

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial



TESIS DOCTORAL

**Estudio retrospectivo de las complicaciones mecanicotécnicas
en prótesis implantosoportada**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA

PRESENTADA POR

Leticia Lamo Cárcamo

Directores

**Alicia Celemín Viñuela
Javier Suárez Rivaya**

Madrid, 2019

Universidad Complutense de Madrid

Facultad de Odontología

Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial



TESIS DOCTORAL

ESTUDIO RETROSPECTIVO DE LAS COMPLICACIONES MECÁNICO-TÉCNICAS EN PRÓTESIS IMPLANTOSOPORTADA

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR PRESENTADA POR

Leticia Lamo Cárcamo

Directores: Prof. Dr. Dña. Alicia Celemín Viñuela

Prof. D. Javier Suárez Rivaya

Madrid 2018

Universidad Complutense de Madrid

Facultad de Odontología

Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial



TESIS DOCTORAL

ESTUDIO RETROSPECTIVO DE LAS COMPLICACIONES MECÁNICO-TÉCNICAS EN PRÓTESIS IMPLANTOSOPORTADA

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR PRESENTADA POR

Leticia Lamo Cárcamo

Bajo la dirección de los Doctores

Directores: Prof. Dr. Dña. Alicia Celemín Viñuela

Prof. D. Javier Suárez Rivaya

Madrid 2018



Universidad Complutense de Madrid
Facultad de Odontología

Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial

ESTUDIO RETROSPECTIVO DE LAS COMPLICACIONES MECÁNICO-
TÉCNICAS EN PRÓTESIS IMPLANTOSOPORTADA

Leticia Lamo Cárcamo

2018

ESTUDIO RETROSPECTIVO DE LAS COMPLICACIONES MECÁNICO-
TÉCNICAS EN PRÓTESIS IMPLANTOSOPORTADA

Trabajo de investigación para optar al grado de Doctor por la Universidad Complutense
de Madrid que presenta

LETICIA LAMO CÁRCAMO

Directores:

Dr. Doña Alicia Celemín Viñuela

Profesora contratada Doctora

Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial.

Dr. Don Javier Suarez Rivaya

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

2018

A Roberto,
A mis padres y hermanos,
A mis directores de tesis,
A todos los que me ayudan a diario.

Agradecimientos

- A la doctora Celemín por la gran experiencia protésica, guía y ánimos en los momentos más difíciles de la elaboración de la tesis.
- Al Dr. Javier Suarez Rivaya por su guía y consejos constantes durante este periodo.
- Al Dr. Jaime del Río por proporcionarme los pacientes y los medios para poder realizar la investigación, así como su apoyo para la toma de radiografías de pacientes del Título Propio de Implantoprótesis.
- A la Dra. Maite Baos por ayudarme y orientarme con la exploración radiológica de los pacientes y su disposición constante.
- Al Dr. Prados Frutos por su experiencia clínica y consejos.
- Al Sr. Santiago Cano por la ayuda en el análisis de la estadística realizada y por su disposición constante y atenta en la interpretación de ésta.
- A Isabel y Cleo por la cesión de su espacio de trabajo y su contribución en la citación de los pacientes.

ÍNDICE

Sección	Página
1. Resumen	19
1.1. Resumen en Castellano	20
1.2. Resumen en Inglés (summary)	22
2. Introducción	19
2.1. Factores de riesgo protésicos	24
2.1.1. Bruxismo	27
2.1.2. Localización protésica	30
2.1.3. Antagonista protésico	31
2.1.4. Número de implantes	32
2.1.4.1. Maxilar	33
2.1.4.2. Mandíbula	33
2.1.5. Tipo de retención	34
2.1.5.1. Retención prótesis unitaria	36
2.1.5.2. Retención prótesis parcial	37
2.2. Factores de riesgo implantológicos	40
2.2.1. Diámetro	40
2.2.1.1. Diámetro y número de implantes	40
2.2.1.2. Diámetro y longitud de implantes	41
2.2.1.3. Diámetro y antagonista	42
2.2.1.4. Diámetro y conexión	42
2.2.1.5. Diámetro y localización	42
2.2.1.5.1. Zonas incisivas	43
2.2.1.5.2. Zonas posteriores	43
2.2.2. Longitud del implante	45
2.2.3. Conexión	46
2.2.3.1. Conexión prótesis unitaria interna o externa	48
2.2.3.2. Conexión prótesis parcial interna o externa	50
3. Justificación	53
4. Hipótesis de trabajo	55
5. Objetivos	57
5.1. Objetivo general	58
5.2. Objetivo específico	58

6. Material y método	59
6.1. Material	60
6.1.1. Población	60
6.1.2. Criterios de inclusión y exclusión	61
6.1.3. Tamaño de la muestra	62
6.1.4. Variables	62
6.1.5. Diseño del estudio	63
6.2. Método	63
6.2.1. Revisión manual de historias clínicas	63
6.2.2. Exploración de pacientes	64
6.2.3. Examen radiológico	65
6.2.4. Análisis estadístico	66
7. Resultados	68
7.1. Estadística descriptiva	69
7.1.1. Prótesis Unitaria	69
7.1.1.1. Factores de riesgo	69
7.1.1.1.1. Localización en boca	69
7.1.1.1.2. Localización maxilar-mandíbula y anterior-posterior	70
7.1.1.1.3. Conexión y parafunción	72
7.1.1.1.4. Forma de unión y antagonista	73
7.1.1.2. Complicaciones	75
7.1.1.2.1. Cronología aparición de complicaciones	80
7.1.2. Prótesis parcial	82
7.1.2.1. Factores de riesgo	82
7.1.2.1.1. Localización maxilar-mandíbula y anterior-posterior	86
7.1.2.1.2. Conexión y parafunción	87
7.1.2.1.3. Forma de unión y antagonista	89
7.1.2.2. Complicaciones	91
7.1.2.2.1. Cronología aparición de complicaciones	99
7.1.3. Prótesis combinada	100
7.1.3.1. Complicaciones	100
7.1.3.2. Aflojamiento de tornillo y fractura de cerámica	101
7.1.3.3. Fractura de tornillo, implante fracturado y fractura de pilar	103
7.1.3.3.1. Cronología aparición complicaciones	107

7.2.	Estadística inferencial	108
7.2.1.	Prótesis unitaria	108
7.2.1.1.	Localización – fractura del pilar	109
7.2.1.2.	Anterior/posterior – fractura del pilar	112
7.2.1.3.	Cementada/atornillada – fractura de la porcelana	113
7.2.1.4.	Cementada/atornillada – complicación	114
7.2.1.5.	Parafunción/fractura de la porcelana	116
7.2.1.6.	Parafunción/complicación	117
7.2.2.	Prótesis parcial	119
7.2.2.1.	Maxilar/mandíbula – aflojamiento de tornillo	119
7.2.2.2.	Maxilar/mandíbula – complicación	121
8.	Discusión	123
8.1.	Complicaciones	124
8.2.	Complicaciones y factores de riesgo	130
9.	Conclusiones	137
10.	Bibliografía	139
11.	Anexo	150

