para valorar la pérdida ósea peri-implantaria, en cuanto al diámetro de los implantes, se utilizó la prueba de Wilcoxon, En la tabla 25 incluyendo los valores 0 vemos como existe evidencia estadísticamente significativa en cuanto a la pérdida ósea peri-implantaria.

Pérdida vs. FACTOR	p-valor K-W		Diámetro						
			Total	3,5	4,0	4,5			
Pérdida HM	0.006	Pérdida H/M	N válido	213	72	108	33		
			Media	,10	,06	,09	,19		
			Desviación típica	,21	,17	,18	,32		
			Máximo	1,35	,72	,76	1,35		
Pérdida HD	0.241		Mediana	,00	,00	,00	,00		
			Mínimo	,00	,00	,00	,00		
Pérdida VM	0.000	Pérdida H/D	N válido	213	72	108	33		
			Media	,08	,08	,06	,15		
			Desviación típica	,20	,18	,17	,29		
			Máximo	1,00	,60	,89	1,00		
Pérdida VD	0.017		Mediana	,00	,00	,00	,00		
			Mínimo	,00	,00	,00	,00		
			Pérdida V/M		N válido	213	72	108	33
					Media	,19	,19	,10	,48
Desviación típica	,32	,33			,20	,44			
Máximo	1,41	1,41			,98	1,19			
		Pérdida V/D	Mediana	,00	,00	,00	,30		
			Mínimo	,00	,00	,00	,00		
			N válido	213	72	108	33		
			Media	,20	,20	,16	,35		
			Desviación típica	,33	,33	,27	,44		
			Máximo	1,76	1,76	1,46	1,57		
			Mediana	,00	,00	,00	,23		
			Mínimo	,00	,00	,00	,00		

Tabla.25. Distribución según Diámetro implantes incluyendo los valores 0 de pérdida.

Cuando no incluimos los valores 0 encontramos en la tabla 26 que existe pérdida ósea peri-implantaria estadísticamente significativa en la medición vertical-mesial.

Pérdida vs. FACTOR	p-valor K-W	Diámetro	Diámetro				
			Total	3,5	4,0	4,5	
Pérdida HM	0.856	Pérdida H/M	N válido	52	11	26	15
			Media	,39	,42	,37	,42
			Desviación típica	,25	,21	,20	,36
			Máximo	1,35	,72	,76	1,35
			Mediana	,42	,50	,35	,20
			Mínimo	,10	,10	,10	,10
Pérdida HD	0.157	Pérdida H/D	N válido	44	14	20	10
			Media	,40	,41	,34	,50
			Desviación típica	,25	,15	,26	,31
			Máximo	1,00	,60	,89	1,00
			Mediana	,32	,47	,20	,38
			Mínimo	,10	,11	,10	,10
Pérdida VM	0.000	Pérdida V/M	N válido	81	26	33	22
			Media	,49	,52	,32	,73
			Desviación típica	,35	,35	,25	,34
			Máximo	1,41	1,41	,98	1,19
			Mediana	,43	,40	,20	,79
			Mínimo	,10	,10	,10	,18
Pérdida VD	0.338	Pérdida V/D	N válido	90	31	39	20
			Media	,47	,45	,43	,58
			Desviación típica	,36	,37	,30	,43
			Máximo	1,76	1,76	1,46	1,57
			Mediana	,40	,39	,50	,48
			Mínimo	,10	,10	,10	,10

Tabla.26. Distribución según Diámetro implantes sin incluir los valores 0 de pérdida.

6.2.1.4. Datos de la prótesis

El estudio bivalente nos facilitó una mayor comprensión, de la pérdida ósea con el material utilizado para la confección de las prótesis definitivas de arco completo, metal (grupo control) y peek (grupo experimental). Fue realizado tanto teniendo en cuenta la ausencia de pérdida (valores 0) como excluyéndola (valores >0).

		MATERIAL		
		Total	METAL	PEEK
Pérdida H/M	N válido	213	88	125
	Media	,10	,13	,07
	Desviación típica	,21	,25	,17
	Máximo	1,35	1,35	1,00
	Mediana	,00	,00	,00
	Mínimo	,00	,00	,00
Pérdida H/D	N válido	213	88	125
	Media	,08	,13	,05
	Desviación típica	,20	,25	,15
	Máximo	1,00	1,00	1,00
	Mediana	,00	,00	,00
	Mínimo	,00	,00	,00
Pérdida V/M	N válido	213	88	125
	Media	,19	,34	,08
	Desviación típica	,32	,41	,17
	Máximo	1,41	1,41	1,00
	Mediana	,00	,18	,00
	Mínimo	,00	,00	,00
Pérdida V/D	N válido	213	88	125
	Media	,20	,31	,12
	Desviación típica	,33	,43	,20
	Máximo	1,76	1,76	1,00
	Mediana	,00	,00	,00
	Mínimo	,00	,00	,00

Tabla.27. Con ausencia de pérdida ósea metal o peek.

Podemos observar en la tabla anterior (tabla 27) la distribución de la pérdida según los valores estudiados de media, desviación típica, máximo, mediana, mínimo, con respecto al material de la prótesis de arco completo realizada con metal/composite o peek/composite. Con ausencia de pérdida, es decir, tanto si se produce como si no se produce pérdida ósea (valores 0),

Cuando valoramos el valor de pérdida ósea en mm teniendo en cuenta la ausencia de pérdida (valores 0) como excluyéndola (valores >0) observamos en el siguiente gráfico (figura 29) que el promedio de pérdida ósea en metal es superior al promedio de pérdida ósea en peek, sobre todo para la pérdida ósea vertical.

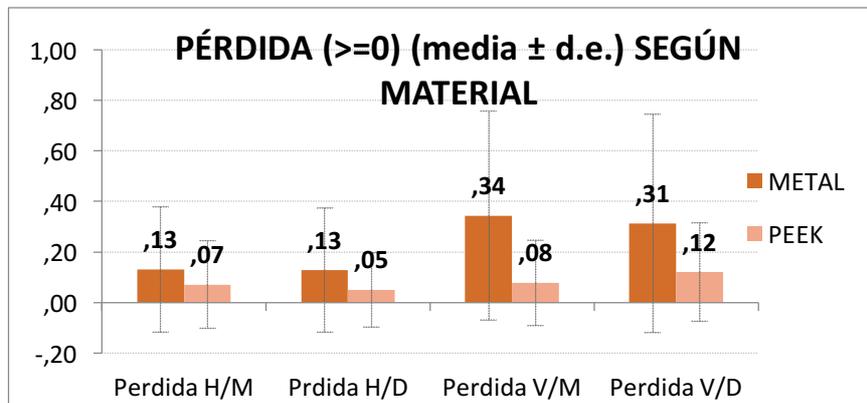


Figura.29. Gráfica promedio pérdida ósea según metal (grupo control) o peek (grupo experimental).

Los contrastes M-W de comparación de distribuciones indican que existen diferencias significativas en las 4 medidas según el material de la prótesis de arco completo con metal/composite o peek/composite, siendo más estadísticamente significativas la pérdida ósea vertical, como podemos ver en la tabla 28.

Material vs. Peek	p-valor M-W
Pérdida HM	0.031
Pérdida HD	0.023
Pérdida VM	0.000
Pérdida VD	0.006

Tabla.28. Distribución medidas pérdida ósea según material.

En la tabla 29 podemos observar la distribución de la pérdida ósea según el material de la prótesis de arco completo con metal/composite o peek/composite. Sin ausencia de pérdida (>0), es decir, cuando se produce pérdida ósea cuantificada en mm.

		MATERIAL		
		Total	METAL	PEEK
Pérdida H/M	N válido	52	28	24
	Media	,39	,41	,37
	Desviación típica	,25	,28	,22
	Máximo	1,35	1,35	1,00
	Mediana	,42	,39	,50
	Mínimo	,10	,10	,10
Pérdida H/D	N válido	44	24	20
	Media	,40	,47	,32
	Desviación típica	,25	,25	,23
	Máximo	1,00	1,00	1,00
	Mediana	,32	,44	,20
	Mínimo	,10	,10	,10
Pérdida V/M	N válido	81	46	35
	Media	,49	,66	,28
	Desviación típica	,35	,34	,22
	Máximo	1,41	1,41	1,00
	Mediana	,43	,67	,20
	Mínimo	,10	,17	,10
Pérdida V/D	N válido	90	42	48
	Media	,47	,65	,31
	Desviación típica	,36	,41	,20
	Máximo	1,76	1,76	1,00
	Mediana	,40	,59	,30
	Mínimo	,10	,12	,10

Tabla.29. Con ausencia de pérdida según material, metal o peek.

El siguiente gráfico (figura 30) muestra que el promedio de pérdida ósea sin contar los ceros, es decir cuando la pérdida ósea es >0, en metal es superior al promedio de pérdida ósea en peek en todas las medidas excepto en HM y, sobretodo, para las medidas verticales.

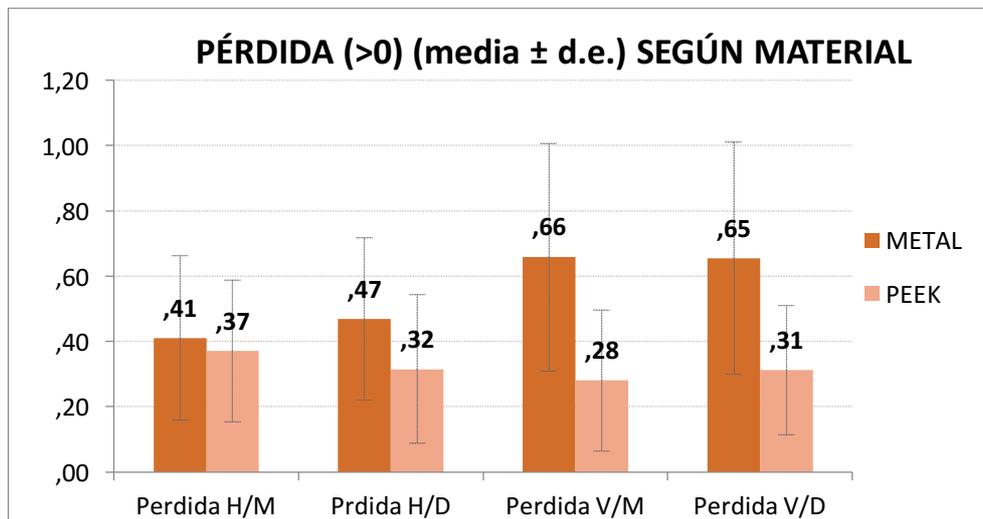


Figura.30. Gráfica promedio pérdida ósea según metal (grupo control) o peek (grupo eperimental).

Los contrastes M-W de comparación de distribuciones indican que existen diferencias significativas en 3 de las 4 medidas de pérdida ósea al comparar el material de rehabilitación de prótesis de arco completo (tabla 30):

Material vs. Peek	p-valor M-W
Pérdida HM	0.630
Pérdida HD	0.029
Pérdida VM	0.000
Pérdida VD	0.000

Tabla.30. Distribución medidas pérdida ósea según material.

6.2.1.5. Evolución pérdida ósea de los 4 meses al año

En este apartado se analizó si hubo evolución en la pérdida ósea desde el día de la cirugía y carga inmediata de los implantes dentales, donde el valor siempre es 0, en

el momento de la colocación de la prótesis definitiva, 4 meses en el maxilar superior y 3 meses en la mandíbula y a los 12 meses de colocar la prótesis definitiva. Como podemos observar en la tabla 31, según los valores estudiados de media, desviación típica y mediana.

	N válido	Media	Desviación típica	Mediana		N válido	Media	Desviación típica	Mediana
Pérdida H/M_4m	213	,0293	,0832	,0000	Pérdida H/D_4m	213	,0270	,0863	,0000
Pérdida H/M_12m	213	,0956	,2093	,0000	Pérdida H/D_12m	213	,0824	,1966	,0000
Pérdida V/M_4m	213	,0704	,2307	,0000	Pérdida V/D_4m	213	,0731	,1240	,0000
Pérdida V/M_12m	213	,1882	,3225	,0000	Pérdida V/D_12m	213	,1995	,3282	,0000

Tabla.31. Evolución de la pérdida ósea.

Como observamos en la figura 31 y 32 las pruebas de comparación para muestras relacionadas de Wilcoxon indican que existen diferencias significativas entre la segunda medición (4 meses en el maxilar superior y 3 meses en la mandíbula) y el año, no existiendo diferencias significativas desde la primera medición (día de la cirugía y carga con la prótesis provisional) y la segunda medición (4 meses en el maxilar superior y 3 meses en la mandíbula) por lo que se puede concluir que ha habido un aumento generalizado de la pérdida ósea, a partir de la colocación de la prótesis definitiva.

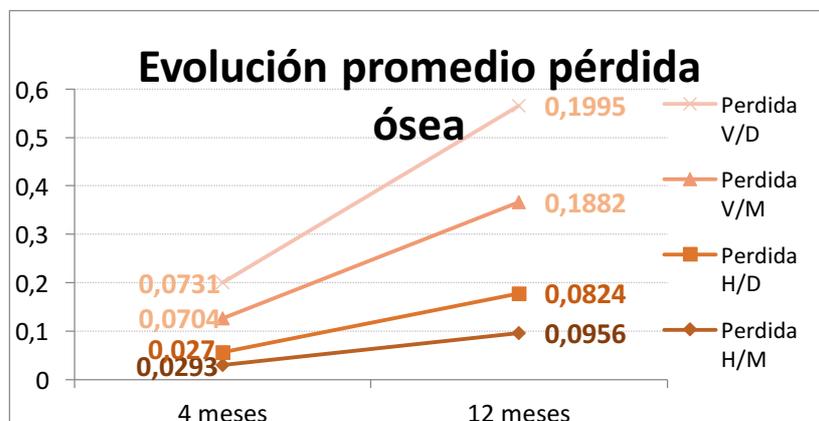


Figura.31. Evolución promedio pérdida ósea.

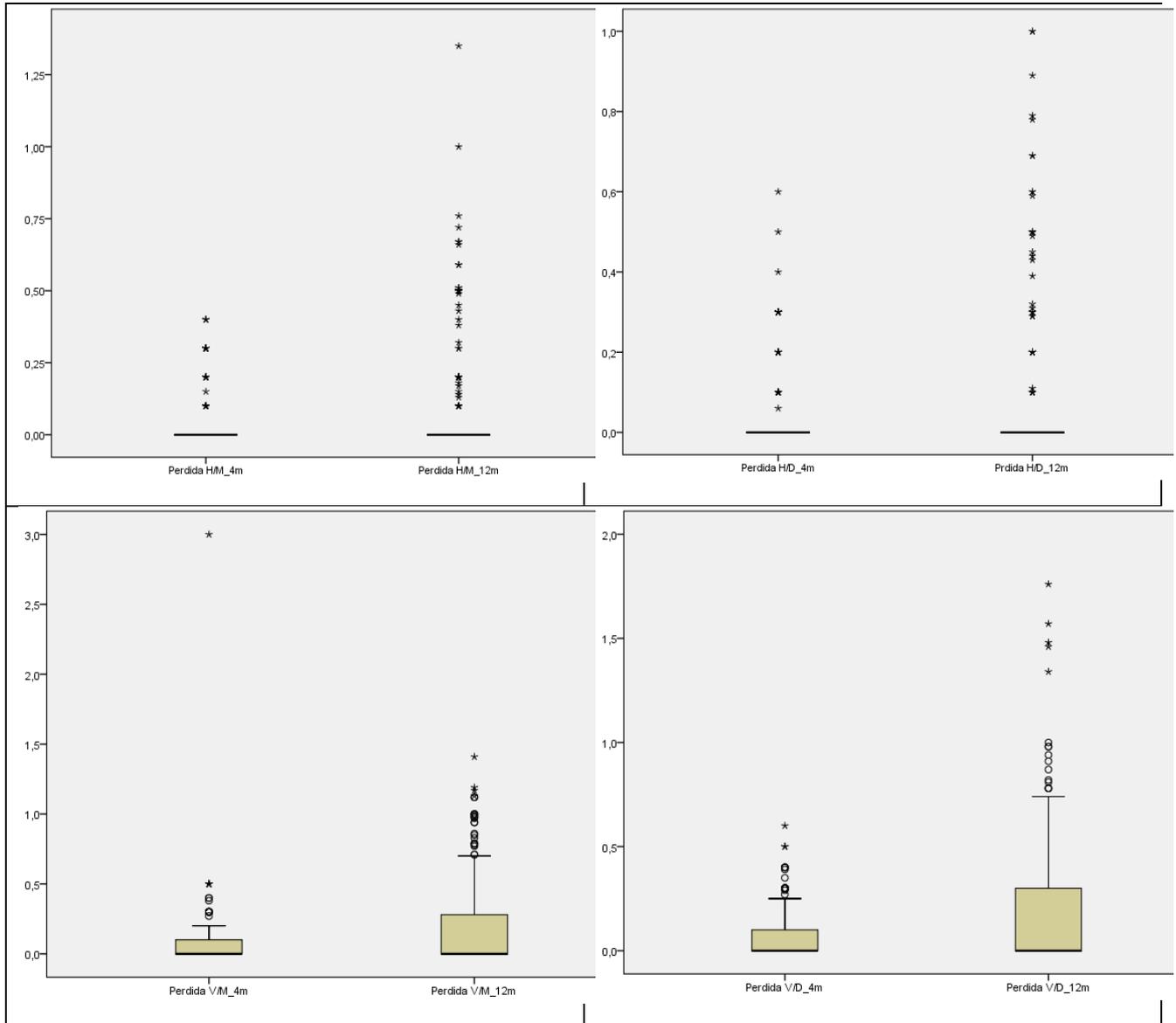


Figura.32. Distribución evolución promedio pérdida ósea diagrama de cajas.

6.2.2. Estadística Multivariante

6.2.2.1. Resultados regresión logística binaria

En este apartado procedemos a la detección de factores de riesgo de sufrir pérdida ósea a nivel de implante y paciente, es decir, serán factores y aspectos propios del implante: diámetro, longitud, torque, arcada, posición, angulado, antagonista, material y exodoncia y del paciente: tabaco, edad, género y la interacción material y exodoncia (con este modelo probalístico se pudo estimar la probabilidad de sufrir pérdida ósea en un implante y analizar qué factores son los más influyentes, calidad: AUC y R² de Nagelkerke)

Se analizaron por separado las 4 mediciones de pérdida: H/M, H/D, V/M, V/D.

Los modelos de regresión logística para detectar factores de riesgo de sufrir pérdida ósea en las 4 mediciones se muestran en las siguientes tablas.

Con respecto a la pérdida ósea horizontal-mesial (H/M) vemos en la tabla 32 como los factores que van a influir con un valor estadísticamente significativo < 0,05 son el diámetro, el torque de inserción, que el implante este angulado y que se realice exodoncia.

PÉRDIDA H/M: Variables en la ecuación

FACTORES	B	E.T.	Wald	gl	Sig.	Exp(B)	I.C. 95% para EXP(B)	
							Inferior	Superior
Diametro: 3,5 (cat. ref)			9,215	2	,010			
Diametro: 4,0	1,301	,467	7,775	1	,005	3,673	1,472	9,166
Diametro: 4,5	1,241	,521	5,666	1	,017	3,460	1,245	9,613
Torque	-,059	,025	5,644	1	,018	,943	,898	,990
ANGULADO: Sí (cat. ref. No)	1,873	,449	17,385	1	,000	6,507	2,698	15,693
MATERIAL*EXODONCIA	-,912	,391	5,434	1	,020	,402	,187	,865
Constante	,496	1,094	,205	1	,650	1,642		

Tabla.32. Pérdida ósea mesio-horizontal y factores de riesgo.

Con respecto a la pérdida ósea horizontal-distal (H/D) vemos en la tabla 33 como los factores influyentes con un valor estadísticamente significativo $< 0,05$ son el que se realice exodoncia (0,005) y la edad (0,002).

PÉRDIDA H/D: Variables en la ecuación

FACTORES		B	E.T.	Wald	gl	Sig.	Exp(B)	I.C. 95% para EXP(B)	
								Inferior	Superior
	Edad	-,056	,018	9,270	1	,002	,946	,912	,980
	EXODONCIA: Sí (cat. ref. No)	-1,001	,355	7,945	1	,005	,367	,183	,737
	Constante	2,369	1,050	5,088	1	,024	10,689		

Tabla.33. Pérdida ósea disto-horizontal y factores de riesgo.