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración	Página
Gráfico 1. <i>Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su localización maxilomandibular</i>	71
Gráfico 2. <i>Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su localización anteroposterior</i>	71
Gráfico 3. <i>Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su conexión</i>	72
Gráfico 4. <i>Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según la presencia de parafunción</i>	73
Gráfico 5. <i>Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su antagonista</i>	74
Gráfico 6. <i>Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su forma de unión a la prótesis</i>	75
Gráfico 7. <i>Frecuencia de complicaciones en prótesis unitaria</i>	76
Gráfico 8. <i>Frecuencia de aflojamiento de tornillo en prótesis unitaria</i>	77
Gráfico 9. <i>Frecuencia de fractura de cerámica en prótesis unitaria</i>	77
Gráfico 10. <i>Frecuencia de fractura de pilar en prótesis unitaria</i>	78
Gráfico 11. <i>Cronología de la aparición de complicaciones en prótesis unitaria</i>	81
Gráfico 12. <i>Distribución de prótesis de 2-6 unidades según el número de unidades</i>	83
Gráfico 13. <i>Distribución de prótesis de 2-6 unidades según el número de unidades con especificación de las unidades pónicas</i>	84
Gráfico 14. <i>Distribución de prótesis de 2-6 unidades según el número de unidades y pónicos</i>	85
Gráfico 15. <i>Distribución de prótesis parcial de 2 a 6 unidades analizadas según su localización maxilomandibular</i>	86
Gráfico 16. <i>Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su localización anteroposterior</i>	87
Gráfico 17. <i>Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su conexión</i>	88
Gráfico 18. <i>Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según la presencia de parafunción</i>	89
Gráfico 19. <i>Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su antagonista</i>	90
Gráfico 20. <i>Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su forma de unión a la prótesis</i>	91
Gráfico 21. <i>Frecuencia de complicaciones en prótesis de 2-6 unidades</i>	92

Gráfico 22. <i>Frecuencia de aflojamiento de tornillo en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	93
Gráfico 23. <i>Frecuencia de fractura de cerámica en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	93
Gráfico 24. <i>Frecuencia de fractura de tornillo en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	94
Gráfico 25. <i>Frecuencia de fractura de implante en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	95
Gráfico 26. <i>Frecuencia de fractura de pilar en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	96
Gráfico 27. <i>Cronología de la aparición de complicaciones en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	99
Gráfico 28. <i>Frecuencia de complicaciones en prótesis (ambas)</i>	101
Gráfico 29. <i>Frecuencia de aflojamiento de tornillo en prótesis (ambas)</i>	102
Gráfico 30. <i>Frecuencia de fractura de cerámica en prótesis (ambas)</i>	103
Gráfico 31. <i>Frecuencia de fractura de tornillo en prótesis (ambas)</i>	104
Gráfico 32. <i>Frecuencia de fractura de implante en prótesis (ambas)</i>	105
Gráfico 33. <i>Frecuencia de fractura de pilar en prótesis (ambas)</i>	106
Gráfico 34. <i>Cronología de la aparición de complicaciones en prótesis (ambas)</i>	107

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla	Página
Tabla 1. <i>Número de prótesis analizadas en el estudio, por tipología y sexo del sujeto</i>	60
Tabla 2. <i>Número de sujetos analizados en el estudio, por sexo y edad</i>	61
Tabla 3. <i>Factores de riesgo y complicaciones mecánicas</i>	63
Tabla 4. <i>Variables del estudio – complicaciones mecánicas y factores de riesgo</i>	67
Tabla 5. <i>Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según localización</i>	69
Tabla 6. <i>Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su localización maxilomandibular</i>	70
Tabla 7. <i>Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su localización anteroposterior</i>	71
Tabla 8. <i>Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su conexión</i>	72
Tabla 9. <i>Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según la presencia de parafunción</i>	73
Tabla 10. <i>Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su antagonista</i>	74
Tabla 11. <i>Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su forma de unión a la prótesis</i>	74
Tabla 12. <i>Frecuencia de complicaciones en prótesis unitaria</i>	75
Tabla 13. <i>Frecuencia de aflojamiento de tornillo en prótesis unitaria</i>	76
Tabla 14. <i>Frecuencia de fractura de cerámica en prótesis unitaria</i>	77
Tabla 15. <i>Frecuencia de fractura de pilar en prótesis unitaria</i>	78
Tabla 16. <i>Listado de prótesis unitarias que han sufrido complicaciones y variables específicas de cada prótesis</i>	79
Tabla 17. <i>Cronología de la aparición de complicaciones en prótesis unitaria</i>	80
Tabla 18. <i>Distribución de prótesis de 2-6 unidades según el número de unidades</i>	82
Tabla 19. <i>Distribución de prótesis de 2-6 unidades según el número de unidades con especificación de las unidades pónicas</i>	84
Tabla 20. <i>Distribución de prótesis de 2-6 unidades según el número de unidades y pónicas</i>	85
Tabla 21. <i>Distribución de prótesis parcial de 2 a 6 unidades analizadas según su localización maxilomandibular</i>	86

Tabla 22. <i>Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su localización anteroposterior</i>	87
Tabla 23. <i>Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su conexión</i>	88
Tabla 24. <i>Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según la presencia de parafunción</i>	88
Tabla 25. <i>Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su antagonista</i>	89
Tabla 26. <i>Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su forma de unión a la prótesis</i>	90
Tabla 27. <i>Frecuencia de complicaciones en prótesis de 2-6 unidades</i>	91
Tabla 28. <i>Frecuencia de aflojamiento de tornillo en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	92
Tabla 29. <i>Frecuencia de fractura de cerámica en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	93
Tabla 30. <i>Frecuencia de fractura de tornillo en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	94
Tabla 31. <i>Frecuencia de fractura de implante en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	95
Tabla 32. <i>Frecuencia de fractura de pilar en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	95
Tabla 33. <i>Listado de prótesis parcial de 2-6 unidades que han sufrido complicaciones y variables específicas de cada prótesis</i>	97
Tabla 34. <i>Frecuencia de complicaciones en prótesis (ambas)</i>	100
Tabla 35. <i>Frecuencia de aflojamiento de tornillo en prótesis (ambas)</i>	101
Tabla 36. <i>Frecuencia de fractura de cerámica en prótesis (ambas)</i>	102
Tabla 37. <i>Frecuencia de fractura de tornillo en prótesis (ambas)</i>	103
Tabla 38. <i>Frecuencia de fractura de implante en prótesis (ambas)</i>	104
Tabla 39. <i>Frecuencia de fractura de pilar en prótesis (ambas)</i>	105
Tabla 40. <i>Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre los factores de riesgo y complicaciones en prótesis unitaria</i>	109
Tabla 41. <i>Relación entre "localización protésica" y "fractura del pilar" en prótesis unitaria</i>	109
Tabla 42. <i>Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo "localización" y la complicación "fractura del pilar" en prótesis unitaria</i>	112
Tabla 43. <i>Relación entre "localización anterior/posterior" y "fractura del pilar" en prótesis unitaria</i>	112
Tabla 44. <i>Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo "localización anterior/posterior" y la complicación "fractura del pilar" en prótesis unitaria</i>	113

Tabla 45. <i>Relación entre “forma de unión” y “fractura de la cerámica” en prótesis unitaria</i>	113
Tabla 46. <i>Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo “forma de unión” y la complicación “fractura de la cerámica” en prótesis unitaria</i>	114
Tabla 47. <i>Relación entre “forma de unión” y “complicación” (en general) en prótesis unitaria</i>	114
Tabla 48. <i>Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo “forma de unión” y las complicaciones (en general) en prótesis unitaria</i>	115
Tabla 49. <i>Relación entre “parafunción” y “fractura de cerámica” en prótesis unitaria</i>	116
Tabla 50. <i>Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo “parafunción” y la complicación “fractura de la cerámica” en prótesis unitaria</i>	117
Tabla 51. <i>Relación entre “parafunción” y “complicación” (en general) en prótesis unitaria</i>	117
Tabla 52. <i>Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo “parafunción” y complicación (en general) en prótesis unitaria</i>	118
Tabla 53. <i>Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre los factores de riesgo y complicaciones en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	119
Tabla 54. <i>Relación entre “localización maxilar/mandibular” y “aflojamiento de tornillo” en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	119
Tabla 55. <i>Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo “localización maxilar/mandibular” y la complicación “aflojamiento de tornillo” en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	120
Tabla 56. <i>Relación entre “localización maxilar/mandibular” y “complicación” (en general) en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	121
Tabla 57. <i>Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo “localización maxilar/mandibular” y “complicación” (en general) en prótesis parcial de 2-6 unidades</i>	121

1. RESUMEN

1.1. RESUMEN EN CASTELLANO

“Estudio retrospectivo de las complicaciones mecánico-técnicas en prótesis implantosoportada.”

Introducción: Los implantes dentales son una solución altamente eficaz para la rehabilitación de los pacientes edéntulos parciales o totales; no obstante, los implantes no están exentos de la aparición de problemas tanto biológicos como mecánicos. Las complicaciones mecánicas o técnicas suelen afectar a la prótesis o supraestructura que se ancla a los implantes; los implantes y las prótesis requieren revisiones regulares y mantenimiento para identificar de forma precoz complicaciones que puedan afectar a la vida de ambas partes; en algunas ocasiones, hay ciertos factores de riesgo tanto implantológicos como protésicos que pueden determinar la aparición de estas complicaciones; por tanto, es de gran ayuda poder identificar estos factores antes de colocar la prótesis para prevenirlos o ayudar a su resolución si estos finalmente aparecen.

Objetivos: Los objetivos de esta tesis han sido describir la prevalencia de las complicaciones mecánicas en prótesis fija de 2-6 unidades y unitaria, así como determinar los factores de riesgo que provocan complicaciones en ambas.

Material y métodos: Se ha escogido una muestra de pacientes del título propio de Implantoprótesis de la Universidad Complutense de Madrid (UCM) y se les ha sometido a una exploración dental y radiográfica; además, se ha revisado su historia dental en busca de incidencias registradas en relación a la prótesis.

Resultados: Finalmente, se ha contado con 70 prótesis unitarias y 63 prótesis parciales. En el caso de las prótesis unitarias, se han registrado un (15,7%) de complicaciones y un (31,7%) en las prótesis parciales de 2-6 unidades, siendo la complicación más frecuente el aflojamiento de tornillo en ambas; en unitarias un (10%) y en parciales de 2-6 unidades (20,6%), seguida de la fractura de la porcelana; en unitarias (5,7%) y un (12,7%) en parciales de 2-6 unidades; la fractura de pilar ha ocurrido en un (2,1%) de las prótesis cementadas unitarias; no se ha registrado ninguna fractura del implante o de tornillo en prótesis unitarias; en la prótesis parcial de 2-6 unidades, la tercera complicación ha sido la fractura del tornillo (3,2%) e implante (1,6%). La fractura del pilar se contabilizó para las prótesis cementadas de 2-6 unidades con un porcentaje del (3,1%). En relación a los factores de riesgo a tener en cuenta en la prótesis unitaria, éstos son la localización en boca (ubicación) ($P = 0,001$) y la localización anterior/posterior ($P = 0,008$) respecto a la fractura del pilar. La forma de unión (cementada/atornillada) en prótesis unitaria es relevante en la aparición de fracturas de la porcelana ($P = 0,007$) y en la aparición de complicaciones en general ($P = 0,028$); en prótesis unitaria se ve una tendencia sobre la influencia que tiene la parafunción en la fractura de la porcelana ($P = 0,083$) y en la

aparición de complicaciones en general ($P = 0,088$); en las prótesis parciales de 2-6 unidades, la localización (maxilar/mandíbula) es el único factor de riesgo que encontramos que tiene relevancia en la aparición de aflojamientos ($P = 0,044$); también se ve una cierta tendencia de este factor en la aparición de complicaciones en general ($P = 0,090$).

Conclusiones: Las complicaciones más comunes en prótesis fija implantosoportada son la fractura de la porcelana y el aflojamiento del tornillo. La fractura del tornillo, del pilar o del implante son complicaciones poco frecuentes. Hay factores de riesgo implicados en la aparición de complicaciones mecánicas: en prótesis unitaria la ubicación en boca, la posición anterior/posterior o la forma de unión cementada/atornillada influye en la aparición de complicaciones; también la parafunción es un factor a tener en cuenta en la aparición de posibles complicaciones; en prótesis parcial de 2-6 unidades, el factor de riesgo a tener en cuenta es la ubicación maxilar/mandibular únicamente.

1.2. RESUMEN EN INGLÉS - SUMMARY

“Study of mechanic-technical complications in implant-supported prostheses.”

Introduction: Dental implants are a highly efficient solution for the rehabilitation of partially or fully edentulous patients; nevertheless, implants are not free of suffering biological or mechanical problems. Mechanical or technical complications may affect the prosthesis or suprastructure that is joined to the implants. Implants and prostheses require regular check-ups and maintenance to provide an early identification regarding complications that may affect both parts; in some occasions, there are some prosthetic or implantologic risk factors that can determine the occurrence of these complications; therefore, it is very helpful to be able to identify these factors before prostheses placement to prevent them or to help in their resolution should these finally happen.

Purpose: The purpose of this thesis has been to describe the prevalence of mechanical complications in 2-6 unit fixed prostheses and single prostheses, and determine risk factors that trigger complications in both.

Materials and methods: We have chosen a sample of patients from the Implant-prosthesis master from the Complutense University in Madrid (UCM), Spain. Patients have undergone a dental check-up and an X-ray exploration; dental records have also been checked in order to look for mechanical or technical incidences that are recorded in relation to the prostheses.