Los factores influyentes con respecto a la pérdida ósea vertical-mesial (V/M), con valores estadísticamente significativos $< 0,05$, como podemos observar en la tabla 34 son el torque de inserción, el implante angulado (0,002) y el material peek (0,008).

PÉRDIDA V/M: Variables en la ecuación

FACTORES		B	E.T.	Wald	gl	Sig.	Exp(B)	I.C. 95% para EXP(B)	
								Inferior	Superior
	Torque	-,079	,022	12,813	1	,000	,924	,885	,965
	ANGULADO: Sí (cat. ref. No)	1,185	,376	9,947	1	,002	3,272	1,566	6,835
	MATERIAL: Peek (cat. ref. METAL)	-,822	,312	6,951	1	,008	,439	,238	,810
	Constante	3,290	,968	11,548	1	,001	26,833		

Tabla.34. Pérdida ósea mesio-vertical y factores de riesgo.

Como vemos en la tabla 35 los factores influyentes estadísticamente significativos < 0,05, en cuanto, a la pérdida ósea vertical-distal (V/D) son el torque de inserción, implante angulado y si el paciente fuma (0,024)

PÉRDIDA V/D: Variables en la ecuación

	B	E.T.	Wald	gl	Sig.	Exp(B)	I.C. 95% para EXP(B)	
							Inferior	Superior
FACTORES Torque	-,081	,022	13,233	1	,000	,922	,883	,963
ANGULADO: Sí (cat. ref. No)	1,320	,373	12,486	1	,000	3,742	1,800	7,782
FUMA: Sí (cat. ref. No)	,811	,358	5,120	1	,024	2,251	1,115	4,544
Constante	2,882	1,007	8,192	1	,004	17,856		

Tabla.35. Pérdida ósea disto-vertical y factores de riesgo.

Los factores de riesgo de sufrir pérdida ósea en las 4 mediciones se resumen en la siguiente tabla 36:

COMPARATIVA FACTORES DE RIESGO/ PROTECCIÓN	MODELO PÉRDIDA H/M		MODELO PÉRDIDA H/D		MODELO PÉRDIDA V/M		MODELO PÉRDIDA V/D	
	Sig.	Exp(B)	Sig.	Exp(B)	Sig.	Exp(B)	Sig.	Exp(B)
FACTORES Diámetro: 3,5 (cat. ref)	,010							
Diámetro: 4,0	,005	3,673						
Diámetro: 4,5	,017	3,460						
MATERIAL (Peek)*EXODONCIA Sí	,020	,402						
Torque	,018	,943			,000	,924	,000	,922
ANGULADO: Sí (cat. ref. No)	,000	6,507			,002	3,272	,000	3,742
Edad			,002	,946				
EXODONCIA: Sí (cat. ref. No)			,005	,367				
MATERIAL: Peek (cat. ref. METAL)					,008	,439		
FUMA: Sí (cat. ref. No)							,024	2,251
Constante			,024	10,689	,001	26,833	,004	17,856

Tabla.36. Resumen comparativa factores de riesgo y pérdida ósea.

Como hemos observado en la tabla 36 los modelos incluyen el diámetro, la longitud, el torque, la arcada, si el implante esta angulado, la edad, la exodoncia, el material y su interacción y el tabaco, aunque no todos los factores aparecen en todos los modelos; de hecho, ningún factor aparece en todos los modelos.

La ecuación logística puede escribirse como:

Pérdida ósea H/M (horizontal-mesial)

$$\text{Odds} = \frac{p}{1-p} \left[3.673^{\text{Diámetro:4.0}} * 3.460^{\text{Diametro:4.5}} * 0.943^{\text{Torque}} * 6.507^{\text{Angulado}} * 0.403^{\text{Material*Exodoncia}} \right]$$

Exp (Beta) es el cambio predicho en el Odds cuando el factor predictor aumenta 1 unidad, es decir, cuánto aumenta o disminuye el riesgo de sufrir pérdida ósea por cada unidad que aumenta el factor predictor:

- ✓ Exp(Beta) para diámetro 4mm es 3,673. El riesgo de sufrir pérdida ósea se multiplica por 3,7 entre los implantes con diámetro 4mm respecto a los que tienen un diámetro de 3,5mm.
- ✓ Exp(Beta) para diámetro 4,5mm es 3,460. El riesgo de sufrir pérdida ósea se multiplica por 3,5 entre los implantes con diámetro 4,5mm respecto a los que tienen un diámetro de 3,5mm.
- ✓ Exp(Beta) para torque es 0,943. El riesgo de sufrir pérdida ósea disminuye un 6% $((1-0,943)*100)$ por cada unidad que aumenta el torque.
- ✓ Exp(Beta) para angulado es 6,507. El riesgo de sufrir pérdida ósea se sextuplica entre los implantes con angulado respecto a sin angulado.
- ✓ Exp(Beta) para material*exodoncia es 0,402. Tanto el material como la exodoncia sólo tienen efecto en presencia del otro:
 - ✓ Si el material es peek, el riesgo de sufrir pérdida se reduce un 60% si hay exodoncia.

- ✓ Si hay exodoncia, el riesgo de sufrir pérdida se reduce un 60% si el material es peek.

Pérdida ósea H/D (horizontal-distal)

$$\text{Odds} = \frac{p}{1-p} = \boxed{10.689 * 0.946^{\text{Edad}} * 0.367^{\text{Exodoncia}}}$$

- ✓ Exp(Beta) para edad es 0,946. El riesgo de sufrir pérdida ósea disminuye un 5% $((1-0,946)*100)$ por cada año de edad.
- ✓ Exp(Beta) para exodoncia es 0,367. El riesgo de sufrir pérdida ósea disminuye un 63% $((1-0,367)*100)$ entre los implantes con exodoncia respecto a los que no tienen exodoncia. Es decir, hay mucho más riesgo de pérdida ósea si no hay exodoncia.

Pérdida ósea V/M (vertical-mesial)

$$\text{Odds} = \frac{p}{1-p} = \boxed{26.833 * 0.924^{\text{Torque}} * 0.439^{\text{Material}} * 3.272^{\text{Angulado}}}$$

- ✓ Exp(Beta) para torque es 0,924. El riesgo de sufrir pérdida ósea disminuye un 8% $((1-0,924)*100)$ por cada unidad que aumenta el torque.
- ✓ Exp(Beta) para material es 0,439. El riesgo de sufrir pérdida ósea disminuye un 56% $((1-0,439)*100)$ entre los implantes con material peek respecto a los que tienen material metal. Es decir, hay mucho más riesgo de pérdida ósea si el material es metal.
- ✓ Exp(Beta) para angulado es 3,272. El riesgo de sufrir pérdida ósea se triplica entre los implantes con una angulación de 30° respecto a los que no tienen dicha angulación.

Pérdida ósea V/D (vertical-distal)

$$\text{Odds} = \frac{p}{1-p} = \boxed{17.856 * 0.922^{\text{Torque}} * 2.251^{\text{Fuma}} * 3.742^{\text{Angulado}}}$$

- ✓ Exp(Beta) para torque es 0,922. El riesgo de sufrir pérdida ósea disminuye un 8% ((1-0.922)*100) por cada unidad que aumenta el torque.
- ✓ Exp(Beta) para fumar es 2,251. El riesgo de sufrir pérdida ósea se duplica si el paciente fuma respecto a los que no fuman.
- ✓ Exp(Beta) para angulado es 3,742. El riesgo de sufrir pérdida ósea se casi cuadruplica entre los implantes con angulación respecto a los que no tienen dicha angulación.

Los índices de calidad y bondad de ajuste de los modelos se muestran en la siguiente tabla 37:

Índices de calidad	MODELO PÉRDIDA H/M	MODELO PÉRDIDA H/D	MODELO PÉRDIDA V/M	MODELO PÉRDIDA V/D
p-valor Prueba de Hosmer y Lemeshow	0.187	0.124	0.945	0.555
AUC	0.765	0.710	0.722	0.710
R² de Nagelkerke	23.0%	12.9%	19.7%	18.4%

Tabla.37. Ajuste modelos.

- ✓ El estadístico de Hosmer-Lemeshow indica un mal ajuste si el valor de significación es menor que 0,05. Aquí, los modelos ajustan adecuadamente los datos ya que todos los p-valores son mayores que 0,05.
- ✓ Valores de AUC (área bajo la curva) cercanos a 1 ó 0 indican que el test es casi siempre adecuado o inadecuado, respectivamente, mientras que valores cercanos a 0,5 indican que usar el test no es mejor que el azar. Los modelos tienen valores óptimos de AUC (área bajo la curva) en torno a 0,7.
- ✓ El R² indica la capacidad explicativa de los modelos. Los valores inferiores al 30% indican que hay otros factores determinantes en el riesgo de sufrir pérdida ósea que no se contemplan en los modelos. Aun así, el modelo más explicativo es el de la pérdida H/M (horizontal-mesial).

6.2.2.2. Resultados regresión Tobit

La tabla 38 muestra los resultados de las 4 regresiones Tobit en las que se indican los coeficientes de cada variable (efecto de cada factor sobre la cantidad media de pérdida dado que se produce pérdida ósea), el error estándar de la estimación y la significatividad.

	Pérdida HD			Pérdida HM		
	Coeficiente	Error Estándar	Sig.	Coeficiente	Error Estándar	Sig.
(Intersección)	0,555	0,764	0,238	0,201	0,682	0,768
SEXO: Mujer	0,026	0,137	0,718	0,009	0,117	0,874
ARCADA: SUPERIOR	0,018	0,133	0,794	-0,078	0,127	0,048
POSICION: P	0,053	0,130	0,480	0,001	0,121	0,990
ANGULADO: SI	0,144	0,173	0,213	0,387	0,159	0,003
ANTAGONISTA: Natural	0,031	0,237	0,810	-0,049	0,188	0,520
ANTAGONISTA: Removible	0,086	0,278	0,614	-0,008	0,226	0,941
ANTAGONISTA: Sobre Implantes	0,122	0,232	0,417	-0,026	0,169	0,734
FUMA: SI	0,061	0,176	0,549	0,095	0,171	0,370
MATERIAL: PEEK	0,040	0,172	0,680	-0,032	0,149	0,628
EXODONCIA: SI	-0,084	0,159	0,012	-0,038	0,141	0,532
Diámetro 4	0,101	0,167	0,333	0,281	0,150	0,015
Diámetro 4.5	0,263	0,188	0,066	0,306	0,167	0,019
Longitud	0,004	0,037	0,877	0,048	0,034	0,163
Torque	-0,001	0,009	0,303	-0,000	0,008	0,016
Edad	-0,000	0,008	0,058	-0,000	0,007	0,987
Metal*Exodoncia	0,026	0,306	0,876	-0,068	0,257	0,017
Log (escala)	-0,602	0,126	0,000	-0,656	0,115	0,000
-2Log-verosimilitud				235.682		
	217.594					

	Pérdida VD			Pérdida VM		
	Coefficiente	Error Estándar	Sig.	Coefficiente	Error Estándar	Sig.
(Intersección)	0,151	0,572	0,780	0,870	0,573	0,106
SEXO: Mujer	-0,038	0,103	0,411	0,032	0,100	0,550
ARCADA: SUPERIOR	-0,059	0,104	0,176	-0,027	0,103	0,574
POSICION: P	0,078	0,100	0,173	0,023	0,101	0,662
ANGULADO: SI	0,269	0,132	0,004	0,261	0,130	0,003
ANTAGONISTA: Natural	0,055	0,168	0,556	-0,063	0,167	0,366
ANTAGONISTA: Removable	-0,073	0,209	0,384	0,053	0,196	0,629
ANTAGONISTA: Sobre Implantes	0,059	0,159	0,507	0,094	0,153	0,298
FUMA: SI	0,350	0,145	0,001	-0,055	0,144	0,374
MATERIAL: PEEK	-0,015	0,131	0,807	-0,109	0,129	0,015
EXODONCIA: SI	-0,096	0,121	0,024	0,024	0,120	0,706
Diámetro 4	0,045	0,118	0,483	0,045	0,124	0,492
Diámetro 4.5	0,119	0,141	0,164	0,296	0,137	0,002
Longitud	0,034	0,028	0,195	0,009	0,028	0,646
Torque	-0,000	0,007	0,000	-0,000	0,007	0,001
Edad	0,006	0,006	0,245	-0,001	0,006	0,638
Metal*Exodoncia	0,102	0,226	0,449	-0,135	0,088	0,000
Log (escala)	-0,678	0,083	0,000	-0,700	0,088	0,000
-2Log-verosimilitud		325.978			320.126	

Tabla.38. Regresión de Tobit.

Para la cuantificación de la bondad del ajuste proporcionada por los modelos se estudia cómo de probables resultan los resultados de la muestra, supuestos los parámetros estimados; cuánto es su verosimilitud. Para ello, fue utilizado un estadístico definido como: menos dos veces el logaritmo de la verosimilitud (-2LL). Si -2LL es cero, el ajuste es perfecto.

Cuánto más pequeño es el $-2\log$ -verosimilitud (el cero es el ajuste perfecto), mejor es el modelo, por tanto, los modelos ajustan mejor la pérdida H (horizontal), en concreto, la HD (horizontal-distal).

A continuación, se detallan los resultados de cada modelo:

Pérdida ósea H/D (horizontal-distal)

- ✓ Sólo se incluye la exodoncia como factor que disminuye la cantidad media de pérdida H/D respecto a no tener exodoncia, en concreto, 0,084 unidades (dado que hay pérdida).
- ✓ El diámetro y la edad tienen coeficientes de significatividad muy próximos al umbral de aceptación 0,05, por lo que se puede hablar de cierta tendencia a que la edad disminuya la cantidad media de pérdida y un diámetro de 4,5mm aumente la cantidad de pérdida media respecto a un diámetro menor de 3,5mm.

Pérdida ósea H/M (horizontal-mesial)

- ✓ Se incluyen en el modelo la arcada, el angulado, el diámetro 3,5mm y el torque como factores que influyen en la cantidad de pérdida H/M, dado que la hay.
 - ✓ La arcada superior disminuye la cantidad de pérdida H/M en 0,078 unidades respecto a la arcada inferior (dado que hay pérdida).
 - ✓ El angulado aumenta la pérdida H/M en 0,387 unidades respecto al no angulado (dado que hay pérdida).
 - ✓ El diámetro 4mm aumenta la pérdida H/M en 0,281 unidades respecto al diámetro 3,5mm (dado que hay pérdida).
 - ✓ El diámetro 4,5mm aumenta la pérdida H/M en 0,306 unidades respecto al diámetro 3,5mm (dado que hay pérdida).
 - ✓ El aumento del torque disminuye la pérdida H/M, pero una cantidad ínfima por cada unidad que aumenta el torque (0,00004 unidades de pérdida por cada 10 unidades de torque) (dado que hay pérdida).

- ✓ La combinación material peek y exodoncia disminuye la cantidad de pérdida ósea HM 0,068 unidades respecto al resto de combinaciones de material y exodoncia.

Pérdida ósea V/D (vertical-distal)

- ✓ Se incluyen en el modelo el angulado, la exodoncia, el tabaco y el torque como factores que influyen en la cantidad de pérdida V/D, dado que la hay.
 - ✓ El angulado aumenta la pérdida V/D en 0,269 unidades respecto al no angulado (dado que hay pérdida).
 - ✓ La exodoncia disminuye la cantidad media de pérdida V/D respecto a no tener exodoncia, en concreto, 0,096 unidades (dado que hay pérdida).
 - ✓ Fumar aumenta la cantidad media de pérdida V/D respecto a no fumar en 0,350 unidades (dado que hay pérdida).
 - ✓ El aumento del torque disminuye la pérdida V/D, pero una cantidad ínfima por cada unidad que aumenta el torque (0,00012 unidades de pérdida por cada 10 unidades de torque) (dado que hay pérdida).

Pérdida ósea V/M (vertical-mesial)

- ✓ Se incluyen en el modelo el angulado, diámetro, material y el torque como factores que influyen en la cantidad de pérdida V/M, dado que la hay.
 - ✓ El angulado aumenta la pérdida V/M en 0,270 unidades respecto al no angulado (dado que hay pérdida).
 - ✓ El diámetro 4,5mm aumenta la pérdida V/M en 0,296 unidades respecto al diámetro 3,5mm.
 - ✓ El material peek disminuye la pérdida V/M en 0,103 unidades respecto al material metal (dado que hay pérdida).
 - ✓ El aumento del torque disminuye la pérdida V/M, pero una cantidad ínfima por cada unidad que aumenta el torque (0,00045 unidades de pérdida por cada 10 unidades de torque) (dado que hay pérdida).

- ✓ La combinación material peek y exodoncia disminuye la cantidad de pérdida ósea V/M 0,135 unidades respecto al resto de combinaciones de material y exodoncia.

6.2.2.3. Comparativa Logit vs. Tobit

En la siguiente tabla 39 se muestra con un código de colores, la comparativa entre los modelos probabilísticos Logit y las regresiones Tobit, de manera que:

- ✓ Las casillas en rojo indican que dicho factor es de riesgo ya que aumenta la probabilidad de sufrir pérdida (logit) y/o aumenta la cantidad media de pérdida, dado que la hay (tobit), por lo tanto, se presentan como factores de riesgo: implantes angulados, pacientes fumadores y diámetros de 4mm y 4,5mm.
- ✓ Por el contrario, las casillas en verde indican factores de protección, es decir, que disminuyen la probabilidad de pérdida y/ o la cantidad media de pérdida. Presentandose como factores protectores: la exodoncia, el material, el material unido a la exodoncia, el torque de inserción y la edad de los pacientes.

Se observa, en la tabla 39, que casi siempre, un factor que aumenta (o disminuye) el riesgo de sufrir pérdida también es un factor que aumenta (o disminuye) la cantidad media de pérdida, dado que la hay.

Las excepciones son:

- ✓ Para H/D (horizontal-distal), la edad es un factor de protección de sufrir pérdida y sin embargo no es relevante en la cantidad media, dado que la hay.
- ✓ Para V/D (vertical-distal), la exodoncia es un factor de protección de la cantidad media de pérdida, cuando la hay y sin embargo no es relevante en el riesgo de sufrir pérdida.

- ✓ Para V/M (vertical-mesial),
 - ✓ El diámetro 4,5mm (respecto al diámetro 3,5mm) es un factor de riesgo de la cantidad media de pérdida, cuando la hay y, sin embargo, no es relevante en el riesgo de sufrir pérdida.
 - ✓ La combinación peek y exodoncia es un factor de protección de la cantidad media de pérdida, cuando la hay y, sin embargo, no es relevante en el riesgo de sufrir pérdida.

	Pérdida H				Pérdida V			
	Pérdida HD		Pérdida HM		Pérdida VD		Pérdida VM	
	Coefficiente Logit	Coefficiente Tobit						
SEXO: Mujer								
ARCADA: Sup								
POSICION: Post								
ANGULADO: SI			6.507	0,387	3,742	0,269	3,272	0,270
ANTAGONISTA: Natural								
ANTAGONISTA: Removible								
ANTAGONISTA: Sobre Implantes								
FUMA: SI					2,251	0,350		
MATERIAL: PEEK							,439	-0,103
EXODONCIA: SI	,367	-0,084				-0,096		
MATERIAL*EXODONCIA			0.402	-0.068				-0.135
Diámetro 4			3,673	0,281				
Diámetro 4.5			3,460	0.306				0,296
Longitud								
Torque			,943	-0,000	,922	-0,000	,924	-0,000
Edad	,946							

Tabla.39. Comparativa entre los modelos probabilísticos Logit y las regresiones Tobit.