Results: Finally, 133 prostheses have been gathered: 63, 2-6 unit partial dental prostheses and 70 single prostheses. Regarding single prostheses (15.7%) of complications have been registered and (31.7%) for 2-6 unit partial prostheses; screw loosening being the most frequent complications in both: (10%) for single prostheses and (20.6%) for 2-6 unit partial prostheses followed by porcelain fracture; (5.7%) in single prostheses and (12.7%) for 2-6 unit partial prostheses; abutment fracture has only occurred in (2.1%) of cemented single prostheses; there has not been any registered implant fracture or screw fracture in respect to single prostheses. In 2-6 unit partial prostheses, the third most common complication has been screw fracture (3.2%) and implant fracture (1.6%). Abutment fracture for 2-6 unit partial prostheses has a percentage of (3.1%). In relation to risk factors that should be taken into account regarding single prostheses, these are location in mouth ($P = 0.001$) and anterior/posterior localization ($P = 0.008$) in respect to abutment fracture. The type of union to the prostheses (cemented/screw) in single prostheses is relevant regarding the occurrence of porcelain fractures ($P = 0.007$) and in the apparition of complications ($P = 0.028$); in single prostheses, a tendency can be seen regarding the influence of parafunction on porcelain fractures ($P = 0.083$) and in the apparition of complications in general ($P = 0.088$); in 2-6 unit partial prostheses, maxilla/mandible location is the only

risk factor that has relevance in the occurrence of screw loosening ($P = 0.044$); it can be seen a tendency on the influence of this factor that has in complications ($P = 0.090$).

Conclusion: Most common complications in fixed implant supported prosthesis are porcelain fracture and screw loosening. Screw fracture, abutment fracture or implant fracture are less common complications. There are risk factors implicated in the apparition of mechanical complications: in single implant prosthesis the tooth position in the mouth, an anterior or posterior position or the way the prosthesis joins to the implants (cemented or screwed) influences the apparition of complications; in 2-6 unit partial prosthesis a risk factor to be taken into account by a clinician should be the position in the maxilla/mandible.

2. INTRODUCCIÓN

2. INTRODUCCIÓN

El tratamiento con implantes dentales es uno de los tratamientos rehabilitadores más evidenciados y seguros hoy en día. Desde que Bränemark comenzara sus primeros experimentos a principios de los años 50 en tibia de conejo hasta el momento presente, los implantes han sido una opción segura y cómoda para el paciente desdentado tanto parcial como total.

En algunos casos, los pacientes han asegurado sufrir un cambio vital que va desde el retraimiento social al júbilo cuando se les rehabilita con una prótesis que se aproxima en gran medida a los dientes que perdieron (Narby et al. 2012) En este sentido, es frecuente observar cada vez a más pacientes mayores candidatos a colocar prótesis implantosoportadas por su gran comodidad, llegando a alcanzar los implantes que soportan estas prótesis tasas de supervivencia similares a pacientes más jóvenes (a los 5 años, son del 93% y 99,5 %, en maxilar y mandíbula respectivamente en pacientes mayores de 80 años) (Engfors et al. 2004).

Los pacientes se sienten cómodos cuando llevan una prótesis fija implantosoportada y suelen preferirla frente a otro tipo de prótesis fija convencional (Narby et al 2012). No obstante, tanto la prótesis fija implantosoportada como dentosoportada pueden llegar a ser válidas, con altas tasas de supervivencia en ambos casos después de 5 años de funcionamiento (99% dentosoportada y 100% implantosoportada) (Wolleb et al. 2012; Pjetursson et al. 2012).

Es evidente que ha habido una mejora histórica en las tasas de supervivencia y una disminución en las tasas de complicaciones en las prótesis implantosoportadas. De hecho, la tasa de supervivencia total, ha aumentado de un 93,5 % a un 97,1%. (Pjetursson et al 2014). Sin embargo, en esta misma revisión sistemática se ha puesto de manifiesto que las complicaciones técnicas y la incidencia de fractura de la porcelana ha aumentado de forma significativa en estudios más nuevos (Pjetursson et al 2014). Parece que las complicaciones técnicas como es el caso de la fractura de porcelana se han reportado con un mayor detalle en artículos más nuevos lo que ha creado un aumento de las incidencias registradas (Pjetursson et al 2014).

Es importante identificar estas complicaciones y su etiología con el ánimo de hacer el tratamiento dental más predecible (Pjetursson et al. 2014); sólo el 66,4% de los pacientes a los que se les había proporcionado una prótesis implantosoportada fija parcial estaban libres de complicaciones después de 5 años. Las complicaciones siguen teniendo una alta prevalencia: en concreto de 33,6 % al cabo de 5 años (Pjetursson et al 2012).

Las incidencias más frecuentes en prótesis fija implantosoportada a los 5 años son la rotura del material (13,5 %) (Pjetursson et al. 2012) seguida de la periimplantitis y las

complicaciones del tejido blando (8,5%) (Pjetursson et al. 2012). El término “complicaciones mecánicas” es una amalgama de factores en la que se evidencia un daño mecánico al implante, a los componentes implantológicos o la supraestructura (Papaspnyridakos et al. 2012). Las complicaciones mecánicas hacen referencia a las partes prefabricadas (aflojamiento de tornillo y pilar o fracturas de estos componentes además de los implantes) mientras que las complicaciones técnicas son aquellas que hacen referencia a la manufactura en el laboratorio como la fractura de la porcelana o la pérdida de la retención (Salvi et al. 2009; Bragger et al. 2001).

El fracaso de los implantes ha sido documentado ampliamente. La tasa total de supervivencia de implantes pasó del 94% (1año) al 87,7% (15 años), siendo la tasa de supervivencia al año para los implantes rugosos de 97%, y para los implantes maquinados de 92%. La supervivencia de la prótesis en el estudio descriptivo de 128 artículos seleccionados de Lambert es de 98,2 % al año, mientras que a los 10 años es del 92,1 %. Según Lambert, la supervivencia solamente estaría influenciada por el número de implantes y su distribución (Lambert et al. 2009).

Un problema generalizado detectado ha sido que la actividad de investigación clínica, se ha focalizado fundamentalmente en conocer la supervivencia del implante; así, la incidencia de complicaciones biológicas y técnico-protéticas se han abordado, pero en menor medida (Vanioglu et al. 2013; Wittneben et al. 2014).

Papaspnyridakos pone de manifiesto en una revisión sistemática, la incidencia y el tipo de complicaciones técnicas en prótesis fija completa. A nivel protésico, la complicación técnica más frecuente era la fractura del material: un 33% de los casos a los 5 años, mientras que a los 5 años un 10,4 % de casos eran afectados por la rotura de tornillo del implante.

Hay ciertos aspectos que podrían influenciar la aparición de complicaciones protéticas el número de unidades en la prótesis (Eliasson et al. 2006; Heydecke 2012), la conexión (Goiato et al. 2015), el sistema de retención (Assenza et al. 2005; Chaar et al. 2011), la presencia de hábitos parafuncionales (Kinsel et al. 2009; Bragger et al. 2001), la localización en la boca (maxilar/mandíbula, anterior/posterior), el tipo de antagonista (Kreissl et al. 2007), o la unión mediante tornillo o cementación (Wittneben et al. 2014; Bragger et al. 2011) Por tanto, es interesante su estudio y su potencial papel en el desarrollo de complicaciones futuras.

2.1. FACTORES DE RIESGO PROTÉSICOS

2.1.1. BRUXISMO

El bruxismo es un hábito parafuncional común, que ocurre durante el sueño y la vigilia. Por lo general, causa pocos efectos graves, pero puede hacerlo en algunos pacientes. La etiología es multifactorial (Klineberg et al. 2007) y no se conoce tratamiento alguno para detener el bruxismo, ni siquiera ningún tratamiento protésico (Johansson et al. 2011). Este concepto, es un término amplio que contempla desde el apretamiento al rechinamiento dental; el problema reside en que estos dos hábitos pueden tener varios efectos sobre las estructuras estomatognáticas debido a las fuerzas que ejercen y a la carga que transmiten.

Uno de los problemas cuando se estudia el bruxismo es que hay muy poca homogeneidad en los estudios realizados (Manfredini et al. 2014) no siendo el bruxismo muchas veces el objeto de estudio sino soslayándolo como un factor de riesgo más; además no hay una estrategia homogénea definida para el diagnóstico eficaz del bruxismo (Kinsel et al. 2009; Tawil et al. 2006; Bragger et al. 2001); de hecho, una gran cantidad de autores no explican cómo diagnostican bruxismo; en muchos casos, se suele realizar mediante autocuestionarios que rellenan los propios pacientes (Manfredini et al. 2014; Scheneider et al. 2012; Wahlström et al. 2010), si bien es cierto que actualmente se están desarrollando estrategias para su diagnóstico como el estudio polisomnográfico (Tosun et al. 2003). Habitualmente más que diagnosticarlo, la presencia de bruxismo se ha sospechado cuando se detectaban músculos masticatorios hipertróficos o el desgaste de las caras oclusales de los dientes. (Piattelli et al. 1998; Tosun et al. 2003).

Según Manfredini hay factores de riesgo concomitantes al bruxismo que pueden llegar a ser factores de confusión y que no se han tenido en cuenta en la evaluación de algunos estudios como el hábito de fumar, la edad, el sexo o la densidad ósea que podrían llegar a alterar las conclusiones de los estudios (Manfredini et al. 2014).

Además, a nivel profesional se carece de estudios epidemiológicos convincentes sobre la incidencia del estrés oclusal en poblaciones con dentición de natural y artificiales. Sin embargo, la experiencia clínica sugiere que los contactos dentales parafuncionales de diversas frecuencias, magnitudes y duraciones son un hecho común; Y que estas actividades en pacientes que usan prótesis pueden provocar efectos adversos, dependientes del tiempo, además de cambios en tejidos duros, blandos y en sus reemplazos protésicos (Lobbezoo et al. 2006); por tanto, como no hay una evidencia sólida de que el bruxismo cause problemas mecánicos, todas las acciones de planificación tomadas en este respecto no están evidenciadas científicamente, sino que son producto de la evidencia basada en la experiencia (Lobbezoo et al. 2006; Manfredini et al. 2014).

Es un hecho que la propiocepción alrededor de los implantes es limitada por la ausencia de un ligamento periodontal. En consecuencia, los sistemas que informan sobre la propiocepción cuando se cierran los músculos mandibulares son defectuosos. Además, la percepción de fuerzas ejercidas tiene cierta limitación en los pacientes con tratamientos implantológicos (Hammërle et al 2001); por lo tanto, no es raro que las fuerzas que se ejercen sobre los implantes durante el bruxismo sean incluso mayores que las que se producen durante la masticación (Engel et al. 2001).

Las complicaciones mecánicas investigadas fueron variables e incluyen el aflojamiento de tornillos entre otras. Hay estudios que encontraron una asociación positiva entre el bruxismo y los problemas mecánicos (Kinsel et al. 2009; Brägger et al. 2001; De Boever et al. 2006) mientras que otros artículos no encontraron una asociación (Schneider et al. 2012; Tawil et al. 2006; Nedir et al. 2006). Otros no dieron conclusiones (Wählstrom et al. 2010). Ante la sospecha de la futura aparición de un problema técnico, se recomienda que el dentista explique bien al paciente las posibles complicaciones que pueden surgir (De Boever et al. 2006)

Kinsel, encontró que las coronas unitarias ceramometálicas soportadas por implantes y por prótesis parciales fijas tenían un mayor riesgo de fractura de porcelana en pacientes con hábitos de bruxismo, cuando no se usaba un dispositivo oclusal de protección y cuando la restauración tenía como antagonista otra restauración ceramometálica soportada por implantes (Kinsel et al. 2009).

De Boever encuentra una relación entre el bruxismo y una mayor incidencia de complicaciones mecánicas. Según de Boever, las complicaciones mecánicas en prótesis fija suelen aparecer entre un periodo de 2 a 100 meses. En prótesis fija sobre implantes la mayoría de las complicaciones aparecen en prótesis que tienen de 4/5 unidades y sobre todo en aquellas que tengan algún tramo con una extensión libre. Las rehabilitaciones más largas en pacientes bruxistas suelen sufrir algún tipo de complicación mecánica (De Boever et al. 2006).

Brägger también encuentra una relación entre bruxismo y complicaciones mecánicas sobre todo en el caso de pacientes con extensiones y con bruxismo. También vio que ocurrían más fracturas de porcelana en prótesis fija sobre implantes que en prótesis fija sobre dientes. En este sentido, Gonda encuentra que la adición de un voladizo a la superestructura aumenta el estrés alrededor de los implantes. Cuando grandes fuerzas musculares se aplican a una superestructura con cantilevers o si la calidad ósea es pobre, el estrés alrededor de los implantes aumenta; esto no ocurre si el hueso es duro (Gonda et al. 2014). Salvi reconoce que a pesar de que los estudios que relacionan el bruxismo con la presencia de complicaciones mecánicas y técnicas tienen resultados contrapuestos, sí que se observa una tendencia en la que podemos afirmar que los pacientes afectados de bruxismo, tendrán más posibilidades de tener complicaciones

mecánicas y/o técnicas (Salvi et al. 2009); por tanto, para el éxito clínico a largo plazo y la supervivencia de los implantes dentales en pacientes, se debe hacer especial hincapié en los hábitos orales perjudiciales del paciente, ya que influyen a largo plazo en la estabilidad de los implantes dentales; en este sentido, en el estudio de Yadav se estudiaron implantes en la región anterior del maxilar y se vio una diferencia significativa entre bruxistas y no bruxistas (Yadav et al. 2016).

Tawil, sin embargo, no encuentra asociación entre el bruxismo y la mayor incidencia de complicaciones mecánicas en las rehabilitaciones posteriores con implantes cortos, siempre que la orientación de la fuerza y la distribución de la carga sean favorables y que la parafunción se controle (Tawil et al. 2006). Wahlström, además, observa un resultado incierto en la relación causal entre bruxismo y fallos mecánicos, pero establece que el bruxismo y la sobrecarga, parecen peligrosos para los tratamientos con implantes (Wahlström et al. 2010).

Manfredini explica es improbable que el bruxismo sea factor de riesgo para las complicaciones biológicas alrededor de los implantes dentales, mientras que es más probable que sea un factor de riesgo complicaciones mecánicas puesto que es cierto que se ve una tendencia positiva entre el bruxismo y las complicaciones mecánicas (Manfredini et al. 2014).