Conclusiones de los resultados estadísticos

- ✓ Pérdida H/D (horizontal-distal)
 - ✓ La exodoncia (frente a no tenerla) es un factor de protección en la pérdida ósea H/D, tanto del riesgo de sufrirla cómo de la cantidad perdida.
 - ✓ La edad es un factor de protección del riesgo de sufrir pérdida H/D, pero no influye en la cantidad perdida cuando la hay.
- ✓ Pérdida H/M (horizontal-mesial)
 - ✓ La combinación peek y exodoncia (frente a otras combinaciones de material y exodoncia) y el torque son factores de protección en la pérdida ósea H/M, tanto del riesgo de sufrirla cómo de la cantidad perdida.
 - ✓ La arcada superior (frente a inferior) es un factor de protección de la cantidad de pérdida ósea cuando la hay, pero no influye en el riesgo de sufrirla.
 - ✓ El angulado (frente a no angulado) es un factor de riesgo en la pérdida H/M, tanto del riesgo de sufrirla cómo de la cantidad perdida.
 - ✓ Los diámetros 4mm y 4,5mm (frente a 3,5mm) son factores de riesgo de sufrir pérdida ósea H/M, tanto del riesgo de sufrirla cómo de la cantidad perdida.
- ✓ Pérdida V/D (vertical-distal)
 - ✓ El angulado (frente a no angulado) y el tabaco (frente a no fumar) son factores de riesgo en la pérdida V/D, tanto del riesgo de sufrirla cómo de la cantidad perdida.
 - ✓ El torque es un factor de protección en la pérdida ósea V/D, tanto del riesgo de sufrirla cómo de la cantidad perdida.
 - ✓ La exodoncia (frente a no exodoncia) es un factor de protección de la cantidad de pérdida ósea cuando la hay, pero no influye en el riesgo de sufrirla.
- ✓ Pérdida V/M (vertical-mesial)
 - ✓ El angulado (frente a no angulado) es un factor de riesgo en la pérdida V/M, tanto del riesgo de sufrirla cómo de la cantidad perdida.
 - ✓ El material peek (frente al metal) es un factor de protección en la pérdida ósea V/M, tanto del riesgo de sufrirla cómo de la cantidad perdida.

- ✓ Si además al material peek se une la exodoncia, esta combinación aún es más factor de protección de la cantidad de pérdida ósea.
- ✓ El diámetro 4,5mm (frente al 3,5mm) es factor de riesgo de la cantidad de pérdida ósea V/M cuando la hay, pero no influyen en el riesgo de sufrirla.
- ✓ El torque es un factor de protección en la pérdida ósea V/M, tanto del riesgo de sufrirla cómo de la cantidad perdida.

6.2.2.4. Representación gráfica de los factores significativos del multivariante Tobit

En este apartado se representan gráficamente las relaciones que han resultado significativas en el modelo tobit. Para interpretar estos gráficos habrá que tener en cuenta 2 aspectos fundamentales:

- ✓ Las relaciones bivariantes que se muestran provienen de un análisis multivariante, por lo que, para interpretar la relación habrá que indicar que la cantidad de pérdida varía X unidades en la categoría 2 del factor respecto a la categoría 1, manteniendo constante el resto de factores. Si el resto de factores no fuera constante, habría que añadir el efecto de los mismos.
- ✓ Dado que las relaciones provienen de un modelo tobit, habrá que indicar que la cantidad de pérdida varía X unidades en la categoría 2 del factor respecto a la categoría 1, dado que hay pérdida (>0).

Así pues, todas las relaciones que se muestran a continuación deben interpretarse indicando siempre: La cantidad de pérdida varía X unidades en la categoría 2 del factor respecto a la categoría 1, dado que hay pérdida (>0) y manteniendo constante el resto de factores.

6.2.2.4.1. Datos generales del paciente

6.2.2.4.1.1. Pacientes fumadores

Se observa cómo fumar aumenta la cantidad de pérdida, dado que la hay y manteniendo constante el resto de factores, respecto a no fumar en 0,35 unidades, aproximadamente, para la pérdida V/D (vertical-distal). Se toma como referencia para

el valor de pérdida en no fumadores el promedio real de pérdida en ese grupo (figura 33).

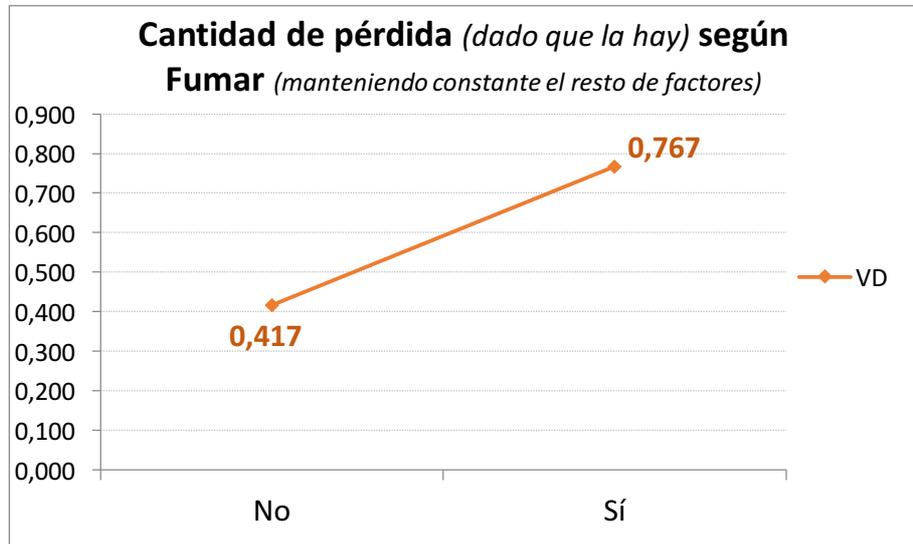


Figura.33. Relación pérdida ósea si el paciente es Fumador/No Fumador.

6.2.2.4.2. Datos del espacio edentulo

6.2.2.4.2.1. Posición arcada de los implantes

Se observa cómo la arcada superior disminuye la cantidad de pérdida, dado que la hay y manteniendo constante el resto de factores, respecto a la inferior en 0,08 unidades, aproximadamente, para la pérdida H/M (horizontal-mesial). Se toma como referencia para el valor de pérdida en arcada inferior el promedio real de pérdida en ese grupo (figura 34).

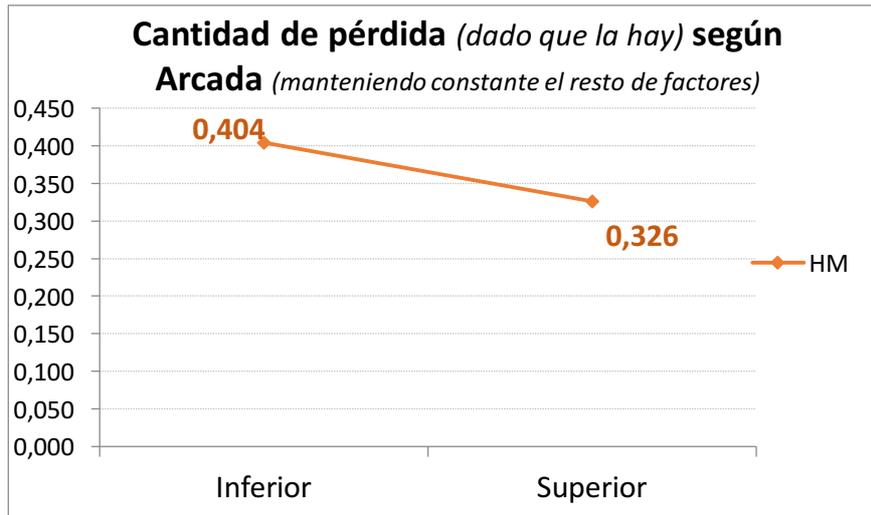


Figura.34. Relación pérdida ósea según la posición del implante en la arcada superior o inferior.

6.2.2.4.3. Técnica quirúrgica y datos del implante

6.2.2.4.3.1. Implantes post-extracción

Se observó (figura 35) cómo la exodoncia disminuye la cantidad de pérdida, dado que la hay y manteniendo constante el resto de factores, respecto a no tener exodoncia entre 0,08 y 0,1 unidades, aproximadamente, para las pérdidas H/D (horizontal-distal), V/D (vertical-distal). Se tomó como referencia para el valor de pérdida sin exodoncia el promedio real de pérdida en ese grupo.

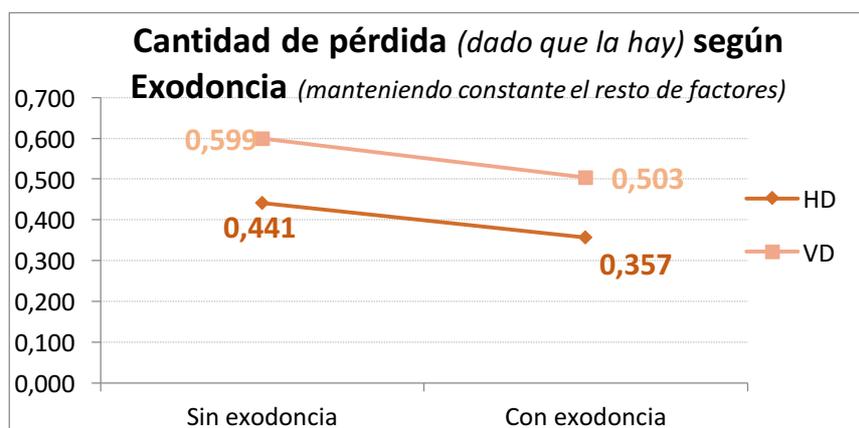


Figura.35. Relación cantidad pérdida ósea si se realizó exodoncia.

6.2.2.4.3.2. Implantes angulados

Se observó cómo el implante angulado aumenta la cantidad de pérdida, dado que la hay y manteniendo constante el resto de factores, respecto a no tener el implante angulado entre 0,3 y 0,4 unidades, aproximadamente, para las pérdidas H/M (horizontal-mesial), V/D (vertical-distal) y V/M (vertical-mesial), como podemos ver en la figura 36. Se tomó como referencia para el valor de pérdida sin angulado el promedio real de pérdida en ese grupo.

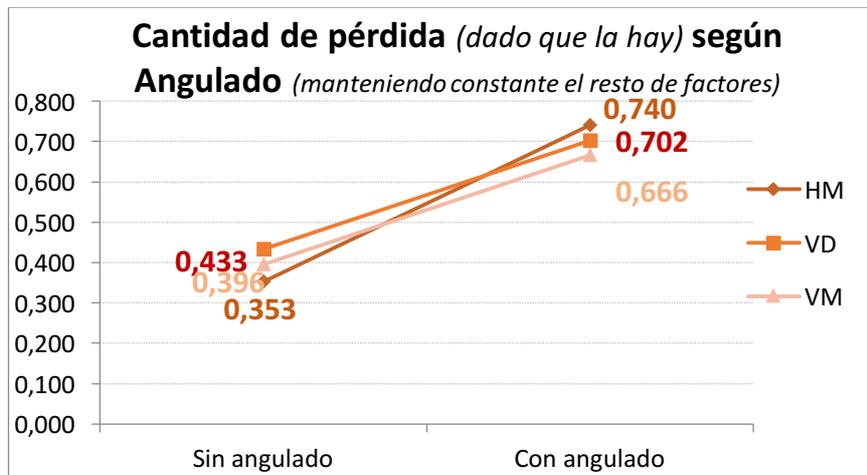


Figura.36. Relación cantidad de pérdida ósea si el implante está angulado.

6.2.2.4.3.3. Torque de inserción

Podemos observar en la figura 37 cómo el torque de inserción disminuye mínimamente la cantidad de pérdida, dado que la hay y manteniendo constante el resto de factores, por cada 10 unidades que aumenta el torque, para las pérdidas H/M (horizontal-mesial), V/D (vertical-distal) y V/M (vertical-mesial). Entre 0,0004 y 0,0045 unidades de reducción de pérdida.

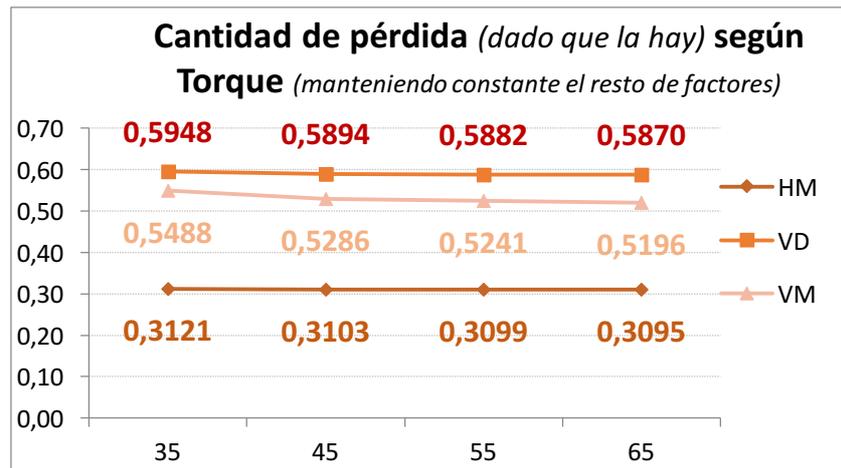


Figura.37. Relación pérdida ósea según torque de inserción.

6.2.2.4.3.4. Diámetro

Cómo podemos observar en la figura 38 el diámetro 4,5mm aumenta la cantidad de pérdida, dado que la hay y manteniendo constante el resto de factores, respecto al diámetro 3,5mm unas 0,3 unidades, aproximadamente, para las pérdidas V/M (vertical-mesial) y H/M (horizontal-mesial). Además, para H/M (horizontal-mesial), el diámetro 4mm también aumenta unas 0,28 unidades la cantidad de pérdida respecto al 3,5mm. Se tomó como referencia para el valor de pérdida con diámetro 3,5mm el promedio real de pérdida en ese grupo.

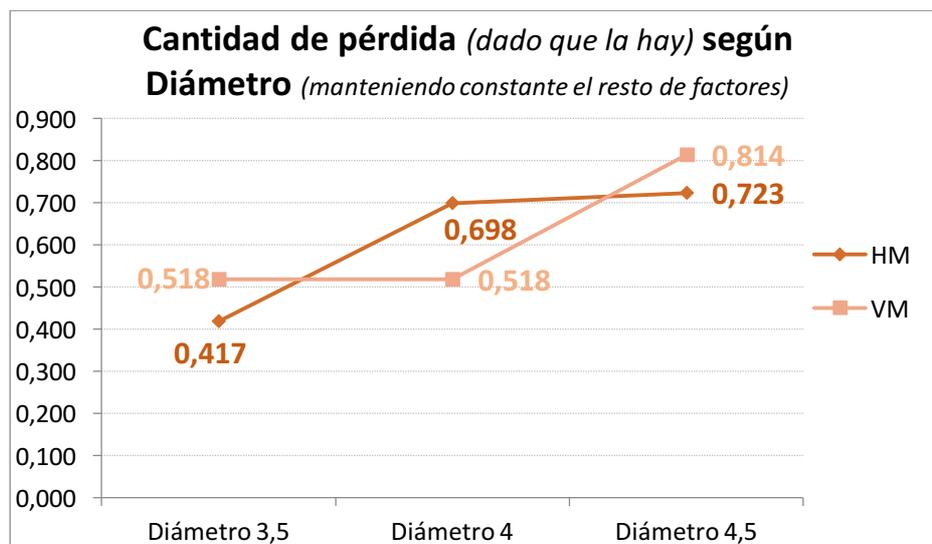


Figura 38. Relación pérdida ósea y diámetro de los implantes.

6.2.2.4.4. Datos de la prótesis

6.2.2.4.4.1. Material

Se observó cómo el material peek disminuye la cantidad de pérdida, dado que la hay y manteniendo constante el resto de factores, respecto al material metal en 0,1 unidades, aproximadamente, para la pérdida V/M (vertical-mesial). Se tomó como referencia para el valor de pérdida con metal el promedio real de pérdida en ese grupo, como observamos en la figura 39.

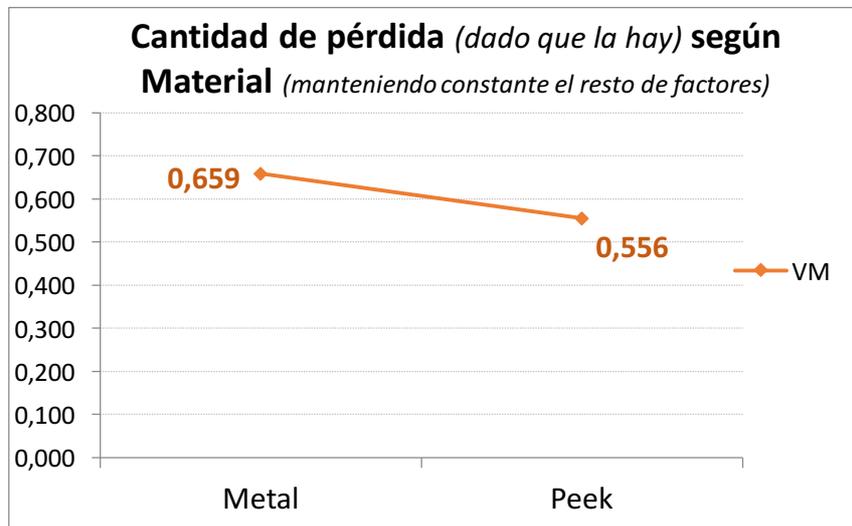


Figura.39. Relación pérdida ósea según material: metal (grupo control) peek (grupo experimental).

En el análisis bivalente, excepto para H/M (horizontal-mesial), la cantidad de pérdida, dado que la hay, siempre era superior con metal. En el multivalente no aparecen las relaciones con H/D (horizontal-distal) y V/D (vertical-distal). Esto puede ser debido a varias causas, como que la diferencia de pérdida H/D (horizontal-distal) entre materiales no es muy grande y/o que, en el caso de la V/D (vertical-distal), haya otros factores mucho más relevantes para explicar la pérdida que el material.

6.2.2.4.4.2. Combinación material e implantes post-extracción

Se observó cómo la combinación material peek (grupo experimental) y exodoncia, es decir, implantes post-extracción, disminuye la cantidad de pérdida ósea, dado que la hay y manteniendo constante el resto de factores, entre 0,07 y 0,13 para las medidas H/M (horizontal-mesial) y V/M (vertical-mesial) unidades respecto al resto de combinaciones de material y exodoncia, como vemos en la figura 40.

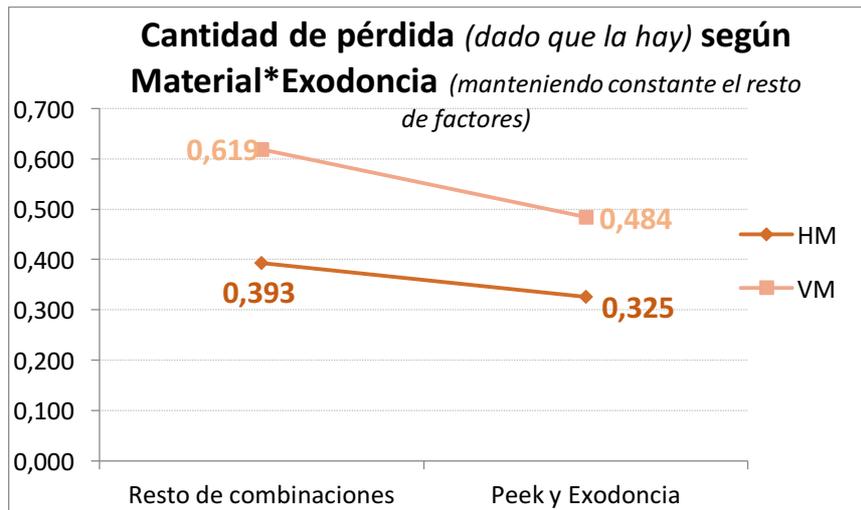


Figura.40. Relación pérdida ósea entre material peek (Grupo experimental) y exodoncia.

Para el caso de V/M (vertical-mesial), la combinación de los efectos del material y la exodoncia (implantes post-extracción) aumentan la magnitud del efecto que tenía el material de manera individual sobre la pérdida de 0,103 unidades de reducción del material a las 0,135 unidades de reducción de la combinación material y exodoncia. Indicar que, para H/M (horizontal-mesial), ni el material ni la exodoncia tenían efecto sobre la pérdida dentaria por separado; sin embargo, la combinación de sus efectos sí es relevante.

7. DISCUSIÓN

7. DISCUSIÓN	153
7.1. Discusión sobre el material y método empleados	153
7.2. Discusión de los resultados del estudio bivalente	156
7.2.1. Relación entre la pérdida ósea y datos generales del paciente	156
7.2.2. Relación entre la pérdida ósea y datos del espacio edentulo	157
7.2.3. Relación entre la pérdida ósea, la técnica quirúrgica y los datos del implante	158
7.2.4. Relación entre la pérdida osea y el material de confección de la prótesis definitiva de arco completo	159
7.3. Discusión de los resultados de regresión logística	159
7.3.1. Discusión sobre las variables de los datos generales del paciente	159
7.3.2. Discusión sobre las variables relacionadas con el espacio edentulo	161
7.3.3. Discusión sobre las variables relacionadas con los factores de la técnica quirúrgica	162
7.3.4. Discusión sobre las variables relacionadas con las características de los implantes	164
7.3.5. Discusión sobre las variables relacionadas con los datos de las prótesis definitivas	165
7.4. Discusión de la valoración de la pérdida ósea peri-implantaria	166

7. DISCUSIÓN

7.1. Discusión sobre el material y método empleados

En nuestro estudio sobre la valoración de pérdida ósea peri-implantaria con prótesis de arco completo, realizadas con metal (grupo control) o realizadas con peek (grupo experimental), hemos valorado un total de 213 implantes. Esta cifra es comparable con los estudios revisados⁹³⁻¹¹⁶, aunque en ellos no se evalúan los materiales, pero si la carga inmediata con prótesis de arco completo, e implantes inmediatos o no.