El bruxismo (apretamiento y/o rechinar de los dientes) por tanto, se considera generalmente una contraindicación para los implantes dentales, aunque la evidencia para esto se basa generalmente solamente en experiencia clínica. (Manfredini et al. 2014; Lobbezoo et al. 2006). Hasta el momento, los estudios realizados sobre la posible relación de causa y efecto entre el bruxismo y el fracaso de implantes no producen resultados consistentes y específicos. Esto se debe en parte a la gran variación en la literatura tanto en los aspectos técnicos como en los aspectos biológicos del material de estudio. Aunque todavía no hay pruebas de que el bruxismo provoque una sobrecarga de los implantes dentales y de sus supraestructuras, se recomienda un enfoque cuidadoso (Lobbezoo et al. 2006).

Hay algunas pautas prácticas para minimizar la posibilidad de fracaso del implante. Además de la recomendación de reducir o eliminar el propio bruxismo, estas directrices se refieren al número y dimensiones de los implantes que van a conformar la prótesis, al diseño de los patrones de oclusión/articulación de la prótesis y a la protección del resultado final con una férula de estabilización oclusal dura (Lobbezoo et al. 2006). Además, la protección con una férula nocturna parece tener cierta validez en pacientes que tienen bruxismo nocturno (Tosun et al. 2003).

Parece que existe poca evidencia científica que especifique un diseño del esquema oclusal para la prótesis sobre implantes. La forma oclusal y los esquemas que se le dan a una prótesis fija sobre implantes han evolucionado a través de la experiencia clínica;

no hay evidencia de que un diseño particular sea superior a otro (Klineberg et al. 2007). sin embargo, Göre especifica que la función de grupo puede aumentar la carga en los componentes protésicos en comparación con la guía canina. De acuerdo con los resultados de este estudio, en los pacientes que sean bruxómanos y que se rehabiliten con una prótesis fija sobre implantes se prefiere un esquema oclusal de guía canina mejor que una de función de grupo ya que la disipación de fuerzas es mejor, salvo en el caso que el propio implante sea el canino (Göre et al. 2014). Tal y como se ha señalado, el procedimiento de planificación de implantes en un paciente con bruxismo y la prevención de las complicaciones mecánicas está basada en la experiencia clínica, más que en una evidencia científica sólida; por ello se han editado una serie de guías con recomendaciones cuando se sospecha o se ven signos clínicos de que un paciente pudiera tener bruxismo (Lobbezoo et al. 2006).

Si se sospecha de la presencia de bruxismo, es recomendable colocar mayor número de implantes que si no hubiera este desorden. Más específicamente, con el fin de evitar situaciones en las que exista un voladizo, se debe colocar un implante por cada unidad que esté ausente. La fuerza sobre cada implante se reparte entre más unidades y de esta forma, cada implante sufriría menos (El Askary et al. 1999; Hurson, 1995)

También se recomienda que los implantes sean lo más largos posible, así como elegir implantes de un diámetro mayor para mantener los estreses al hueso tan bajos como sea posible. (El Askary et al. 1999; Misch, 2002). Respecto a la oclusión, los puntos de contacto deben estar cerca del centro cuando se está rehabilitando la prótesis y las cúspides de las caras oclusales lo más planas posibles para proteger a los implantes contra los componentes laterales de las fuerzas que se ejercen durante los apretamientos (McCoy, 1997).

2.1.2. LOCALIZACIÓN PRÓTESICA

La localización de la prótesis es uno de los factores que están asociados a la aparición de complicaciones en mayor o menor medida. Así normalmente las prótesis localizadas a nivel posterior suelen sufrir mayor número de complicaciones protésicas que las prótesis anteriores, simplemente porque están sometidos a una carga mayor por la masticación; cabe destacar que la diferencia fundamental entre el implante y el diente, es que el primero es una anquilosis funcional que tiene poca capacidad intrusiva, mientras que el diente es capaz de intruirse gracias al ligamento periodontal, lo que ayuda a una disipación de fuerzas hacia el interior de los maxilares; por otro lado, es cierto que la presencia de complicaciones en los implantes anteriores también se puede dar y en este sentido entran en juego los esquemas oclusales; así ante una fractura anterior, muchas veces se descubre una incorrecta guía anterior. Otra localización que juega un papel fundamental en la aparición de complicaciones mecánicas suele ser la

localización maxilar o mandibular; por todo ello este aspecto es muy importante a estudiar para poder prever la presencia de futuras complicaciones; en este sentido, este aspecto es tenido en cuenta en algunos artículos que estudian la aparición de complicaciones mecánicas en prótesis fija, pero en la mayoría de los estudios se encuentra interconectado con otros factores de riesgo por lo que su grado de implicación no queda claro.

2.1.3. ANTAGONISTA PROTÉSICO

La presencia de los diferentes antagonistas protésicos en una posición opuesta a una prótesis de porcelana implantosoportada puede llegar a tener cierta influencia en la presencia de complicaciones mecánicas. Este aspecto ha sido estudiado fundamentalmente a nivel de las sobredentaduras (Sadowsky et al. 2001; Ohkubo et al. 2010; Preciado et al. 2012) pero a nivel de prótesis fija no se ha estudiado como objetivo único, sino que se ha mencionado de forma parcial en algún estudio (Danza et al. 2011; Montero et al. 2012; Schwarz et al. 2014).

Hay una evidente la escasez de estudios que abordan este aspecto de forma específica (Ohkubo et al. 2010).

Hay otros estudios más clásicos que tuvieron en cuenta esta característica con implantes, pero con los llamados subperiósticos que actualmente están en franco declive; se evidenciaron que los mejores resultados ocurrían con implantes subperiósticos que tenían un antagonista tipo prótesis completa removible (Stvrtecky et al. 1993); no obstante, los implantes subperiósticos no funcionan biomecánicamente igual que los implantes endoóseos; por tanto, aunque sabemos que los implantes subperiósticos tienen más éxito cuando poseen un antagonista tipo prótesis completa removible, este hecho puede no ser extrapolable a un implante endóseo. Otros estudios investigaron el estrés que se producía en un implante unitario en oposición a un diente natural, pero con un tipo específico de implantes concluyendo que es posible que a altos estreses un diente natural se intruya (Akpınar et al. 2000). En otros estudios se concluyó que sea la carga de la prótesis implantosoportada dura o blanda, si la oclusión se ajusta, el diente natural antagonista en este caso no sufriría ninguna afectación en los tejidos periodontales (Hoshino et al. 2004).

El ajuste oclusal es uno de los aspectos a tener en cuenta en el caso de la relación entre una prótesis implantosoportada y el antagonista, independientemente de que tipo de antagonista que esté presente (Kim et al. 2005).

En otras ocasiones se ha estudiado el papel de un antagonista sobretodo en el caso de implantes postextracción cargados de forma inmediata (Peñarrocha-Diago et al. 2008; Guida et al. 2008).

Por tanto, como se ha señalado anteriormente, la presencia de un antagonista u otro puede llegar a ser uno de los factores que pueden desencadenar complicaciones en una prótesis implantosoportada puesto que la unión del implante al hueso es mediante una anquilosis, no existe ligamento periodontal y este aspecto repercute en la ausencia de intrusión del implante cuando este recibe carga masticatoria.

Kinsel y Kreissel mencionaron que las fracturas son más frecuentes cuando una restauración implantoprotésica tiene como antagonista otra prótesis implantosoportada o unitaria (Kreissel et al. 2007; Kinsel et al. 2009). En el estudio de Wittneben se pone de manifiesto que debido a una falta de propiocepción y de ligamento periodontal, el paciente puede no sentir si está en hiperoclusión; si la dentición antagonista está compuesta por una prótesis implantosoportada también, podría ser que se produjera una fractura de la cerámica, aunque en su estudio no se encontró ninguna asociación estadísticamente significativa. En este sentido, sería deseable el diseño de estudios que estudiaran este aspecto de forma específica con una muestra que incluyera solamente un tipo de diseño de prótesis para comprobar el grado de influencia de este aspecto en las complicaciones (Wittneben et al. 2014).

2.1.4. NÚMERO DE IMPLANTES

El número de implantes que soportan una prótesis repercute en el comportamiento clínico de la prótesis e influye en la generación de estrés y posible pérdida ósea de los implantes; en la práctica clínica general es un aspecto que normalmente se decide en base a la cantidad ósea de la que se dispone a la hora de abordar un caso clínico. Aparentemente, el número de implantes ideales es un aspecto que sigue sin ser desarrollado ampliamente porque hay una evidente falta de estudios clínicos randomizados que comparen los diferentes números de implantes con los diferentes diseños de prótesis sobre implantes (Mericske-Stern et al. 2014; Heydecke et al. 2012; Gotfredsen et al. 2012).

Heydecke en su revisión sistemática sobre prótesis fijas sobre implantes, expone un concepto que ella llama “implante por unidad sustituida”; en el caso de las prótesis parciales implantosoportadas y prótesis parciales implantosoportadas con cantiléver, se puede considerar un ratio adecuado el de 2/3, si bien es cierto que puntualiza que este ratio no está protocolizado en otros artículos.

En el caso de las prótesis completas fijas implantosoportadas se asume que normalmente soportan unas 10/12 unidades tanto en maxilar como en mandíbula. Se ha identificado aproximadamente como la mínima cantidad de implantes para soportar este tipo de prótesis como 4 en ambos maxilares lo que dejaría un ratio “implante por unidad sustituida” de 1/2 o de 1/3; están por debajo del ratio de las prótesis parciales implantosoportadas. En este mismo sentido se pronuncia el documento de consenso de la EAO de 2012 que expone que para prótesis completas implantosoportadas usar de 4 a 6 implantes es una opción bien documentada; sin embargo, no se podría recomendar el uso de solamente 3 implantes para una prótesis implantosoportada completa. No existe una evidencia clara para recomendar 6 implantes como mínimo en este tipo de prótesis fijas completas (Gotfredsen et al. 2012).

Parece que las restauraciones que respetan estos límites tienen éxito. No obstante, a nivel maxilar sería más apropiado colocar 5 implantes ya que el maxilar suele tener una tasa de supervivencia menor que la mandíbula a los 15 años (Ortorp et al. 2009).

2.1.4.1. MAXILAR

En el estudio de Bölükbaşı se evaluó el comportamiento biomecánico en relación a la localización de implantes para la fabricación de prótesis fija en el maxilar anterior. El aumento del número de implantes reducía el riesgo de reabsorción ósea (Bölükbaşı et al. 2015); Lee coincide que, si se disminuía el número de implantes a nivel maxilar anterior, el estrés alrededor de los implantes, aumentaba (Lee et al. 2016). En el estudio de Lee el modelo que contaba con 6 implantes era el que mostraba una distribución de estrés y unas condiciones niveladas entre todos los implantes; si se disminuía el número de implantes, el nivel de estrés alrededor de estos, aumentaba. Parece ser que, ante la ausencia de 6 unidades en el maxilar anterosuperior, siempre es mejor que se restauren con 4 implantes que con 2 o 3, siendo indiferente si la distribución es canino e incisivos centrales o caninos e incisivos laterales (Lee et al. 2016).

2.1.4.2. MANDÍBULA

A nivel mandibular, Correa recomienda para la rehabilitación con prótesis fija como mínimo el uso de 4 implantes que estén localizados dos de ellos a nivel de los primeros premolares y los otros dos localizados en la zona incisiva a nivel central o nivel lateral dependiendo de la cantidad y la calidad ósea; si hay una extensión del cantiléver, esta no debe ser mayor de 10 mm; si se rehabilita este tipo de prótesis con 2 o 3 implantes se puede aumentar de forma significativa la deflexión en la superestructura y por tanto el estrés en los implantes más distales (Correa et al. 2012), así como posibles fracturas

técnicas de la estructura o del material de cobertura. Mahsid también recomienda el uso de 4 implantes a nivel mandibular inferior para prótesis fija completa situando los implantes a nivel intermentoniano, también apunta la necesidad de evitar la colocación de 5 implantes, ya que aunque a priori, el aumento de un implante más pudiera ser beneficioso para el soporte de las fuerzas, este aumento supone un mayor estrés alrededor del hueso de los implantes tanto cortical como esponjo, probablemente por la falta de separación entre los implantes (Mahsid et al. 2014); para la rehabilitación de una prótesis fija inferior tipo híbrida, Palmeiro no aprecia ningún tipo de diferencia entre el soporte con 4 o con 5 implantes respecto a la tensión que se podía crear en la estructura (Palmeiro et al. 2015). La rehabilitación de la mandíbula y el número de implantes ha sufrido varios cambios ya que la recomendación inicial fueron 6 implantes reduciendo la tendencia a 5 a finales de los años ochenta, para terminar recomendando 4 o 3 implantes, aspecto que está siendo nuevamente cuestionado hoy en día sobretodo en relación a un número menor de 4 implantes. Parece que esta reducción de implantes es costoefectiva, pero además no tendría ningún impacto en la supervivencia de la prótesis a los 5 años (Friberg et al. 2015).

El número de implantes puede ser un factor importante que influya en la pérdida de hueso marginal; así en la rehabilitación de una zona mandibular posterior con implantes cortos cuando el número de implantes cortos aumentada, también se reducía la pérdida de hueso marginal (Tabrizi et al. 2016).

Una prótesis completa implantosoportada a pesar de que tiene por definición mayor número de unidades que una parcial no muestra una mayor número de complicaciones en forma de pérdida de función; de hecho, una prótesis parcial implantosoportada tiene unos niveles de supervivencia similares. La mayoría de fracasos en las prótesis completas suelen venir (Ortorp et al. 2009) por una fractura de la estructura y suele ser más evidente a nivel mandibular que a nivel maxilar ya que las prótesis inferiores, suelen estar más tiempo en servicio, así como disponer de menos implantes que las estén soportando (Heydecke et al. 2012).