Las mediciones de la pérdida ósea peri-implantaria fue realizada mediante radiografías periapicales digitales, obtenidas con posicionadores y guías individualizadas para cada uno de los pacientes. La técnica utilizada fue la de paralelización de cono largo. Esta técnica es la más utilizada por los autores. Collaert y cols.⁵⁸ utilizaron radiografías intraorales digitalizadas, tras la colocación de las prótesis provisionales, valorando la pérdida ósea a los 3, 6, 12 y 24 meses. Valoraron un total de 125 implantes y obtuvieron una pérdida ósea de 0,12mm. Franceti y cols.⁶¹ realizaron radiografías periapicales mediante la técnica de paralelización de cono largo y posicionadores individuales para cada paciente tras la cirugía y en las visitas de control. Cada radiografía la digitalizaron a 600 ppp y mediante un software de análisis de imagen dos examinadores independientes realizaron las mediciones. Cada examinador midió dos veces un conjunto de 20 radiografías escogidas al azar con un mes de intervalo en cada sesión. Para verificar la fiabilidad del examinador, el segundo examinador mide las 20 radiografías medidas por el primero y viceversa. Pieri y cols.⁵⁴ realizaron radiografías periapicales con la técnica de cono largo, solo en el momento de la carga con la prótesis provisional y al año. El factor de normalización que hemos empleado en el presente estudio fue el de la longitud del implante, al igual que Ibañez y cols.⁶², en su estudio tomaron radiografías periapicales que digitalizaron a 600 ppp y ampliaron 10 veces, estableciendo una relación entre la longitud medida con la real dividiendo el valor de referencia observado por el valor real. Otros autores como, Barrio y cols.⁶⁰ utilizaron el diámetro de los implantes, sin embargo, autores como Pieri y cols.⁵⁴ y Mozzati y cols.⁶⁴ utilizaron la distancia entre las espiras como media para calcular el factor de normalización.

Autores como, Strietzel y cols.⁵⁹ evaluaron la pérdida ósea utilizando radiografías panorámicas tomadas tras la carga y al año de seguimiento, sin embargo, la normalización de las mismas es más complicada y por lo tanto son menos fiables las mediciones. En nuestro estudio no hemos utilizado el sondaje periodontal para establecer la pérdida ósea, debido a que es muy importante la manipulación de los tejidos blandos peri-implantarios⁶⁵, así como la aplicación de las fuerzas de sondaje, ya que estas deben ser reproducibles y no deben superar 0,20, 0,25N⁶⁶⁻⁶⁸.

En los últimos años, los autores han propuesto realizar rehabilitaciones de arco completo con carga inmediata, ya sea en el maxilar superior⁹³⁻¹⁰⁵ o mandíbula¹⁰⁵⁻¹¹⁶. Los protocolos de carga inmediata permiten acortar los tiempos, por lo que los pacientes se benefician de una prótesis fija, como máximo a las 48 horas de la cirugía⁸⁹. Este tipo de tratamientos también aumenta la satisfacción de los pacientes.

Los autores que defienden la carga inmediata afirman que además de reducirse los tiempos, se proporciona soporte a los tejidos peri-implantarios, dando beneficios en el resultado estético final^{34,35}. Además de la estimulación en el proceso de neoformación ósea alrededor de los implantes¹¹⁷⁻¹²⁶.

Los estudios existentes han demostrado que la carga inmediata puede ser considerada como una técnica predecible, con elevadas tasas de supervivencia. En el diseño del presente estudio, se tuvieron en cuenta investigaciones ya publicadas^{54,64,87,90,95,97,99,101,113,114,134}, estableciendo criterios de inclusión y exclusión similares a dichas revisiones.

La muestra fue seleccionada de manera aleatoria, esta asignación de los tratamientos nos aseguró cierta homogeneidad de la muestra, así como una eliminación de sesgos. Fue realizada en aquellos pacientes que acudieron a una clínica dental privada, en la provincia de Valencia. Incluyéndose los pacientes que demandaron tratamiento implantológico en rehabilitaciones de arco completo. El estudio se realizó durante un periodo de dos años y medio, debido a que este tipo de tratamientos no todos los pacientes quieren realizárselo. Todos los pacientes acudieron a sus citas de revisión y seguimiento, por lo que, el estudio obtuvo un nivel de participación del 100%.

El objetivo principal de este estudio fue determinar y valorar la pérdida ósea periimplantaria en los primeros meses de los implantes realizados con carga inmediata de arco completo (3 meses mandíbula, 4 meses maxilar superior), así como a los 12 meses, después de la colocación de la prótesis definitiva.

Los objetivos específicos fueron establecer los factores que influyen en esa pérdida ósea al realizar tratamientos de carga inmediata con prótesis de arco completo. Valorar si la realización de exodoncias dentales y colocación de los implantes en el alveolo influyen en la pérdida ósea, si el material de la rehabilitación definitiva influye, así como los distintos factores como: hábitos pacientes, técnica quirúrgica etc.

Basándonos en el presente estudio, el protocolo de carga inmediata ha demostrado buenos resultados en el periodo de tiempo de 12 meses.

Las limitaciones de este análisis son las propias de un estudio, que cuenta con una muestra reducida, presentamos 35 pacientes con 213 implantes. Este tamaño reducido de pacientes e implantes dificulta el análisis con las distintas variables, tales como: la edad, sexo, hábitos de los pacientes (fumar, bruxómanos), número de implantes, longitud, diámetro, etc. El periodo de seguimiento es relativamente corto (16 meses), debido a que en la literatura observamos que el mayor número de fracasos sucede durante el periodo de osteointegración, aunque no son raros los fracasos a los 24-36 meses.

La carga inmediata es un tratamiento que puede realizarse en pacientes con pérdidas dentales unitarias, en pacientes parcialmente desdentados, pero, sobre todo, en el tratamiento implantológico de pacientes edéntulos totales (especialmente en la mandíbula) o en pacientes cuyos dientes no tienen un buen pronóstico. En estos casos, los protocolos consisten fundamentalmente, en la ferulización de varios implantes insertados (4-10 implantes) mediante la colocación inmediata de una prótesis fija atornillada o de una sobredentadura⁹³⁻¹¹⁶. En nuestro trabajo fueron insertados de 4 a 6 implantes dentales inmediatos o no inmediatos, a los cuales, se les realizaron protocolos de carga inmediata, en maxilar superior o en mandíbula con prótesis de arco completo.

Existen numerosos estudios de carga inmediata realizados en el maxilar inferior obteniendo tasas de éxito elevadas alrededor del 97% en los distintos tipos de prótesis (sobredentaduras, prótesis fija, prótesis híbrida)⁹³⁻¹⁰⁵. Sin embargo, en el maxilar

superior los estudios son más escasos, pero sí que se obtienen tasas de éxito similares cuando se trata de prótesis fija, alrededor del 95%. En todos los estudios revisados los implantes eran ferulizados¹⁰⁵⁻¹¹⁶, sin embargo, si que existe algún estudio de carga inmediata donde los implantes no son ferulizados¹⁵⁴. En el presente estudio todos los implantes fueron ferulizados con prótesis de arco completo.

7.2. Discusión de los resultados del estudio Bivariante.

En el presente estudio se realizó estadística bivariante con las diferentes variables influyentes en la pérdida ósea. Los valores fueron evaluados tanto con ausencia de pérdida ósea como con los valores de existencia de pérdida ósea.

En los resultados hemos observado en la tabla 13, incluyendo los valores 0, y la tabla 14, sin incluir los valores 0, las variables que influyen en la pérdida ósea. Como hemos podido ver para valores $< 0,05$ cuando incluimos los valores 0 (tabla13), son estadísticamente significativas todas las variables excepto; la posición de los implantes en la arcada superior o inferior, el tipo de antagonista que presente el paciente y si el paciente es bruxomano. Por el contrario, cuando no incluimos los valores 0, observamos en la tabla 14 que los valores que no son estadísticamente significativos son; la posición anterior o posterior de los implantes y como en la tabla 13 donde se incluían los valores 0, el tipo de antagonista que presente el paciente. Por lo que, podemos ver que no todos los valores influyen en todas las mediciones de pérdida ósea peri-implantaria.

7.2.1. Relación de la pérdida ósea y los datos generales del paciente

En el presente estudio hemos observado que existe una mayor pérdida ósea en los pacientes fumadores, tanto si consideramos la posibilidad de ausencia (incluyendo los ceros) como sin incluir los 0, coincidiendo con los autores de la revisión bibliográfica^{148,221-223}. En nuestro estudio fueron incluidos aquellos pacientes que fumaban una media de 10 cigarrillos día, y hemos observado en los estudios realizados por Twito y cols.²³¹ y Lindquist y cols.²³² que existe una mayor tendencia al fracaso de los implantes a medida que encontramos un mayor número de cigarrillos.

En el presente estudio el promedio de la pérdida ósea, dado que hay pérdida (>0), es casi el doble en la zona mesial de forma vertical si los pacientes son buxomanos. Por el contrario, si consideramos también la posibilidad de ausencia de pérdida, es decir, incluyendo los ceros, no existen diferencias significativas si los pacientes presentan parafunciones.

Un gran número de estudios excluyen a los pacientes bruxómanos^{14,104,131,190,233} y otros que los incluyen refieren tasas de fracaso mayores que en pacientes que no presentan parafunciones⁸⁹. Weber y cols.¹¹⁶ en su revisión concluyeron que en presencia de parafunción la carga convencional es el protocolo más adecuado.

Sin embargo, autores como Li y cols.²³⁴ y Collaert y cols.²³⁵ no excluyen a estos pacientes y logran buenos resultados, en sus estudios se establece que estas sobrecargas patológicas no son las causantes de la pérdida localizada "en embudo" de la zona crestal cervical, ya que en condiciones de esa sobrecarga patológica no se perdería la unión únicamente en la zona crestal sino a todo lo largo del implante de manera rápida, o bien se produciría la fractura de la fijación²³⁶. Se ha comprobado mediante simulación de elementos finitos que la calidad del hueso tiene mayor relevancia para la distribución del estrés, y por consiguiente de la producción de micro deformaciones, que la altura crestal. Cuando el hueso se simula muy poroso y sin presencia de cortical, al aplicar una carga axial de 150N, la distribución de deformaciones se distribuye de manera homogénea a lo largo del implante.

Para Ibáñez y cols.¹⁴⁶ los dos únicos implantes fracasados en su estudio fueron colocados en pacientes bruxómanos. Por lo cual, la parafunción es considerada una contraindicación relativa¹⁴⁸, que debemos tener en cuenta cuando realizamos tratamientos de carga inmediata con prótesis de arco completo.

7.2.2. Relación de la pérdida ósea y los datos del espacio edentulo

En relación a la posición de los implantes, que estén colocados en el maxilar superior o en el maxilar inferior, hemos observado en nuestro estudio que cuando incluimos los ceros, considerando la ausencia de pérdida ósea peri-implantaria, no es estadísticamente significativo, sin embargo, cuando eliminamos los ceros, dado que hay pérdida ósea (>0), si que es estadísticamente significativa la pérdida ósea peri-

implantaria en mesial de las mediciones tanto horizontal como en vertical. En los estudios revisados si que se establece que hay mayor pérdida ósea en el maxilar superior que en el maxilar inferior debido a la diferencia de calidad ósea de los maxilares^{45,46,54,90,95}, donde se utiliza la clasificación de la calidad ósea de Lekholm y Zarb¹³⁷.

7.2.3. Relación entre la pérdida ósea, la técnica quirúrgica y los datos del implante

Uno de los factores que influye en la pérdida ósea peri-implantaria es la realización de exodoncias dentales, donde colocamos implantes inmediatos post-extracción. En nuestro estudio es un factor estadísticamente significativo, cuando ha sido observado incluyendo los valores 0 y cuando estos valores no han sido incluidos (>0). Actuales estudios, muestran que realizar este tipo de tratamientos es seguro y predecible para la rehabilitación de pacientes con rehabilitaciones protésicas de arco completo⁴⁴⁻⁴⁶. Para autores como Vela y cols.⁴⁸ y Todescan y cols.⁵¹ es importante colocar los implantes por debajo del nivel de la cresta ósea para compensar la reabsorción ósea esperada, sobre todo a nivel del sector anterior. Por el contrario, autores como Lang y cols.⁵² no encontraron evidencia científica, para determinar la supervivencia de los implantes post-extracción, concluyendo que no depende de la posición del implante (anterior/posterior/maxilar/mandibular), ni del tipo de carga a la que es sometido.

Los implantes colocados con una inclinación de 30° en nuestro estudio son un valor de riesgo de pérdida ósea, ha sido estadísticamente significativa la pérdida ósea peri-implantaria, cuando hemos incluido los valores cero como cuando en las valoraciones no han sido incluidos. Esta técnica basada en los protocolos de “All on four” y de “All on six” postulada por Malo y cols.¹⁷ puede proporcionarnos tratamientos predecibles siempre que exista suficiente pirámide ósea. Sin embargo, la técnica precisa de un período de aprendizaje, ya que, puede ser sensible a la experiencia del cirujano.

En cuanto al valor diámetro, en el presente estudio hemos observado tanto considerando la ausencia de pérdida ósea peri-implantaria, incluyendo los valores cero, como no incluyendo los valores cero, dado que hay pérdida ósea peri-implantaria, que existe pérdida ósea peri-implantaria estadísticamente significativa, cuanto mayor es el diámetro de los implantes mayor es la pérdida ósea. No coincidiendo con los estudios

revisados en la literatura, donde cuanto mayor es el diámetro los autores coinciden en que existe una disminución del estrés sobre los implantes, siempre y cuando se tengan en cuenta los límites morfológicos^{48,191}.

7.2.4. Relación entre la pérdida ósea y el material de confección de las prótesis definitivas de arco completo

En relación a la pérdida ósea relacionada con el material, existen diferencias estadísticamente significativas en ausencia de pérdida ósea, es decir tanto si se produce la pérdida ósea como si no se produce la pérdida ósea, siendo esta pérdida superior sobre todo para la pérdida ósea peri-implantaria vertical (V).

En relación a la pérdida ósea, sin ausencia de pérdida (>0), es decir, dado que se produce pérdida ósea, el promedio de pérdida (sin contar los ceros) en metal es superior al promedio de pérdida en peek. Todo ello lo basamos en las características biomecánicas de los materiales. Debido a que el peek reforzado (BioHPP) con óxido de aluminio (Al_2O_3) y con óxido de circonio (ZrO_2) presenta características biomecánicas mejoradas, además de estar libre de metales y evitar así el intercambio de iones y mantener la elasticidad fisiológica. Como hemos visto en la literatura el BioHPP es resiliente, absorbe los impactos, no resulta abrasivo para los antagonistas, resiste la rotura y la torsión^{112,245,246}.

7.3. Discusión de los resultados de regresión logística

7.3.1. Discusión sobre las variables de los datos generales del paciente

La mayoría de las investigaciones clínicas no relacionan la edad con los fracasos, ni con la pérdida ósea peri-implantaria, en el tratamiento implantológico. En nuestra investigación, sin embargo, la edad es un factor de protección del riesgo de sufrir pérdida ósea, pero no influye en la cantidad de pérdida cuando la hay. Y no se establece un valor estadísticamente significativo con el rango de edad de los pacientes.

En nuestro estudio no existe relación estadísticamente significativa, en cuanto, al género, la muestra de distribución entre hombres (49%) y mujeres (51%) es bastante equitativa. Algunos estudios muestran que existe mayor tasa de fracasos y pérdida ósea peri-implantaria en los pacientes con osteoporosis, relacionando este factor sistémico mayormente con las mujeres²⁸¹. Por el contrario, relacionan un mayor índice de placa alrededor de los implantes en los hombres²⁸².

En el presente estudio y coincidiendo con algunos de los autores^{93,282}, la edad y el sexo no constituyen un problema para la colocación de implantes dentales con carga inmediata y prótesis de arco completo.

Uno de los factores más importantes relacionados con la pérdida ósea alrededor de los implantes es el consumo de tabaco. En el presente estudio hemos obtenido que fumar aumenta la pérdida ósea en 0,35 unidades en comparación con aquellos pacientes que no fuman. Para Rocci y cols.²²¹ el promedio de la osteointegración y la pérdida de los implantes de carga inmediata es mayor en los pacientes fumadores que en los pacientes no fumadores¹⁴⁸. En el estudio realizado por Bain y Moy²²² el tabaco era con diferencia el factor más significativo. Las tasas de fallo ascendían en los pacientes fumadores. En este sentido, en diferentes trabajos, encontraron mayor pérdida ósea entre el maxilar superior que en la mandíbula, debido a la calidad ósea, probablemente debido a que en el maxilar superior nos encontramos ante un hueso de menor calidad (Clase 2-3 sector anterior y Clase 4 en sectores posteriores) y por ello más susceptible a los efectos del tabaco^{224,226}. En relación a los pacientes fumadores nos encontramos ante una gran controversia, debido a que autores como Ibañez y cols.¹⁴⁶, Dedigi y cols.⁸⁷, Minsk y cols.²²⁸, introducen en sus estudios pacientes fumadores, no encontrando relación estadísticamente significativa entre la supervivencia de los implantes y el consumo de tabaco. Como hemos visto en la revisión bibliográfica, Haas²³⁰ describe efectos nocivos continuos alrededor de los implantes bien integrados en fumadores, con un índice de hemorragia, peri-implantitis profunda y pérdida ósea mesial y distal radiográficamente evidentes, significativamente mayores. Coincidiendo con nuestro estudio en el que los pacientes fumadores presentan una mayor tasa de pérdida ósea. Se ha demostrado en recientes estudios que sí que se produce una mayor profundidad de sondaje en los pacientes fumadores²²⁹, sin embargo, en el presente estudio como hemos mencionado anteriormente no fue realizado el sondaje periodontal de los implantes.

7.3.2. Discusión sobre las variables relacionadas con los datos del espacio edentulo

En relación a la posición de los implantes, el 61% se encuentra en el maxilar superior, dando un total de 129 implantes, mientras que el 39% de los mismos se encuentra en la mandíbula, siendo un total de 84 implantes. En nuestro estudio se observó que la pérdida ósea era menor en el maxilar superior, que, en la mandíbula, siendo de 0,08 menor la pérdida en el maxilar superior. Autores como, Jafin y cols.⁹⁰ han encontrado diferencias estadísticamente significativas, de manera que el índice de supervivencia de la región mandibular anterior es mayor que en la región posterior, haciendo referencia a la calidad ósea.

Sin embargo, sabemos por la literatura que existe mayor tasa de éxito en los implantes colocados en el maxilar inferior que los colocados en el maxilar superior. Debemos tener presente que los tratamientos de carga inmediata en el maxilar superior suponen un reto importante, ya que la densidad ósea del hueso es menor que la densidad ósea de la mandíbula. Lekholm y Zarb¹⁰⁶ propusieron una clasificación de la calidad ósea. El maxilar superior estaría comprendido entre la Clase 2, Clase 3 y Clase 4 en el sector posterior, el maxilar inferior tiene mayor calidad ósea estando comprendido entre la Clase 2 sector anterior y Clase 3 en el sector posterior. Por lo que parece ser que los resultados siempre tienen tasas mayores de éxito en la mandíbula.

Existe unanimidad en que, para conseguir una osteointegración adecuada, es necesaria la obtención de una estabilidad biomecánica primaria del implante, y la reducción al máximo tanto de los micro como de los macromovimientos, que serán perjudiciales para la interfase hueso-implante¹⁴⁴⁻¹⁴⁸.

Con este fin, los autores, eligen la zona sinfisaria mandibular para la colocación de implantes de carga inmediata, debido a la mayor calidad ósea que podemos encontrar en la zona, y su posterior ferulización para disminuir estos movimientos y favorecer su pronóstico. El porcentaje de éxito varía entre los distintos autores, encontrando valores que van desde el más bajo 82,7% a un 100%. Los estudios revisados donde fue realizada carga inmediata con prótesis de arco completo muestran tasas de supervivencia elevadas, por encima del 90 %^{58,60,61,98-101,106,107,110-114,133,134}.

7.3.3. Discusión sobre las variables relacionadas con los factores de la técnica quirúrgica

En el presente estudio la técnica quirúrgica no fue valorada debido a que siempre se utilizó la técnica más adecuada para obtener una buena estabilidad primaria de los implantes. Como hemos mencionado anteriormente la estabilidad primaria esta estrechamente relacionada con la calidad ósea. La estabilidad primaria es uno de los factores más importantes para poder realizar carga inmediata. También es de gran importancia mantener la inmovilidad del implante durante el periodo de cicatrización de los tejidos peri-implantarios¹¹² para evitar la formación de tejido fibroso en la interfase hueso-implante⁷⁸. Brunski¹⁴⁴ mostró que el micromovimiento debe ser inferior a 100 micras, un micromovimiento del implante superior es adverso para la osteointegración, causando una encapsulación fibrosa. Kawahara y cols.¹⁴⁵ consideran que la magnitud de los micromovimientos inferior a 30 micras no influye negativamente en la osteogénesis y crecimiento óseo alrededor del implante. Ibáñez y cols.¹⁴⁶ toleran en su estudio una magnitud de unas 100 micras. Duyck y cols.¹⁴⁷ refieren la mayor creación de volumen óseo en implantes de carga inmediata en ausencia de micromovimientos o con micromovimientos de 90 micras, así como una mayor densidad ósea, cuando las fijaciones sufren micromovimientos de 60-90 micras. Lekholm¹⁴⁸ recomienda no retirar la rehabilitación protésica durante el periodo cicatricial inicial, para evitar los micromovimientos. Debido a estos factores, las prótesis del estudio no fueron retiradas durante los 3 meses en la mandíbula y los 4 meses en el maxilar superior, después de la cirugía para evitar fuerzas mayores que pudieran comprometer los resultados.

En cuanto a la relación existente entre la pérdida ósea y las exodoncias realizadas a los pacientes, donde fueron colocados los implantes post-extracción, se observa como la exodoncia disminuye la pérdida ósea, dado que la hay y oscila en valores de 0,08-0,1 unidades, siendo este factor contrario a los valores que hemos encontrado en la literatura. La colocación de los implantes post-extracción ha sido muy estudiada, para poder reducir la pérdida ósea. Hemos tenido en cuenta factores como situar los implantes los más lingual/palatino posible y de manera subcrestal, como recomiendan Velasco y cols.⁴⁴, sobre todo a nivel anterior para compensar la pérdida ósea. Aunque Lang y cols.⁴⁸ consideran que no existe evidencia científica para determinar que la supervivencia de estos implantes no depende ni de la posición ni del tipo de carga a la

que son sometidos. En el estudio realizado por Mozzati y cols.⁶⁴ en 2012, sobre 200 implantes inmediatos con carga inmediata, obtuvieron una tasa de éxito del 100% y una pérdida ósea peri-implantaria de 1,33 mm a los 24 meses. Otros autores^{54,59,80,90,96} que realizan implantes inmediatos con carga inmediata y prótesis de arco completo, no tienen en cuenta la pérdida ósea peri-implantaria, solo evalúan las tasas de supervivencia de los implantes.

Para el análisis de los implantes colocados con una angulación de 30° se observa que este factor aumenta la pérdida ósea, dado que existe, respecto a aquellos implantes no angulados, siendo esta de 0,3 a 0,4 unidades. Holmgren y col.¹⁹¹ y Cooper y cols.¹⁹² en sus estudios no se produce una mayor pérdida de hueso marginal. Dichos autores evaluaron en prótesis de arco completo, la influencia de la inclinación del implante distal (0, 15, 30 y 45°) en relación a la longitud del *cantilever* (15, 11,6, 8,3 y 5mm). Ambos autores llegaron a la conclusión, que desde el punto de vista biomecánico a nivel del hueso peri-implantario e implantes es más favorable disminuir el tamaño del voladizo pese a inclinar el implante adyacente al *cantilever*. En consecuencia, pensamos que la mayor pérdida ósea obtenida a nivel de estos implantes puede ser debido al *cantilever* de las prótesis. Refiriendonos al comportamiento mecánico existen mayores valores de estrés en la zona más cervical de los implantes inclinados, principalmente en los movimientos de lateralidad²¹⁷.

Dentro de los factores quirúrgicos, se relacionó el torque de inserción de los implantes del estudio para valorar la estabilidad primaria antes de realizar la carga inmediata de los implantes. Se encontró una correlación entre el torque de inserción y la pérdida ósea. El torque medio de inserción de los implantes en el presente estudio es de 46,22 Ncm siendo 35 Ncm el mínimo y 80 Ncm el máximo. Se observó que el torque de inserción de los implantes disminuye minimamente la cantidad de pérdida ósea peri-implantaria, dado que la pérdida ósea existe y manteniéndose de forma constante el resto de factores, por cada 10 unidades que aumenta el torque, existe una reducción de la pérdida ósea peri-implantaria entre 0,0004 y 0,0005 unidades. Para autores como Gallucci y cols.²⁰⁴ el torque de inserción mínimo ha de ser de 30 Ncm. Sin embargo, Neugebauer y cols.¹⁴³ consideran que éste ha de ser de 35 Ncm, mientras que Hui¹⁵⁵, Horiuchi y cols.¹⁰⁵ y Calandriello y cols.²⁰⁵ aumentan el torque de inserción mínimo para el éxito en carga inmediata a 40 Ncm. Calandriello y cols.²⁰⁵, indican como requerimiento, para la carga inmediata, un mínimo torque de inserción de 32 Ncm para restauraciones de arcos completos. No son recomendables valores de torque de

inserción por debajo de los 30 Ncm, estaríamos comprometiendo la estabilidad primaria de los implantes y no se garantizaría la osteointegración. Valores muy elevados de torque pueden comprometer también la osteointegración al aumentar el calor generado durante la inserción de los implantes pudiendo producir una necrosis ósea⁹⁰.

7.3.4. Discusión sobre las variables relacionadas con las características de los implantes

En nuestro estudio no hemos encontrado relación estadísticamente significativa en cuanto al diseño, y superficie de los implantes. La longitud media de los implantes es de 13,08mm, siendo 8 mm la longitud mínima y 16mm la longitud máxima. El mayor número de implantes es de 14mm representando un 37% de la muestra, un 32% de los implantes de la muestra tiene una longitud de 12mm, el 16% es de 16mm, el 14% representa a los implantes con una longitud de 10mm y solo un 1% de los implantes de la muestra tienen una longitud de 8mm. Sin embargo, los autores establecen una longitud mínima de los implantes para carga inmediata, siendo esta de 10mm^{14,15,17,149,190}. Autores como, Jaffin y cols.⁹⁰ y Gallucci y cols.⁹⁷ reducen la longitud mínima de los implantes a 8mm; Balshi y cols.¹⁶ llegan a colocar implantes de 7mm para carga inmediata. El beneficio en el aumento de la longitud del implante no se encuentra en la interfase con el hueso de la cresta, ni esta mayor longitud disminuye la pérdida ósea peri-implantaria, sino más bien se encuentra relacionado con una mayor estabilidad primaria. Por cada 3mm de longitud, el área de superficie se incrementa un 20-30%. La longitud del implante es más relevante en los casos de carga inmediata, especialmente, en los tipos de hueso más blandos¹⁸⁹.

Por el contrario, en el presente estudio hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas en relación al diámetro de los implantes. El valor medio del diámetro de los implantes es de 3,9mm siendo su distribución la siguiente: el 34% de los implantes eran de 3,5mm, el 51% fueron de 4mm y el 15% fueron de 4,5mm de diámetro. Se observó cómo el diámetro 4.5mm aumenta la cantidad de pérdida, dado que la hay y manteniendo constante el resto de factores, respecto al diámetro 3,5mm unas 0,3 unidades, aproximadamente, el diámetro 4mm también aumenta unas 0,28 unidades la cantidad de pérdida respecto al diámetro de 3,5mm. En cuanto al diámetro no existe demasiada información publicada, sin embargo, parece ser que la anchura de los implantes es más importante que la longitud. En un estudio realizado por Holmogran

y cols.¹⁹¹, se observó que a medida que aumentaba el diámetro del implante, disminuye la magnitud del estrés sobre el implante, teniendo en cuenta los límites morfológicos, si el diámetro es excesivo la transmisión de fuerzas a la cortical, puede aumentar la pérdida ósea. Lekholm⁴⁸ afirma que cuanto más largos y mayor diámetro tengan los implantes, mejores resultados se obtendrán. Sin embargo, Degidi y cols.⁸⁷ consideran que los implantes de mayor diámetro suponen un mayor riesgo de fracaso. Lo que se relaciona más con nuestro estudio, ya que el aumento de diámetro también ha producido un aumento en la pérdida ósea peri-implantaria.

7.3.5. Discusión sobre las variables relacionadas con los datos de las prótesis definitivas.

Una de los factores que pueden variar la pérdida ósea peri-implantaria, es la confección de las prótesis definitivas. Todas las prótesis de nuestro estudio se realizaron sobre pilares transepiteliales. Las prótesis provisionales fueron realizadas de PMMA (polimetilmetacrilato), durante el período de osteointegración, que fue de 3 meses en la mandíbula y 4 meses en el maxilar superior. Una vez pasado el período de osteointegración fueron realizadas las prótesis definitivas, el 59% de los implantes fueron rehabilitados con prótesis de arco completo de peek y el otro 41% se rehabilitaron con prótesis de arco completo de metal. En el presente estudio se observó que el material peek disminuye la cantidad de pérdida ósea dado que la hay y manteniendo constante el resto de factores, respecto al material metal en 0,1 unidades, aproximadamente. La cantidad de pérdida ósea es siempre mayor en los implantes rehabilitados con prótesis de arco completo confeccionadas con metal.

No hemos encontrado estudios que relacionen la pérdida ósea peri-implantaria con el material de confección de la prótesis de arco completo. Si embargo, si que existen estudios en relación a la resistencia y módulo de elasticidad²⁵⁶. Los metales y las cerámicas han sido utilizados de forma habitual para las rehabilitaciones prótesis. El problema relacionado con estos materiales es que su módulo de elasticidad no coincide con el módulo de elasticidad de los huesos humanos. Pudiendo causar un efecto de blindaje estrés alrededor de los implantes, provocando la absorción de los tejidos óseos adyacentes. Cuando se coloca un dispositivo, si el módulo de Young de éste es superior al del tejido biológico en el cual está implantado, la carga no actúa de forma fisiológica, sino que se transmite por el dispositivo implantado. Si se implanta un dispositivo con un

módulo de Young similar al hueso cortical, la carga no busca un nuevo camino, sino que se trasmite a través del propio tejido óseo²⁵⁶. Debemos tener presente la relación entre estrés, módulo de elasticidad y deformación, es importante para la respuesta biológica de remodelado y reabsorción ósea, intentando no alcanzar niveles de sobrecarga patológica. Por otro lado, saber que el principio del “análisis de haz complejo” enuncia que cuando dos materiales con módulos de elasticidad diferente se ponen en contacto y uno de ellos es sometido a carga, el mayor contorno de estrés se localiza donde toman contacto en primer lugar²¹². Este puede ser uno de los factores por los que la pérdida ósea peri-implantaria es menor en aquellos implantes cuya rehabilitación prótesis de arco completo ha sido confeccionada con peek, debido a que el módulo de elasticidad del peek tiene mayor similitud con el módulo de elasticidad del hueso.

Cuando relacionamos el material utilizado junto con la presencia de exodoncias dentales (implantes post-extracción), se observó cómo la combinación material peek y exodoncia disminuye la cantidad de pérdida ósea, dado que la hay y manteniendo constante el resto de factores, entre 0,07 y 0,13 unidades para los valores horizontal-mesial (HM) y vertical-mesial (VM) respecto al resto de combinaciones de material y exodoncia. Por lo que parece que el material con el que realizamos las prótesis definitivas de arco completo influye en la disminución de la pérdida ósea peri-implantaría si este es peek. Debido a que las fuerzas no axiales son amortiguadas por el material, ya que, tiene un módulo de Young, como hemos comentado anteriormente, más similar al hueso que los metales. Cuando utilizamos el material peek junto con implantes post-extracción (exodoncias dentales) existe un aumento de la reducción de la pérdida ósea, esta fue de 0,103 unidades de reducción del material utilizado sin exodoncias dentales (implantes colocados en hueso maduro), a las 0,135 unidades de reducción que se produjo cuando se realizaban exodoncias (implantes post-extracción).

7.4. Discusión de la valoración de la pérdida ósea peri-implantaría.

En el presente estudio realizado, se han conseguido tasas de éxito del 100%, tanto en el maxilar superior como en la mandíbula, teniendo en cuenta que valoramos el período de tiempo de la carga con la prótesis de arco completo provisional, hasta el momento de la colocación de la prótesis definitiva de arco completo y durante 12 meses desde la colocación de la prótesis definitiva, dando lugar a 16 meses de seguimiento

tras la cirugía. Estas tasas de éxito coinciden con los autores de la revisión bibliográfica^{99,110,112,247}.

Radiográficamente, los implantes fueron calificados satisfactoriamente. Ninguno de los implantes presentó signos que pudieran haber sido catalogados como negativos. Es conocido el consenso unánime de que la pérdida ósea es un signo patológico, que puede conducir a la pérdida del implante. Sin embargo, de acuerdo al criterio de Albrektsson y cols.⁵ es aceptado un máximo de 1,5mm de pérdida ósea durante el primer año y luego se considera como aceptable una pérdida ósea anual menor a 0,2mm.

Nuestros valores no excedieron ninguno de los criterios anteriormente mencionados. En el presente estudio los implantes tuvieron una pérdida ósea alrededor de los implantes con una media de 0,29mm, siendo mayor la pérdida ósea horizontal en mesial que en distal (diferencia 0,018mm). La pérdida ósea vertical es mayor en distal que en mesial, siendo la diferencia de 0,012mm. Aun así, estos resultados son inferiores a lo considerado normal en la bibliografía⁵, con pérdida ósea durante el primer año de 1,5mm. Respecto a la escala de calidad de los implantes formulados por Misch y Meffert⁸, los implantes se encuentran en el grupo I, presentando condiciones de salud óptima.

Todos los estudios revisados sobre carga inmediata con prótesis fijas de arco completo en el maxilar muestran tasas de supervivencia elevadas, oscilando entre 87,5% y 100%^{58,60,61,98-101,106,107,110-114,133,134}. Hemos encontrado un total de quince estudios donde fue evaluada la pérdida ósea en relación a la carga inmediata o no inmediata de los implantes dentales^{45,60,61,96,98,100,101,107,110-112,133,134,248}. Sin embargo, solo hemos encontrado cinco estudios donde se valora la pérdida ósea peri-implantaria, donde también fueron realizados implantes post-extracción junto con carga inmediata^{45,64,111,133,134}. Siendo estos estudios más similares al presente estudio realizado por nosotros.

Como hemos mencionado anteriormente, en el presente estudio la tasa de supervivencia es del 100% de los implantes, coincidiendo con las tasas de éxito de Mozzati y cols.⁶⁴ los cuales realizaron un estudio retrospectivo, donde evaluaron 200 implantes a los que se les había realizado carga inmediata con prótesis de arco completo, y donde también valoraron los implantes inmediatos post-extracción. Krennmair y cols.⁴⁵, Tealdo y cols.¹³³, y Peñarrocha y cols.¹³⁴, realizaron estudios prospectivos con características similares a Mozzati y cols.⁶⁴, en sus estudios obtuvieron

tasas de supervivencia que oscilan entre el 95% al 98,3%. Por lo que, nuestro estudio se encuentra dentro de los valores de las tasas de éxito que la literatura nos describe.

En nuestro estudio fue valorada la pérdida ósea que se produjo desde el momento de la cirugía donde los implantes tanto inmediatos post-extracción donde se realizó carga inmediata con prótesis de arco completo, como los implantes colocados en hueso maduro con carga inmediata con prótesis de arco completo. Recordemos que todas las prótesis provisionales tuvieron las mismas características, fueron colocados pilares transepiteliales y se confeccionaron con PMMA (polimetilmetacrilato). Durante este período de tiempo que se estableció en 3 meses para la mandíbula y de 4 meses para el maxilar superior, no existieron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la pérdida ósea peri-implantaria. Aunque si que existió una pérdida ósea en sentido vertical de 0,07mm, tanto en mesial como en distal y una pérdida ósea en sentido horizontal de 0,02mm, en sentido distal y mesial. Estas pérdidas óseas entran dentro de los parámetros establecidos en la literatura y son debidas a los procesos de remodelación ósea que se producen durante el período de osteointegración de los implantes dentales¹¹⁹⁻¹²⁶.

Sin embargo, por el contrario, en nuestro estudio si que se ha producido en relación a la pérdida ósea peri-implantaria, diferencias estadísticamente significativas al colocar las prótesis definitivas. Recordemos también que teníamos un grupo donde las prótesis definitivas de arco completo fueron confeccionadas con metal/composite (grupo control) y otro grupo donde las prótesis definitivas de arco completo fueron confeccionadas con peek/composite (grupo experimental). En general, se observó que existía una pérdida ósea generalizada a partir de la colocación de la prótesis de arco completo, cuando esta pérdida ósea peri-implantaria fue valorada a los 12 meses. Cuando relacionamos la pérdida ósea peri-implantaria con el grupo control (metal/composite) y el grupo experimental (peek/composite) vemos que existe mayor pérdida ósea peri-implantaria, tanto en horizontal como en vertical en el grupo control (metal/composite). Esta pérdida ósea es mayor en sentido vertical, tanto en mesial como en distal, que en horizontal. Aunque estos valores de pérdida ósea se corresponden con los estudios de carga inmediata revisados en la literatura incluyendo los estudios más similares al nuestro, donde también se colocan implantes post-extracción junto con carga inmediata y prótesis de arco completo^{45,60,61,96,98,100,101,107,110-112,133,134,248}.

Teniendo en cuenta, que los diversos factores que pueden influir en la pérdida ósea peri-implantaria ya valorados en los apartados anteriores, hemos observado que la pérdida ósea peri-implantaria siempre ha sido menor en el grupo peek/composite (grupo experimental) que en el grupo metal/composite (grupo control). Por lo que podemos establecer que el material peek actúa como un factor protector frente a la pérdida ósea peri-implantaria. Los autores recomiendan un adecuado ajuste pasivo de las prótesis, debido a que una prótesis mal ajustada puede provocar micromovimientos sobre los implantes, que pueden conducir a la pérdida de alguno de ellos. También existe controversia en cuanto a las extensiones o *cantilevers*, debido a que pueden duplicar la carga en los implantes distales, coincidiendo en la importancia de la ferulización de implantes^{15,150-153,205}. En las prótesis definitivas debemos tener en cuenta la relación entre estrés, módulo de elasticidad y deformación, variables de los materiales que influyen en la respuesta de remodelado y resorción ósea²¹². El peek es un material que nos ofrece estas cualidades optimizadas, lo cual, puede ser la causa de una mejora en nuestros resultados. Como hemos comentado anteriormente, el peek presenta un módulo de elasticidad de 8,3 GPa, siendo más similar al hueso cortical, cuyo módulo de elasticidad es de 17,7 GPa, que el módulo de elasticidad que presentan las aleaciones de Ti (116 GPa) y aleaciones de Cr-Co (210 GPa)²⁷⁵. Por ello, las fuerzas de oclusión son transferidas de forma más armónica a los tejidos naturales, ya que los materiales extremadamente rígidos crean resistencia a la torsión natural del hueso. Los implantes no tienen capacidad para compensar estas fuerzas como lo hacen los dientes naturales, pudiendo compensarla con el material, que en nuestro caso es el peek reforzado²⁷⁷. Este material, además de absorber las cargas presenta propiedades de desgaste adecuadas que nos protegen los antagonistas, no presenta degeneración por envejecimiento, ni permite la conducción electrolítica, es resistente a la placa y no soluble en agua²⁷⁶. No produce artefactos de imagen, lo que nos permite un reconocimiento de los tejidos y una visión del crecimiento del tejido óseo, cuando se usan técnicas convencionales, como las tomografías computerizadas (TC) y los rayos X^{245,268}.

8. CONCLUSIONES

8. CONCLUSIONES

Se rechazan las 4 hipótesis nulas formuladas:

Los resultados del presente estudio nos permiten rechazar la hipótesis nula H_{01} . Si existe pérdida ósea alrededor de los implantes, cargados con prótesis provisional inmediata (a los 4 meses en maxilar a los 3 meses en mandíbula). Si existe pérdida ósea alrededor de los implantes, cargados de forma inmediata, a partir de la colocación de la prótesis definitiva, a los 12 meses.

Los resultados del presente estudio nos permiten rechazar la hipótesis nula H_{02} . Si existe pérdida ósea, en implantes dentales. Así como si existe pérdida ósea, en implantes dentales colocados en hueso maduro, con carga inmediata. Tras 12 meses de seguimiento.

Los resultados del presente estudio nos permiten rechazar la hipótesis nula H_{03} . La confección de una estructura metálica de arco completo, sobre implantes, con carga inmediata si que produce estrés alrededor de los implantes y por ello pérdida ósea peri-implantaría. La confección de una estructura peek de arco completo, sobre implantes inmediatos, con carga inmediata producirá estrés alrededor de los implantes y por ello menor pérdida ósea peri-implantaría.

Los resultados del presente estudio nos permiten rechazar la hipótesis nula H_{04} . Los distintos factores tales como, edad, sexo, tabaco antagonista, torque de inserción, características de los implantes, exodoncia e implantes inmediatos, etc. si que influyen en la pérdida ósea periimplantaria.

En relación a las conclusiones respecto a los objetivos planteados:

1- En cuanto, al análisis de pérdida ósea revisado radiográficamente que se produce en el hueso marginal peri-implantario de los implantes cargados con prótesis provisional, observamos que a los 4 meses en el maxilar superior y a los 3 meses en la mandíbula, existe una pérdida ósea de 0,07mm en la pérdida ósea

vertical, mesial y distal, y de 0,02mm en la pérdida ósea horizontal, mesial y distal. Siendo esta pérdida de 0,19mm vertical/distal y de 0,18mm vertical/mesial y de 0,09mm en horizontal/mesial y de 0,08mm en horizontal/distal a los 12 meses de seguimiento. Aun así, estos resultados son inferiores a lo considerado normal en la bibliografía, con pérdida ósea durante el primer año de 1,5mm.

2- Todos los implantes se osteointegraron de forma adecuada, no hubo pérdida de ninguno de los implantes tanto los colocados post-extracción, ni de los colocados en hueso maduro, tras un seguimiento de 12 meses. Sí que existe pérdida ósea en todos los implantes dentales.

3- En la comparación realizada entre los materiales, existe mayor pérdida ósea en aquellos pacientes que recibieron prótesis de arco completo de metal/composite que en los pacientes que recibieron prótesis de arco completo en peek/composite.

4- En cuanto, a la valoración de los distintos factores que influyen en la pérdida ósea peri-implantaria, podemos concluir que la edad es un factor de protección en el riesgo de sufrir pérdida ósea, pero no influye en la cantidad de pérdida ósea cuando la hay. Tanto la exodoncia, como el torque de inserción y el peek son factores de protección, tanto del riesgo de sufrirla como de la cantidad de pérdida. Si además al material peek se une la exodoncia, esta combinación aún es más factor de protección de la cantidad de pérdida ósea. Los implantes angulados frente a los no angulados, así como, los implantes con diámetros de 4mm-4,5mm frente a los implantes con diámetro de 3,5mm, presentan más riesgo de sufrir pérdida ósea, como de la cantidad de pérdida.

9. BIBLIOGRAFÍA

9. BIBLIOGRAFÍA

- 1- Bechelli A. Diagnóstico y Planeamiento en Prótesis Oseointegrada. Rev AOA. 1991;79; 86-9.
- 2- Río J, Fraile A, Ghise S, García M, Selnic C. Planificación en implanto-prótesis. Rev Int Prot Estomatol. 2003;5:293-303.
- 3- Bränemark PI, Hansson BO, Adell R, et al. Intra-osseous anchorage of dental protheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3:81-100.
- 4- Kawahara H, Kawahara D, Hayakawa M, Tamai Y, Kuremoto T, Matsuda S. Osseointegration under Immediate Loading: Biomechanical Stress–Strain and Bone Formation–Resorption. Implant Dent. 2003; 12:61-68.
- 5- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Ericsson RA. The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria for success. Int J Oral Maxillofac Implants. 1986;1:11-25.
- 6- Andres-Garcia R, Garcia-Vives N, Herrero-Climent F, Fernández-Palacín A, Rios-Santos V, Herrero-Climent M, Bullón P. Evaluación in vitro de la influencia de la cortical ósea en la estabilidad primaria de dos sistemas de implantes. Med Oral Patl Oral Cir Bucal. 2009;14:123-7.
- 7- Tözüm TF, Güncü GN, Yamalik N, Turkyılmaz I, Güncü MB. The impact of prosthetic design on the stability, marginal bone loss, peri-implant sulcus fluid volume, and nitric oxide metabolism of conventionally loaded endosseous dental implants: a 12-month clinical study. J Periodontol. 2008.;79:55-63.
- 8- Misch CE, Meffert R, Escala de calidad de salud del implante: evaluación clínica de la continuidad salud enfermedad. En: Misch CE, eds. Prótesis dental sobre implantes. Madrid: Elsevier España; 2006. p.596-603.
- 9- Chou CT, Morris HF, Ochi S, Walker L, DesRosiers D. AICRG, Part II; Crestal bone loss associated With the Ankylos implant; loading to 36 months. J Oral Implantol. 2004;30:134-43.
- 10- Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. Implant Dent. 2007;16:165-75.

- 11- Morris Hf, Ochi S, Crum P, Orenstein IH, Winkler S. AICRG, Part I: A 6-Year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *J Oral Implantol.* 2004;30: 125-33.
- 12- Ledermann PD. Stegprothetische Versorgung des zahnlosen Unterkiefers mit Hilfe von plasmabeschichteten Titan schraubenimplantaten. *Dtsch Zahnarztl Z.* 1979;34:907-11.
- 13- Schroeder A, Maeglin B, Sutter F. ITI (Internationales Team für orale Implantologie) type-F hollow cylinder implant for denture retention in the edentulous jaw. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 1983;93:720-33
- 14- Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant- retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Implant Res.* 1997; 8:48-57.
- 15- Tarnow DP, Entiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: Ten consecutive case reports with 1 to 5 years data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12:319- 24.
- 16- Balshi TJ, Wolfinger GJ. Immediate loading of Brånemark implants in edentulous mandibles: A preliminary report. *Implant Dent.* 1997; 6:83-8.
- 17- Malo P, Rangert B, Nobre M. «All-on-Four» immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5:2-9.
- 18- Degidi M, Piattelli A, Carinci F. Parallel screw cylinder implants: comparative analysis between immediate loading and two-stage healing of 1,005 dental implants with a 2-year follow up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006; 8:151-60.
- 19- Fickl S, Zuhr O, Stein JM, Hürzeler MB. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:577-581.
- 20- Lee WT, Koak JY, Kim SK, Know HB, Kim MJ. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res.* 2012;100:1044-1052.

- 21- Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry review reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol*. 2002;29:197-212.
- 22- Rosentritt M, Preis V, Behr M, Sereno N, Kolbeck C. Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clin Oral Investig*. 2015;19:739-44.
- 23- Becker M, Lorenz S, Strand D, Vahl CF, Gabriel M. Covalent grafting of the RGD-peptide onto polyetheretherketone surfaces via Schiff base formation. *Scientific World Journal*. 2013;21:616535.
- 24- Costa M. Molecular mechanisms of nickel carcinogenesis. *Biol Chem*. 2002;383:961-76.
- 25- Tomakidi P, Koke U, Kem R, Erdinger L, Kruger H, Kohl A, et al. Assessment of acute cytotoxicity and genotoxicity of corrosion eluates obtained from orthodontic material using monolayer cultures of immortalized human gingival Keratinocytes. *J Orofac Orthop*. 2000;61:2-19.
- 26- Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening JV, von Foerster G. Polyetheretherketone-cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*. 2002;23:1749-59.
- 27- Hoffman A. Synthetic polymeric biomaterials. In: Gebelein GC, eds. *Polymeric Materials and Organs*. Washington DC: American Chemical Society; 1984.p.13-29.
- 28- Schulte W. The intraosseous Al₂O₃ (Frialit) Tübingen implant. Developmental status after eight years (II). *Quintessence Int*. 1984; 154:19- 35.
- 29- Peñarrocha M, Sanchís JM. Implante inmediato a la extracción. En: Peñarrocha M, ed. *Implantología Oral*. Barcelona: Ars Médica 2001. 85-93.
- 30- Luengo F, de Santiago J. El implante inmediato a la extracción. En: Herrero M, Herrero F, eds. *Atlas de procedimientos clínicos en implantología oral*. Madrid: Trp Editores. 1995. p.125-40.

- 31- Schwartz-Arad D, Chaushu, G. The ways and wherefores of immediate placement of implants into fresh extraction sites: a literature review. *J Int Periodontol.* 1997;68: 915-923
- 32- García JL, Chiesino R. El implante inmediato a extracción. *Act Impltol.* 1992;4:15-9.
- 33- Esquiaga H. Implantes inmediatos y prótesis fijo-removible. *Arch Odontoestomatol.* 1998;14:311-8
- 34- Missika P. Immediate placement of an implant after extraction. *Int J Dent Symp.* 1994;2:42-5.
- 35- Werbitt MJ, Goldberg PV. The immediate implant: bone preservation and bone regeneration. *Int J Periodont Rest Dent.* 1992;12:206-17.
- 36- De Rouck T, Collys K, Cosyn J. Immediate single-tooth implants in the anterior maxilla: a 1-year case cohort study on hard and soft tissue response. *J Clin Periodontol.* 2008;35:649-657.
- 37- Polo LK, Villafañe K, Macia JL, Díaz A. Colocación inmediata de implantes inmediatos post extracción dental. *Duazary.* 2008;5:42-47.
- 38- Velasco E, Pato J, Lorrio JM, Cruz JM, Poyato M. El tratamiento con implantes dentales postextracción. *Av Periodon Implantol.* 2007;9:35-42.
- 39- Araújo MG, Sukekava F, Wennström JL, Lindhe J. Tissue modeling following implant placement in fresh extraction sockets. *Clin Oral Impl Res.* 2006;17:615-624.
- 40- Toshimori H, Kawahara D, Toshimori Y, Koike H, Sugimoto T, Kawahara H. (2006). Histometric Investigation on Bone Contact and Bone Occupancy around Sapphire Implant. *J Mater Sci Mater Med.* 2006;49:222-226.
- 41- Arlin M. Immediate placement of dental implants into extraction sockets: surgically-related difficulties. *Oral Health.* 1993;83:23-4.
- 42- Lang NP, Bragger U, Hammerle CH, Sutter F. Immediate transmucosal implants using the principle of guided tissue regeneration. Rationale clinical procedures and 30 month results. *Clin Oral Impl Res.* 1994; 5: 154-63.

- 43- Orenstein IH, MacDonald DE, Tao AC, Morris HF. Electronic percussive testing of the stability of an immediate provisionalized implant placed into a fresh extraction socket: A pilot evaluation. *J Oral Implant.* 2007; 33:69-74.
- 44- Altintas NY, Taskesen F, Bagis B, Baltacioglu E, Cezairli B, Senel FC. Immediate implant placement in fresh sockets versus implant placement in healed bone for full-arch fixed prostheses with conventional loading. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2016;45:226-31.
- 45- Krennmair S, Seemann R, Weinländer M, Krennmair G, Piehslinger E. Immediately loaded distally cantilevered fixed mandibular prostheses supported by four implants placed in both in fresh extraction and healed sites: 2-year results from a prospective study. *Eur J Oral Implantol.* 2014;7:173-84.
- 46- Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Dental implants inserted in fresh extraction sockets versus healed sites: a systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2015;43:16-41.
- 47- Khouly I, Keenan AV. Review suggests higher failure rates for dental implants placed in fresh extraction sites. *Evid Based Dent.* 2015;16:54-5.
- 48- Vela-Nebot X, Rodríguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segalà-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. *Implant Dent* 2006;15:313-20.
- 49- Degidi, M, Perrotti V, Shibli JA, Novaes AB, Piattelli A, Iezzi G. Equicrestal and subcrestal dental implants: a histologic and histomorphometric evaluation of nine retrieved human implants. *J Periodontol.* 2011;82:708-715..
- 50- Novaes Jr AB, Barros RRM, Muglia VA, Borges GJ. Influence of interimplant distances and placement depth on papilla formation and crestal resorption: a clinical and radiographic study in dogs. *J Oral Implantol.* 2009;35:18-27.
- 51- Todescan FF, Pustiglioni FE, Imbronito AV, Albrektsson T, Gioso M. Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17:467-473.

- 52- Lang NP, Pun L, Lau KY, Li KY, Wong MC. A systematic review on survival and success rates of implants placed immediately into fresh extraction sockets after at least 1 year. *Clin Oral Impl Res.* 2012;23:39–66.
- 53- Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E, Lang N.P, Lindhe J. Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Impl Res.* 2004;15: 381-392.
- 54- Pieri F, Aldini NN, Fini M, Corinaldesi G. Immediate occlusal loading of immediately placed implants supporting fixed restorations in completely edentulous arches: a 1-year prospective pilot study. *J Periodontol.* 2009;80:411-21.
- 55- Wolfinger GJ, Balshi TJ, Rangert B. Immediate functional loading of Brånemark system implants in edentulous mandibles: clinical report of the results of developmental and simplified protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:250-7.
- 56- Grandi, T., Garuti, G., Samarani, R., Guazzi, P., & Forabosco, A. Immediate loading of single post-extractive implants in the anterior maxilla: 12-month results from a multicenter clinical study. *J Oral Implantol.* 2012;38:477-484.
- 57- Berberi AN, Tehini GE, Noujeim ZF, Khairallah AA, Abousehlib MN, Salameh ZA, Influence of surgical and prosthetic techniques on marginal bone loss around titanium implants. Part I: immediate loading in fresh extraction sockets. *J Prosthodont.* 2014;23:521-7.
- 58- Collaert B, Wijnen L, De Bruyn H. A 2-year prospective study on immediate loading with fluoride-modified implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22:1111-6.
- 59- Strietzel FP, Karmon B, Lorean A, Fischer PP. Implant-prosthetic rehabilitation of the edentulous maxilla and mandible with immediately loaded implants: preliminary data from a retrospective study, considering time of implantation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26:139-47.
- 60- Barrio D, Cosyn J, Paula N, Bruyn H, Marcantonio, E. A prospective study on implants installed with flapless-guided surgery using the all-on-four concept in the mandible. *Clin Oral implants Res.* 2013; 24: 428-433.

- 61- Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro, M. Bone Level Changes Around Axial and Tilted Implants in Full-Arch Fixed Immediate Restorations. Interim Results of a Prospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:646-654.
- 62- Ibañez JC, Tahhan MJ, Zamar JA, Menendez AB, Juaneda AM, Zamar NJ. Immediate occlusal loading of double acid-etched surface titanium implants in 41 consecutive full-arch cases in the mandible and maxilla: 6- to 74-month results. *J Periodontol.* 2005; 76:1972-81.
- 63- Degidi M, Piattelli A. Immediate functional and non-functional loading of dental implants: a 2- to 60-month follow-up study of 646 titanium implants. *J Periodontol.* 2003;74:225-41.
- 64- Mozzati, M., Arata, V., Gallesio, G., Mussano, F., & Carossa, S. (2013). Immediate Postextractive Dental Implant Placement with Immediate Loading on Four Implants for Mandibular-Full-Arch Rehabilitation: A Retrospective Analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15: 332-340.
- 65- Salvi EG, Lang NP. Diagnostic parameters for monitoring peri- implant conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19: 116-127.
- 66- Weber HP, Crohin CC, Fiorellini JP . A 5-year prospective clinical and radiographic study of non- submerged dental implants. *Clin Oral Impl Res.* 2000;11:144-153.
- 67- Lang NP, Berglundh T, Heitz- Mayfield LJ, Pjetursson BE, Salvi GE, Sanz M. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19:150-154.
- 68- McGlumphy EA, Peterson LJ, Larsen PE, Jeffcoat MK. Prospective study of 429 Hydroxyapatite-coated cylindrical omniloc implants placed in 121 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18: 82-92.
- 69- Schou S, Holmstrup P, Ståltze K, Hjrting-Hansen E, Fiehn NE, Skovgaard LT. Probing around implants and teeth with healthy or inflamed peri-implant mucosa/gingival. A histologic comparison in cynomolgus monkeys. *Clin Oral Impl Res.* 2002;13:113-126.
- 70- Ericsson I, Lindhe J. Probing deep at implants and teeth. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol.* 1993;20:623-627.

- 71- Etter TH, HÖekanson I, Lang NP, Trejo PM, Caffesse RG. Healing after standardized clinical probing of the periimplant soft tissue sea. A histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Impl Res.* 2002;13:571-580.
- 72- Zarb, GA y Albrektsson, T. Osseointegration- A réquiem for the periodontal ligament?. Editorial. *Int J Periodontol and Res Dent.* 1991;11:86-91.
- 73- Osborn JF, Newesely H. Dynamic aspects of the implant-bone interface. En: Heimke G, ed. *Dental Implants: materials and systems.* Munich: Verlag; 1980. p.11-23.
- 74- Davies J. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ.* 2003;67:932-949.
- 75- Peñarrocha Diago M, Oltra Moscardó MJ, Sanchis Bielsa JM. Conceptos generales de implantología. En: Peñarrocha Diago M, editor. *Implantología oral.* Barcelona: Ars, Médica; 2005. p.3-17.
- 76- Steflik DE, Park GR, Sisk AL, Lake FT, Hanes PJ, Berkery DJ. Osteoblast activity at the dental implant-bone interface: transmission electron microscopic and high voltage electron microscopic observations. *J Periodontol.* 1994; 65: 404-13.
- 77- Terheyden H, Lang NP, Bierbaum S, Stadlinger B. "Osseointegration-communication of cells". *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:1127-35.
- 78- Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:251-62.
- 79- Bosshardt, D.D., Salvi, G.E., Huynh-Ba, G., Ivanovski, S., Donos, N. Lang NP. The role of bone debris in early healing adjacent to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in man. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22:357-364.
- 80- Lang N.P, Salvi, G.E, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N. Bosshardt D. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22:349-356.
- 81- Parithimarkalaigan S, Padmanabhan TV. Osseointegration: an update. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013;13:2-6.

- 82- Feller L, Chandran R, Khammissa RA, Meyerov R, Jadwat Y, Bouckaert M, Schechter I, Lemmer J. Osseointegration: biological events in relation to characteristics of the implant surface. *SADJ*. 2014;69:112,114-7.
- 83- Handson HA, Albrektsson T, Brånemark E. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J Prosthet Dent*. 1983;50:108-113.
- 84- Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. *Quintessence*. 1991;33-56.
- 85- Turner CH, Pavalko FM. Mechanotransduction and functional response of the skeleton to physical stress: the mechanisms and mechanics of bone adaptation. *J Orthop Sci*. 1998;3:346-55.
- 86- Turner CH. Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli. *Bone*. 1998;23:399-407.
- 87- Degidi M, Piattelli A, Felice P, Carinci F. Immediate functional loading of edentulous maxilla: a 5-year retrospective study of 388 titanium implants. *J Periodontol*. 2005;76:1016-24.
- 88- Nappe Abaroa CE, Montoya Bacigalupo. Comparative Study of the Effect of the Macroscopic Design in the Primary Stability of the Osseointegrated Implant. *C Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral* 2008;1:17-22.
- 89- Glauser R, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CH, Scharer P. Immediate occlusal loading of Branemark implants applied in various jaw bone regions: a prospective, 1- year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3:204-13.
- 90- Jaffin RA, Kumar A, Berman CL. Immediate loading of dental implants in the completely edentulous maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:721-30.
- 91- Uribe R, Penarrocha M, Balaguer J, Fulgueiras N. Immediate loading in oral implants. Present situation. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2005;10:143-53.

- 92- Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP. Implant loading protocols for edentulous patients with fixed prostheses: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29:256-70.
- 93- Esposito M, Grusovin MG, Willings M, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Dent Relat Res*. 2006;8:61-9.
- 94- Collaert B, De Bruyn H. Immediate functional loading of Tioblast dental implants in full-arch edentulous maxillae: A 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:1254-60.
- 95- Grunder U. Immediate functional loading of immediate implants in edentulous arches: two-year results. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2001;21:545-51.
- 96- Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A prospective study of immediate functional loading, following the Teeth in a Day protocol: a case series of 55 consecutive edentulous maxillas. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7:24-31.
- 97- Gallucci GO, Bernard JP, Bertosa M, Belser UC. Immediate loading with fixed screwretained provisional restorations in edentulous jaws: the pickup technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:524-33.
- 98- Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:227-32.
- 99- Van Steenberghe D, Glauser R, Blombäck U, Andersson M, Schutyser F, Pettersson A, Wendelhag I. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7:111-20.
- 100- Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7:60-9.

- 101- Bergkvist G, Nilner K, Sahlholm S, Karlsson U, Lindh C. Immediate loading of implants in the edentulous maxilla: use of an interim fixed prosthesis followed by a permanent fixed prosthesis: a 32-month prospective radiological and clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11:1-10.
- 102- Jaffin RA, Kumar A, Berman CL. Immediate loading of implants in partially and fully edentulous jaws: a series of 27 cases reports. *J Periodontol.* 2000;71:833-8.
- 103- Ibanez JC, Jalbout ZN. Immediate loading of osseointegrated implants: 2- year results. *Implant Dent.* 2002;11:128-36.
- 104- Malo P, Rangert B, Dvarsater L. Immediate function of Branemark implants in the esthetic zone: a retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2:138-46.
- 105- Horiuchi K, Hiroya U, Yamamoto K, Sugimura M. Immediate loading of Branemark System implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:824-30.
- 106- Tortamano P, Orii TC, Yamanochi J, Nakamae AE, Guarnieri Tde C. Outcomes of fixed prostheses supported by immediately loaded endosseous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21:63-70.
- 107- Van de Velde T, Collaert B, De Bruyn H. Immediate loading in the completely edentulous mandible: technical procedure and clinical results up to 3 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:295-303.
- 108- Drago CJ, Lazzara RJ. Immediate occlusal loading of Osseointegrated implants in mandibular edentulous patients: a prospective observational report with 18-month data. *J Prosthodont.* 2006;15:187-94.
- 109- Testori T. Immediate occlusal loading of Osseointegrated implants in the lower edentulous jaw. A multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:278-84.
- 110- Capelli M. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22: 639-44.

111- Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:459-6.

112- De Bruyn H, Van de Velde T, Collaert B. Immediate functional loading of TiOblast dental implants in full-arch edentulous mandibles: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:717-23.

113- Acocella A, Ercoli C, Geminiani A, Feng C, Billi M, Acocella G. Clinical Evaluation of Immediate Loading of Electroeroded Screw-Retained Titanium Fixed Prostheses Supported by Tilted Implant: A Multicenter Retrospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:98-108.

114- Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc* 2011;14:310-20.

115- Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:515-27.

116- Weber HP, Morton D, Gallucci GO, Rocuzzo M, Cordaro L, Grutter L. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:180-3.

117- Romanos GE, Testori T, Degidi M, Piattelli A. Histologic and histomorphometric findings from retrieved, immediately occlusally loaded implants in humans. *J Periodontol.* 2005;76:1823-32.

118- Degidi M, Scarano A, Iezzi G, Piattelli A. Histologic analysis of an immediately loaded implant retrieved after 2 months. *J Oral Implantol.* 2005;31:247-54.

119- Nkenke E, Lehner B, Weinzierl K, Thams U, Neugebauer J, Steveling H, Radespiel-Troger M, Neukam FW. Bone contact, growth, and density around immediately loaded implants in the mandible of mini pigs. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:312-21.

120- Meyer U, Wiesmann HP, Fillies T, Joos U. Early tissue reaction at the interface of immediately loaded dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:489-99.

- 121-Joos U, Buchter A, Wiesmann HP, Meyer U. Strain driven fast osseointegration of implants. *Head Face Med.* 2005;1:1-6.
- 122- Degidi M, Scarano A, Piattelli M, Piattelli A. Histologic evaluation of an immediately loaded titanium implant retrieved from a human after 6 months in function. *J Oral Implantol.* 2004;30:289-96.
- 123- Degidi M, Scarano A, Piattelli M, Perrotti V, Piattelli A. Bone remodeling in immediately loaded and unloaded titanium dental implants: a histologic and histomorphometric study in humans. *J Oral Implantol.* 2005;31:18-24.
- 124-Drago CJ, Lazzara RJ. Immediate provisional restoration of Osseotite implants: a clinical report of 18-month results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:534-41.
- 125-Lindeboom JA, Frenken JW, Dubois L, Frank M, Abbink I, Kroon FH. Immediate loading versus immediate provisionalization of maxillary single- tooth replacements: a prospective randomized study with BioComp implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64:936-42.
- 126- Schrott A, Riggi-Heiniger M, Maruo K, Gallucci GO. Implant loading protocols for partially edentulous patients with extended edentulous sites--a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29:239-55.
- 127- Klee de Vasconcellos D1, Bottino MA, Saad PA, Faloppa F A new device in immediately loaded implant treatment in the edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:615-22.
- 128- Rismanchian M, Bajoghli F, Gholamreza T, Razavi M. Dental implants: early versus standard two-stage loading (animal study). *J Oral Implantol.* 2014;40:84-93.
- 129- Barewal RM, Stanford C, Weesner TC. A randomized controlled clinical trial comparing the effects of three loading protocols on dental implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:945-56.
- 130- Gatti C, Haefliger W, Chiapasco M. Implantretained mandibular overdentures with immediate loading: a prospective study of ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:383-8.

- 131- Vanden Bogaerde L, Pedretti G, Dellacasa P, Mozzati M, Rangert B, Wendelhag I. Early function of splinted implants in maxillas and posterior mandibles, using Brånemark System Tiunite implants: an 18-month prospective clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;6:121-9.
- 132- Attard NJ, Laporte A, Locker D, Zarb GA. A prospective study on immediate loading of implants with mandibular overdentures: patient- mediated and economic outcomes. *Int J Prosthodont.* 2006;19:67-73.
- 133- Tealdo T, Menini M, Bevilacqua M, Pera F, Pesce P, Signori A. Immediate versus delayed loading of dental implants in edentulous patients' maxillae: a 6-year prospective study. *Int J Prosthodont.* 2014;27:207-14.
- 134- Peñarrocha-Oltra D, Covani U, Peñarrocha M, Peñarrocha-Diago M. Immediate versus conventional loading with fixed full-arch prostheses in mandibles with failing dentition: a prospective controlled study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30:427-34.
- 135- Yamaguchi K, Ishiura Y, Tanaka S, Baba K. Influence of the rigidity of a provisional restoration supported on four immediately loaded implants in the edentulous maxilla on biomechanical bone-implant interactions under simulated bruxism conditions: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Prosthodont.* 2014;27:442-50.
- 136- Avila G, Galindo P, Rios H, Wang H. Immediate Implant Loading: Current Status From Available Literature. *Clin Science Techniques Implant Dent.* 2007;16:235-245.
- 137- Lekholm U, Zarb GA. Selección y preparación del paciente. En Branemark PL, Zarb GA, Albrektsson T. *Prótesis tejido- integradas. La oseointegración en la odontología clínica.* Barcelona: Quintessence Books, 1999. p.199-209.
- 138- Misch CE, eds. *Prótesis dental sobre implantes.* Madrid: Elsevier. España; 2015.p.241-244.
- 139- Misch CE, Kircos LT, Diagnostic imagin and techniques. In Misch CE, eds. *Contemporary implant dentistry.* St Louis: Mosby,1999. p73-87
- 140- Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:79-84.

- 141- Misch CE, Wang HL. Immediate occlusal loading for fixed prostheses in implant dentistry. *Dent Today*. 2003; 22:50-6.
- 142- Katsoulis J, Pazera P, Mericske-Stern R. Prosthetically driven, computer-guided implant planning for the edentulous maxilla: a model study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11:238-45.
- 143- Neugebauer J, Traini T, Thams U, Piattelli A, Zoller JE. Peri-implant bone organization under immediate loading state. Circularly polarized light analyses: a minipig study. *J Periodontol*. 2006;77:152-60.
- 144- Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants (interview). *Dent Implantol*. 1993;4:77-81.
- 145- Kawahara H, Kawahara D, Hayakawa M, Tamai Y, Kuremoto T, Matsuda S. Osseointegration under immediate loading: biomechanical stress-strain and bone formation/resorption. *Implant Dent*. 2003;12:61-8.
- 146- Ibanez JC, Tahhan MJ, Zamar JA, Menendez AB, Juaneda AM, Zamar NJ, Monqaut JL. Immediate occlusal loading of double acidetched surface titanium implants in 41 consecutive full-arch cases in the mandible and maxilla: 6- to 74-month results. *J Periodontol*. 2005;76:1972-81.
- 147- Duyck J, Vandamme K, Geris L, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Vandersloten J, Puers R, Naert I. The influence of micromotion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants. *Arch Oral Biol*. 2006;51:1-9.
- 148- Lekholm U. Carga inmediata y temprana en los implantes dentales en pacientes de riesgo. *J Periodontol*. 2003;33:194-203.
- 149- Longoni S, Sartori M, Apruzzese D, Davide R, Baldoni M. Immediate loading: A simple protocol to create a passively fitting provisional fixed implant-supported complete denture in 1 day. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2007;27:370-7.
- 150- Hahn JA. Clinical and radiographic evaluation of one-piece implants used for immediate function. *J Oral Implantol*. 2007;33:152-5.

151- Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007;27:161-9.

152- Lambrecht JT, Hodel I. Long-term results of immediately loaded interforaminal implants. *Quintessence Int.* 2007;38:111-9.

153- Degidi M, Piatelly A, Iezzi G. Retrospective study of 200 immediately loaded implants retaining 50 mandibular overdentures. *Quintessence Int.* 2007;38:281-8.

154- Akça K, Akkocaoglu M, Cömert A, Tekdemir I, Çehreli MC. Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:101-9.

155- Hui E, Chow J, Li D, Liu J, Wat P, Law H. Immediate provisional for single-tooth implant replacement with Branemark system: preliminary report. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3:79-86.

156- Cavallaro J, Greenstein B, Greenstein G. Metodologías clínicas para conseguir estabilidad primaria en implantes dentales. Efectos de la densidad ósea del reborde alveolar. *JADA.* 2010;5:22-6.

157- Peñarrocha Diago M, Sanchis Bielsa JM, Oltra Moscardo MJ. Procedimiento quirúrgico básico. En Peñarrocha Diago M, des. *Implantología oral.* Barcelona: ARS Medica: 2001.p.53-76.

158- Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:769-776.

159- Filho LC, Cirano FR, Hayashi F, Feng HS, Conte A, Dib LL, Casati MZ. Assessment of the correlation between insertion torque and resonance frequency analysis of implants placed in bone tissue of different densities *J Oral Implantol.* 2014;40:259-62.

160- Sennerby L, Pagliani L, Petersson A, Verrocchi D, Volpe S, Andersson P., Two different implant designs and impact of related drilling protocols on primary stability in different bone densities: an in vitro comparison study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30:564-8.

- 161- Bahat O. Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:646-653.
- 162- Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008;10:231-237.
- 163- Coelho PG, Marin C, Teixeira HS, Campos FE, Gomes JB, Guastaldi F, et al. Biomechanical evaluation of undersized drilling on implant biomechanical stability at early implantation times. *J Oral Maxillofac Surg*. 2013;71:69-75.
- 164- Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium*. 1994;15:152,154-6.
- 165- Misch CE, y cols: Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement, *J Oral Maxillofac Surg*. 1999.57:700-706.
- 166- Kreissel P1, Kölpin F, Graef F, Wichmann M, Karl M. Effect of rotating osteotomes on primary implant stability-an in vitro investigation. *J Oral Implantol*. 2013;39:52-7.
- 167- Petrov SD1, Drew HJ, Sun S. Sequencing osteotomes to overcome challenges presented by deficient bone quantity and quality in potential implant sites. *Quintessence Int*. 2011;42:9-18.
- 168- Anitua E, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *Int Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:138-145.
- 169- Sun L, Pereira D, Wang Q, Barata DB, Truckenmüller R, Li Z. Controlling Growth and Osteogenic Differentiation of Osteoblasts on Microgrooved Polystyrene Surfaces. *PLoS One*. 2016;29;11.
- 170- Yin, K., Wang, Z., Fan, X., Bian, Y., Guo, J., Lan, J. The experimental research on two-generation BLB dental implants-Part I: surface modification and osseointegration. *Clin Oral implants Res*. 2012;23:846-852.

- 171- Jindal S, Bansal R, Singh BP, Pandey R, Narayanan S, Wani MR, Singh V. Enhanced osteoblast proliferation and corrosion resistance of commercially pure titanium through surfacenanostructuring by ultrasonic shot peening and stress relieving. *J Oral Implantol.* 2014;40:347-55.
- 172- Xuereb M, Camilleri J, Attard NJ. Systematic review of current dental implant coating materials and novel coating techniques. *Int J Prosthodont.* 2015;28:51-9.
- 173- Glauser, R.; Portmann, M.; Ruhstaller, P.; Lundgren, A.K.; Hämmerle, C.; Gottlow, J. Stability measurements of immediately loaded machined and oxidized implants in the posterior maxilla. A comparative clinical study using resonance frequency analysis. *Appl. Osseointegration Res.* 2001;2;27-29.
- 174- Hiroshi O, Kazuya D, Yoshifumi O, Yusuke M, Takayasu, Vittoria P, et al. Influence of Implant Surface Topography on Primary Stability in a Standardized Osteoporosis Rabbit Model Study. *J. Funct. Biomater.* 2015;6;143-152.
- 175- Davies, J.E. Endosseous integration mechanisms. *Int J Prosthodont.* 1999;1:229-238.
- 176- Sul YT, Johansson C, Albrektsson T. Which surface properties enhance bone response to implants? Comparison of oxidized magnesium, TiUnite, and Osseotite implant surfaces. *Int J Prosthodont.* 2006;19:319-28.
- 177- Mazzaglia G, Rosales JI, Ramón PJ, Rodríguez MA, Ruiz C, Cabrerizo MA. X Congreso Nacional de Materiales Afinidad celular de superficies de titanio tratadas. Influencia de la rugosidad, morfología y mojabilidad. Donostia-San Sebastián. 2008;18-20.
- 178- Rocci A, Martignoni M, Gottlow J. Immediate loading of Branemark System TiUnite and machined-surface implants in the posterior mandible: a randomized open-ended clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:57- 63.
- 179- Romanos GE. Surgical and prosthetic concepts for predictable immediate loading of oral implants. *J Calif Dent Assoc.* 2004;32:991-1001.

- 180- Ganeles J, Wismeijer D. Early and immediately restored and loaded dental implants for single-tooth and partial-arch applications. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:92-102.
- 181- Martínez JM, Barona C, Cano J, Fernández F, Sánchez A. Evaluación de 80 implantes, sometidos a carga inmediata en desdentados inferiores tras un seguimiento de dos años. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal*. 2006;11:165-70.
- 182- Ogle OE. Implant Surface Material, Design, and Osseointegration. *Dent Clin North Am*. 2015; 59:505-520.
- 183- Rodríguez-Rius D, García-Saban F.J. Caracterización físico-química de la superficie de 9 implantes dentales con 3 distintos tratamientos de superficie. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2005;10:58-65.
- 184- Aoki, H., Ozeki, K., Ohtani, Y., Fukui, Y. Asaoka, T. Effect of a thin HA coating on the stress/ strain distribution in bone around dental implants using three-dimensional finite element analysis. *Biomed Mater Eng*. 2006;16:57-169.
- 185- Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1-review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont*. 2004;17:536-43.
- 186- Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont*. 2004;17:544-64.
- 187- Traini T, Mangano C, Simmons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater*. 2008;24:1525-33.
- 188- Naves M, Menezes HH, Magalhães D, Ferreira JA, Ribeiro SF, de Mello JD, et al. Effect of Macrogeometry on the Surface Topography of Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30:789-99.
- 189- Strong JT, Misch CE, Bidez MW, et al: Functional surface area: thread form parameter optimization for implant body desing, *Compendium*. 1998;19:4-11.

- 190- Malo P, Friberg B, Polizzi G, Gualini F, Vighagen T, Rangert B. Immediate and early function of Branemark System implants placed in the esthetic zone: a 1-year prospective clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:37-46.
- 191- Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M. Mante, F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998;24:80-88.
- 192- Cooper LF, Rahman A, Moriarty J, Chaffee N, Sacco D. Immediate mandibular rehabilitation with endosseous implants: simultaneous extraction, implant placement, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17:517-25.
- 193- Bergkvist G., Salholm S., Karlsson U., Nilner K, Lindh C. Immediate loaded implants supporting fixed prosthesis in the edentulous maxilla: a preliminary clinical and radiological report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:399-405.
- 194- Kinsel RP, Liss M. Retrospective analysis of 56 edentulous dental arches restored with 344 single-stage implants using an immediate loading fixed provisional protocol: statistical predictors of implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:823-30.
- 195- Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent R.* 2005;7:1-12.
- 196- Bowen Antolín A. Implantes anatómicos. *Gaceta Dental.* 1997;83:70-85.
- 197- Whorle PS. The Sinergy of taper and diameteri enchancing the art and science of implant. Dentitry with the Replace Implant System. *J. Dent Symp.* 1997;4:48-52.
- 198- Payne AG, Tawse-Smith A, Kumara R, Thomson WM. One-year prospective evaluation of the early loading of unsplinted conical Brånemark fixtures with mandibular overdentures immediately following surgery. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3:9-19.
- 199- Huang HL, Chang CH, Hsu JT, Fallgatter AM, Ko CC. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:551-62.

- 200- Lan TH, Du JK, Pan CY, Lee HE, Chung WH. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clin Oral Investig.* 2012;16:363-9.
- 201- Ryu HS, Namgung C, Lee JH, Lim YJ. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review. *J Adv Prosthodont.* 2014;6:547-54.
- 202- Johansson B, Strid KG. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;6:164-171.
- 203- Markezan M1, Osório A, Sant'Anna E, Souza MM, Maia L. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:767-74.
- 204- Gallucci GO, Benic GI, Eckert SE, Papaspyridakos P, Schimmel M, Schrott A, Weber HP. Consensus statements and clinical recommendations for implant loading protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29:287-90.
- 205- Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Branemark System implants with enhanced initial stability: a prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:10-20.
- 206- Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7:261-7.
- 207- Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998; 11:491-501.
- 208- Misch CE, Wang HL, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: part II. *Implant Dent.* 2004;13:310-21.
- 209- Wolfinger GJ, Balshi TJ, Rangert B. Immediate functional loading of Branemark system implants in edentulous mandibles: clinical report of the results of developmental and simplified protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:250-7.

- 210- Morton D, Jaffin R, Weber HP. Immediate restoration and loading of dental implants: clinical considerations and protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:103-8.
- 211- Abboud M, Koeck B, Stark H, Wahl G, Paillon R. Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:61-8.
- 212- Baumeister T, Avallone EA. Mark's standard handbook of mechanical engineers.eds. Nueva York: McGraw-Hill. 1978. p.304-318.
- 213- Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:401-12.
- 214- Romeo E, Lops D, Amorfini L, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3,3 mm) implants followed for 1-7 years: a longitudinal study. *Clin Oral Impl Res.* 2006;17:139-48.
- 215- Bevilacqua M, Telado T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont.* 2008;21:539-42.
- 216- Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2007;97:35-43.
- 217- Silva GC, Lopes LR, Landre J Jr. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:239-246.
- 218- Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelis A, et al. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont.* 2009; 22:155-157.
- 219- Misch CE. *Prótesis dental sobre implantes.* Madrid: Elsevier. España; 2009.p 126.
- 220- Meyer G, Fanghänel J, Proff P. Morphofunctional aspects of dental implants. *Ann Anat.* 2012 20;194:190-4.

- 221- Rocci A, Martignoni M, Gottlow J. Immediate loading in the maxilla using flapless surgery, implants placed in predetermined positions, and prefabricated provisional restorations: a retrospective 3-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;1:29-36.
- 222- Bain CA, Moy PK. The association between the failure of dental implants and cigarette smoking. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8: 609-15.
- 223- Wallace RH. The relationship between cigarette smoking and dental implant failure. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2000;8:103-6.
- 224- Moy PK, Medina D, Shetty V, Aghaloo TL. Dental implant failure rates and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:569-70.
- 225- Lambert PM, Morris HF, Ochi S. The influence of smoking on 3-year clinical success of osseointegrated dental implants. *Ann Periodontol.* 2000;5:79-89.
- 226- Kasat V, Ladda R. Smoking and dental implants. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2012;2:38-41.
- 227- Bain CA. Smoking and implant failure. Benefits of a smoking cessation protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:756-9.
- 228- Minsk L, Polson AM, Weisgold A, Rose LF, Sanavi F, Baumgarten H, Listgarten MA. Outcome failures of endosseous implants from a clinical training center. *Compend Contin Educ Dent.* 1996;17:848-50.
- 229- Ata-Ali J, Flichy-Fernández AJ, Alegre-Domingo T, Ata-Ali F, Peñarrocha-Diago M. Impact of heavy smoking on the clinical, microbiological and immunological parameters of patients with dental implants: a prospective cross-sectional study. *J Investig Clin Dent.* 2016;7:401-409.
- 230- Haas R, Haimbock W, Mailath G, Watzek G. The relationship of smoking on peri-implant tissue: a retrospective study. *J Prosth Dent* 1996; 76:592-5.
- 231- Twito D, Sade P. The effect of cigarette smoking habits on the outcome of dental implant treatment. *PeerJ.* 2014;2:546.

232- Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:329-36.

233- Degidi M, Piattelli A. 7-year follow-up of 93 immediately loaded titanium dental implants. *J Oral Implantol.* 2005;31:25-31.

234- Li W, Chow J, Hui E, Lee PK, Chow R. Retrospective study on immediate functional loading of edentulous maxillas and mandibles with 690 implants, up to 71 months of follow-up. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:2653-62.

235- Collaert B, Wijnen L, De Bruyn H. A 2-year prospective study on immediate loading with fluoride-modified implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22:1111-6.

236- Wiskott HWA, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Impl Res.* 1999;10: 429-444.

237- Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite- element analysis. *J Craniomaxillofac Surg.* 2001;29:100-5.

238- Heschl A, Payer M, Platzer S, Wegscheider W, Pertl C, Lorenzoni M. Immediate rehabilitation of the edentulous mandible with screw type implants: results after up to 10 years of clinical function. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:1217-23.

239- Mellado-Valero A, Ferrer-Garcia JC, Herrera-Ballester A, Labaig- Rueda C. Effects of diabetes on the osseointegration of dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2007;12:38-43.

240- Morneburg TR, Proschel PA. In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int J Prosthodont.* 2003;16:481-6.

241- Gracis SE1, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont.* 1991;4:282-91.

- 242- Ciftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont.* 2001;14:406-11.
- 243- Menini M, Conserva E, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Signori A, Pera P. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2013;26:549-56.
- 244- Bozini T1, Petridis H, Garefis K, Garefis P. A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26:304-18.
- 245- Acocella A, Ercoli C, Geminiani A, Feng C, Billi M, Acocella G. Clinical Evaluation of Immediate Loading of Electroeroded Screw-Retained Titanium Fixed Prostheses Supported by Tilted Implant: A Multicenter Retrospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:98-108.
- 246- Nikellis I, Levi A, Nicolopoulos C. Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2- year data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:116-23.
- 247- Degidi M, Nardi D, Piattelli A. Prospective study with a 2-year follow-up on immediate implant loading in the edentulous mandible with a definitive restoration using intra-oral welding. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:379-85.
- 248- Bhering CL, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RL, Barão VA. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2016;69:715-25.
- 249- Lizarbe MA. Sustitutivos de Tejidos: de los Biomateriales a la Ingenieria Tisular. *Rev. R. Acad. Cienc. Exact. Fís. Nat.* 2007;101:227-249.
- 250- Williams DF. Biomaterials and biocompatibility. *Med Prog Technol.* 1976;4:31-42.
- 251- Marques AP, Reis RL, Hunt JA. The biocompatibility of novel starch-based polymers and composites: in vitro studies. *Biomaterials.* 2002;23:1471-1478.

- 252- Binyamin G, Shafi BM, Mery CM Biomaterials: a primer for surgeons. *Semin Pediatr Surg.* 2006;15:276-283.
- 253- Singh R, Dahotre NB Corrosion degradation and prevention by surface modification of biometa- llic materials. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18:725-751.
- 254- Jones JR, Tsigkou O, Coates EE, Stevens MM, Polak JM, Hench LL. Extracellular matrix formation and mineralization on a phosphate-free porous bioactive glass scaffold using primary human osteoblast (HOB) cells. *Biomaterials.* 2007;28:1653-6163.
- 255- Frazer RQ, Byron RT, Osborne PB, West KP. PMMA: an essential material in medicine and dentistry. *J Long Term Eff Med Implants.* 2005;15:629-39.
- 256- Ribeiro D.A., Matsumoto M.A., Padovan L.E., Marques M.E., Salvadori D.M. Genotoxicity of corrosion eluates obtained from endosseous implants. *Implant. Dent.* 2007;16:101-109.
- 257- Kokubo T., Kim H.-M., Kawashita M. Novel bioactive materials with different mechanical properties. *Biomaterials.* 2003;24:2161-2175.
- 258-Ramakrishna S., Mayer J., Wintermantel E., Leong K.W. Biomedical applications of polyer-composite materials: A review. *Compos. Sci. Technol.* 2001;61:1189-1224.
- 259- Boccaccini A.R., Blaker J.J. Bioactive composite materials for tissue engineering scaffolds. *Expert Rev. Med. Devices.* 2005;2:303-317.
- 260- Mallick S, Pradhan S, Mohapatra R. Effects of microcrystalline cellulose based comilled powder on the compression and dissolution of ibuprofen. *Int J Biolog Mac.* 2013;60:148-155.
- 261- Eschbach L. Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury.* 2000;31:22-27.
- 262- Rigby RB. *Engineering Thermoplastics Properties and Applications.* Marcel Dekker; New York, NY, USA. 1985. p.15.
- 263- Kurtz S.M., Devine J.N. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials.* 2007;28:4845-4869.

- 264- Jiya T., Smit T., Deddens J. Posterior lumbar interbody fusion using nonresorbable polyetheretherketone vs. resorbable Poly-L-Lactide-Co-D,L-lactide fusion devices. *Spine*. 2009;34:233–237.
- 265- Park H.W., Lee J.K., Moon S.J., Seo S.K., Lee J.H., Kim S.H. The efficacy of the synthetic interbody cage and grafton for anterior cervical fusion. *Spine*. 2009;34:591–595.
- 266- Toth J.M., Wang M., Estes B.T., Scifert J.L., Seim H.B., 3rd, Turner A.S. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials*. 2006;27:324-334.
- 267- Ha SW, Kirch M, Birchler F, Eckert KL, Mayer J, Wintermantel E, et al. Surface activation of polyetheretherketone (PEEK) and formation of calcium phosphate coatings by precipitation. *J Mat Scienc Mat Med*. 1997;8:683–690.
- 268- Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res*. 1990;24:207-215.
- 269- Hunter A, Archer CW, Walker PS, Blunn GW. Attachment and proliferation of osteoblasts and fibroblasts on biomaterials for orthopaedic use. *Biomaterials*. 1995;16:287-295.
- 270- Morrison C, Macnair R, MacDonald C, Wykman A, Goldie I, Grant MH. In vitro biocompatibility testing of polymers for orthopaedic implants using cultured fibroblasts and osteoblasts. *Biomaterials*. 1995;16:987-992.
- 271- Macnair R, Wilkinson R, MacDonald C, Goldie I, Jones DB, Grant MH. Application of confocal laser scanning microscopy to cytocompatibility testing of potential orthopaedic materials in immortalised osteoblast-like cell lines. *Cells and Materials* 1996;6:71-78.
- 272- Scotchford CA, Garle MJ, Batchelor J, Bradley J, Grant DM. Use of a novel carbon fibre composite material for the femoral stem component of a THR system: in vitro biological assessment. *Biomaterials*. 2003;24:4871-4879.

- 273- Deng Y, Liu X, Xu A, Wang L, Luo Z, Zheng Y, et al. Effect of surface roughness on osteogenesis in vitro and osseointegration in vivo of carbon fiber-reinforced polyetheretherketone-nanohydroxyapatite composite. *Int J Nanomedicine*. 2015;10:1425-47.
- 274- Rae PJ, Brown EN, Orlor EB. The mechanical properties of poly(ether-etherketone) (PEEK) with emphasis on the large compressive strain response. *Polymer*. 2007;48:598-615.
- 275- Black, J.; Hastings, G.W. *Handbook of Biomaterials Properties*; Chapman and Hall: London, UK. 1998. p. 270-283.
- 276- Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Etherketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *J Prosthodont*. 2016;25:580-584.
- 277- Guede, D., González, P., Caeiro, J. R. Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos. *Rev Osteoporos Metab Miner*. 2013;5:43-50.
- 278- Lu, T.; Wen, J.; Qian, S.; Cao, H.; Ning, C.; Pan, X.; Jiang, X.; Liu, X.; Chu, P.K. Enhanced osteointegration on tantalum-implanted polyetheretherketone surface with bone-like elastic modulus. *Biomaterials*. 2015;51:173-183.
- 279- Wiesli MG, Özcan M. High-Performance Polymers and Their Potential Application as Medical and Oral Implant Materials: A Review. *Implant Dent*. 2015;24:448-57.
- 280- Gaetti-Jardim EC, Santiago-Junior JF, Goiato MC, Pellizer EP, Magro-Filho O, Jardim Junior EG. Dental implants in patients with osteoporosis: a clinical reality? *J Craniofac Surg*. 2011;22:1111-3.
- 281- Zancoppe K, Simamoto Júnior PC, Davi LR, Prado CJ, Neves FD. Immediate loading implants with mandibular overdenture: a 48-month prospective follow-up study. *Braz Oral Res*. 2014;28:1-6.
- 282- Brügger OE, Bornstein MM, Kuchler U, Janner SF, Chappuis V, Buser D. Implant therapy in a surgical specialty clinic: an analysis of patients, indications, surgical procedures, risk factors, and early failures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30:151-60.

10. ANEXOS

10. ANEXOS

ANEXO I



CEU
*Universidad
Cardenal Herrera*

*Vicerrectorado de Investigación y
Relaciones Internacionales*

La COMISIÓN DE INVESTIGACIÓN Y ÉTICA de la Universidad CEU Cardenal Herrera, con domicilio en el Edificio Seminario, s/n, 46113 – Moncada (Valencia)

INFORMA

La viabilidad del Proyecto de Investigación cuyo título es “Carga inmediata: Pérdida ósea periimplantaria”, siendo la Investigadora Principal **Dña. M^a Celia Haya Fernández**, del Departamento de Odontología.

Y para que conste donde convenga y proceda, y a petición del interesado, expido la presente, en Moncada a 5 de junio de dos mil quince.

Fdo.: D. Iñaki Bilbao Estrada.
Presidente de la Comisión de Investigación y Ética CEU-UCH.

ANEXO II

NOMBRE;

EDAD;

1. ANTECEDENTES MEDICOS:

Diabetes

Alergias

Cardiopatía

Presión Sanguínea

Epilepsia

Asma

Reumatología

Osteoporosis

Toma algún tipo de medicación

Nº medicamentos

2. FUMADOR: NO

SI

Cig/día

PARAFUNCIONES SI

NO

IMPLANTES

Fecha cirugía y carga inmediata

Localización; Mx Sup

Mandíbula

Posición en la Arcada: MAXILAR: Ant

MANDIBULAR: Ant

Post

Post

Técnica Quirúrgica

Exodoncias: SI NO

Cirugía convencional SI NO

Cirugía Guiada SI NO

Implantes

Nº Pieza	Inclinación	Torque	Diámetro	Longitud

Antagonista:

- Dentición Natural
- Porcelana
- Resina Removible
- Sobre Implantes

Material Prótesis:

- Metal
- PEEK

FECHA REVISIÓN**Osteointegración**

Nº Implante	Lesión radiolúcida	Pérdida ósea > 2mm	Dolor	Infecciones	Sangrado	Neuropatía/Parestesia

MEDICIÓN**Nivel óseo día colocación implantes**

MESIAL			DISTAL	
Nº Pieza	Vertical	Horizontal	Vertical	Horizontal

MEDICIÓN**Nivel óseo día colocación prótesis definitiva**

MESIAL			DISTAL	
Nº Pieza	Vertical	Horizontal	Vertical	Horizontal

Nivel óseo a los 12 meses

MESIAL				DISTAL			
Nº Pieza	Vertical	Horizontal		Vertical	Horizontal		

ANEXO III

FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA IMPLANTES

Don/Doña:.....

De.....años de edad y DNI.....

Con domicilio en.....

DECLARO

Que el doctor:.....

Me ha explicado que es conveniente proceder, en mi situación a TRATAMIENTO DE IMPLANTES

1.- El propósito principal de la intervención es la reposición de los dientes perdidos. Sé que alternativamente podría recurrir a prótesis convencionales, de menor coste, pero lo descarto por los beneficios que se pueden obtener con la técnica implantológica.

2.- La intervención requiere anestesia local, de cuyos riesgos también se me ha informado.

3.- El procedimiento se lleva a cabo en una fase, en la que se colocan los implantes mediante la realización con fresas u osteotomos de un lecho o alvéolo artificial.

4.- Aunque se me ha practicado los medios diagnósticos precisos (radiografías, tomografías, ortopantomografía, modelos de estudio) comprendo que es posible que puedan producirse procesos edematosos, inflamación, hematomas, dolor o laceraciones en las mucosas del labio o mejillas, o en la lengua, que no dependen de la técnica empleada ni de su correcta realización; e incluso la posibilidad de lesionar el seno y provocar una sinusitis que deba ser tratada posteriormente por el especialista competente.

5.- También se me ha explicado que, con menos frecuencia e independientemente de la técnica empleada, y de su correcta realización, es posible que se produzcan lesiones tipo nervioso, por afectar a terminaciones nerviosas o nervios próximos, lo que generará pérdida de sensibilidad en los labios, mentón, la lengua o la encía, dependiendo del nervio afecto. Generalmente la pérdida de sensibilidad es transitoria, aunque puede llegar a ser permanente.

6.- Menos frecuentemente, pueden producirse comunicaciones con los senos nasales o con las fosas nasales y lesionar raíces de dientes adyacentes, que pueden requerir tratamiento posterior.

7.- Sé que, aunque la técnica se realice correctamente, existe un porcentaje de fracasos entre el 8% y el 10%, que pueden requerir la repetición de la intervención y que, excepcionalmente, podría producirse una fractura maxilar/mandibular que requiera tratamiento posterior.

8.- Entiendo que el tratamiento no concluye con la colocación del implante, sino que será preciso visitar periódicamente al facultativo y seguir escrupulosamente las normas de higiene que me ha explicado.

9.- También entiendo que, una vez colocada la prótesis, pueda fracturarse, con la consiguiente necesidad de sustituir algún tornillo o componente.

10.- Se me ha informado que es imprescindible un seguimiento cada cierto número de meses, a fin de detectar precozmente y tratar con mejor pronóstico la aparición de cualquier complicación, como la periimplantitis, que es una especie de enfermedad periodontal en los implantes.

11.- El odontólogo me ha explicado que todo acto quirúrgico lleva implícitas una serie de complicaciones comunes y potencialmente serias que podrían requerir tratamientos complementarios tanto médicos como quirúrgicos, y que por mi situación actual (diabetes, hipertensión, anemia, edad avanzada, obesidad, toma de bifosfonatos) pueden aumentar riesgos y complicaciones.

12.- El odontólogo me ha explicado que debo seguir una dieta con alimentos no fibrosos ni duros durante los primeros meses después de la cirugía.

He comprendido las explicaciones que se me ha facilitado en un lenguaje sencillo y claro, y el facultativo que me ha atendido me ha permitido realizar todas las observaciones y me ha aclarado todas las dudas que le he planteado.

También comprendo que, en cualquier momento y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar el consentimiento que ahora presto. Por ello, manifiesto que estoy satisfecho con la información recibida y comprendo el alcance y los riesgos del tratamiento.

Y en tales condiciones:

CONSIENTO

En que se me practique TRATAMIENTO DE IMPLANTES

En:..... Fecha

Fdo. Odontólogo

Fdo. Paciente

ANEXO IV**HOJA DE INFORMACIÓN PARA EL PACIENTE**

Si Ud. está de acuerdo, libremente firme el consentimiento de participación en este estudio que para este fin se ha añadido al final de este impreso.

Riesgos y beneficios

Con su participación en este estudio, usted va a ayudar a conocer la mejora en los tratamientos de prótesis fija de arco completo, de pacientes tratados con implantes.

Esta información podrá ser aprovechada en su propia salud.

Participación en el estudio

Su participación en este estudio es totalmente voluntaria y no recibirá remuneración alguna.

Como paciente, el rechazo a participar no supondrá ninguna penalización.

Cada paciente tiene el derecho de dar o retirar el consentimiento para ser visitado y tratado. Este es uno de los principios básicos de los principios de los cuidados de la salud. Los pacientes tienen derecho a recibir suficiente información y de forma comprensible, sobre los tratamientos que van a recibir, y los riesgos derivados de ellos, de tal forma que puedan realizar una valoración adecuada y toma de decisión.

COFIDENCIALIDAD

Toda la información obtenida será confidencial, los datos recogidos se introducirán, por el Equipo Investigador, en una base de datos para realizar el análisis estadístico pero su nombre no aparecerá en ningún documento del estudio, solo se le asignará un número. En concreto, las muestras se identificarán con un número y se agruparán por patologías afines. En ningún caso se le identificara en las publicaciones que puedan realizarse con los resultados del estudio. Sin embargo, esta información será revisada por el Comité Ético de Investigación Clínica de la Universidad Cardenal Herrera Ceu así como por organismos gubernamentales competentes. El procedimiento de destrucción de las muestras será el mismo que se utiliza habitualmente con el resto de muestras de la UCH-CEU. Puede ejercer su derecho de acceso y rectificación de sus datos. También, si así lo desea, puede ser informado de los resultados del estudio.

El estudio se realizará asegurando el cumplimiento de normas éticas y legales vigentes (Declaración de Helsinki). Si tiene alguna duda o no entiende este texto consulte antes de firmar el documento con la Dr: Marta Cabo en nº de teléfono 616884668 que es el odontólogo responsable de esta investigación y le puede preguntar cualquier duda o problema que tenga relacionado con este estudio o consulte con sus familiares y, finalmente, si está de acuerdo firme este consentimiento. Se le entregará una copia.

CONSENTIMIENTO DEL PACIENTE SUJETO DE ESTUDIO

Yo/

Tutor.....
.....

He leído la hoja de información anterior.

He podido hacer preguntas sobre el estudio.

He recibido suficiente información sobre el estudio.

He hablado con la Dra Marta Cabo para la explicación del estudio.

Comprendo que mi participación es voluntaria. Comprendo que puedo retirarme del estudio:

- Cuando quiera.
- Sin tener que dar explicaciones.
- Sin que esto repercuta en mis cuidados médicos.

Doy mi consentimiento para que este material aparezca en informes y artículos de revista de publicaciones médicas.

Entiendo que:

- Mi nombre no será publicado.
- El material no será utilizado para publicidad o embalaje.
- El material no será utilizado fuera de contexto.

Firmado..... Fecha.....

ANEXO IV

INSTRUCCIONES PARA LOS PACIENTES DESPUÉS DE LA INTERVENCIÓN

Aplicar hielo mediante un paño, a intervalos de 10-15 minutos durante las 6-8 primeras horas.

No realizar enjuagues durante las primeras 24 horas.

No conducir ni manipular máquinas hasta 24 horas después de la intervención.

Mantener la cabeza más alta que el cuerpo. Dormir con almohadas para evitar el edema.

No realizar ejercicio físico intenso durante los 7-10 días posteriores a la intervención.

Durante el postoperatorio (7 a 10 días) presentará hinchazón, hematoma y dolor, con cierta dificultad a la apertura de la boca. Posiblemente presente también algunas décimas de fiebre.

Durante los primeros días evitar alimentos calientes.

Extremar la higiene oral.

No fumar, no consumir bebidas alcohólicas ni carbónicas durante los siete días posteriores a la intervención.

Realizar una dieta blanda durante los 3 primeros meses, después de la intervención. Evitar tomar alimentos fibrosos y crujientes.

En caso de presentar alguna duda o complicación, no dude en consultárnoslo.

ANEXO VI

ESTUDIO DEL ERROR

0	0,2	0	0	0	0
0	0,3	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0,1
0	0	0,2	0	0	0
0,2	0	0,55	0,73	0	0,23