2.1.5. TIPO DE RETENCIÓN

La rehabilitación de la prótesis fija sobre implantes puede ser mediante dos sistemas diferentes de retención: cementado o atornillado. Tanto una como otra presentan ventajas y desventajas y han sido comparadas, siendo la tasa de supervivencia a los 5 años para ambas similar (95%) (Brägger et al. 2011). En este mismo sentido se expresa Wittneben que no encuentra diferencias estadísticamente significativas en términos de supervivencia o fracaso (Wittneben et al. 2014).

De forma general, hay autores que consideran que la prótesis cementada suele tener más problemas biológicos, mientras que la prótesis atornillada es más propensa a los problemas mecánicos (Brägger et al. 2011).

La rehabilitación implantológica atornillada requiere una cantidad mínima de espacio interoclusal y tiene la ventaja de que además es más fácil de retirar (Michalakis et al. 2003; Wittneben et al. 2014; Korsch et al. 2015; Gómez-Polo et al. 2018) cuando se requiere un mantenimiento higiénico o intervenciones quirúrgicas; además tiene una mejor adaptación marginal (Keith et al. 2009). Requieren la colocación del implante dictada por la prótesis debido a la cavidad de acceso del tornillo (Michalakis et al. 2003).

Entre las desventajas, encontramos que la retención primaria es inferior, la estética está más comprometida por el tornillo de acceso, además el proceso de manufactura de las reconstrucciones atornilladas es más sensible a la técnica y más exigente en comparación con rehabilitaciones cementadas a nivel de laboratorio (Michalakis et al. 2003; Wittneben et al. 2014; Lee et al. 2010; Duncan et al. 2003).

Una de las ventajas de las prótesis cementadas es la compensación de las discrepancias de la posición del implante, el ajuste pasivo, una estética buena al no existir un tornillo de acceso y un mayor control de la oclusión (Hebel et al. 1997; Michalakis et al. 2003).

Entre los grandes problemas de las prótesis cementadas, suele estar la dificultad que hay cuando se remueve el exceso de cemento, lo que se ha asociado a un mayor desarrollo de enfermedades periimplantarias (Wilson et al. 2009; Wadhvani et al. 2012) o la dificultad añadida que nos encontramos para solventar un posible problema de aflojamiento del tornillo del pilar estando la corona aun cementada; aunque en el caso de esta última complicación, hay una técnica para poder localizar el tornillo sin eliminar una gran cantidad de porcelana que supondría debilitar la rehabilitación (Patil et al. 2011).

También es importante el papel que juega el tipo cemento en la retirada de la prótesis. Un cemento adecuado es el que mantiene la cementación, pero nos facilita la remoción de la prótesis en caso de necesitar retirarla. En este sentido, es viable el uso de cementos temporales como el ZEC ya que no supondrían un aumento de los aflojamientos en comparación con otro tipo de cementos mientras que permitirían una remoción sin problemas en el caso de que se necesitara (Korsch et al. 2015).

Un periodo de observación de 5 años suele ser el periodo de tiempo correcto para determinar los fracasos de los implantes. Durante este periodo de tiempo es muy frecuente encontrar complicaciones mecánicas (Abt, 2008); por consiguiente, tanto si las prótesis son cementadas como atornilladas, necesitan revisiones regulares y establecer un sistema de recordatorios cuando los pacientes han sido provistos de estas prótesis (Loza-Herrero et al. 2015).

Como se ha señalado previamente, parece que las incidencias técnicas son más comunes en prótesis atornilladas y las biológicas en las cementadas (Brägger et al. 2011); otros autores consideran que la prótesis cementada es superior tanto mecánica como biológicamente (Nissan et al 2011). También Duncan en su estudio demostró mayores incidencias con prótesis atornillada que con cementada (Duncan et al. 2003) y en otros casos, otros autores encuentran que la tasa total de incidencias en relación a las complicaciones técnicas fue significativamente mayor con reconstrucciones cementadas (Wittneben et al. 2014).

Para Wittneben, la complicación más frecuente es el chipping o la fractura de la cerámica, mientras que el aflojamiento sería la segunda complicación más frecuente (Wittneben et al. 2014). Wittneben señala que no existiría diferencias estadísticamente significativas para el resto de complicaciones entre los 2 tipos de prótesis como en el caso de la fractura de la estructura, fractura del implante o fractura o del tornillo.

2.1.5.1. RETENCIÓN PRÓTESIS UNITARIA

La rehabilitación unitaria por un implante dental es una modalidad bien documentada. (Pjetursson et al. 2007) y con unas tasas de supervivencia similares a las prótesis dentosoportadas a los 5 años (Pjetursson et al. 2007) tanto si es cementada como si es atornillada (Sailer et al. 2012); a pesar de que la rehabilitación con corona sobre implante unitaria se ha promovido como una opción de rehabilitación con mucho éxito para los pacientes parcialmente edéntulos, parece que esta opción está basada más en resultados biológicos que en los datos que se obtienen a largo plazo en relación a las complicaciones y al mantenimiento prostodóntico (Ma et al. 2015).

En relación a la tasa de supervivencia del implante en prótesis unitarias, Jung afirma que es de un 96,8% a los 5 años (Jung et al. 2008); hay estudios que especifican que las coronas unitarias atornilladas tienden a tener unas tasas de supervivencia más bajas que las coronas cementadas (Sailer et al. 2012).

La rehabilitación unitaria protésica es aquella que rehabilita solamente una corona unitaria (Vigolo et al. 2004). Inicialmente las prótesis unitarias eran cementadas sobre unos pilares prefabricados (Shariffi et al. 1994), sin embargo, la presencia de casos con desangulaciones de los implantes hizo que aparecieran los aditamentos tipo UCLA y alcanzar resultados más estéticos (Lewis et al. 1992). Ambas presentan ventajas y desventajas.

La indicación para colocar una prótesis unitaria viene dada por la ausencia de un único diente mientras que una prótesis parcial fija vendría indicada cuando faltan varias unidades; es lógico pensar que las prótesis unitarias tienen menos problemas que las

parciales al tener menos unidades (Wang et al. 2016); sin embargo si la prótesis es soportada por un implante y además tiene un cantiléver, nos encontramos con que este tipo de prótesis es la que más problemas técnicos genera, mayor aun que una prótesis parcial fija implantosoportada (Wang et al. 2016).

Hay autores que prefieren las restauraciones atornilladas ya que son más fáciles de retirar en el caso que se requiera la revisión de la prótesis por higiene o por necesidad de reparación. Éstas requieren la localización del tornillo en el lugar exacto de la prótesis. Así si el tornillo no se puede colocar en la posición optima, puede haber problemas estéticos; en concreto, si se coloca fuera de la zona oclusal o palatino, y se posiciona en vestibular. El acceso además del tornillo provoca una discontinuidad de la porcelana que como se ha señalado previamente puede causar un debilitamiento en la zona de las cúspides creando unos contactos oclusales muy inestables. Normalmente, el contacto en céntrica del orificio de acceso al tornillo que se localizaría en la fosa central, pudiendo ocupar entre un 50% y un 66% de la tabla intecuspídea; este se localizaría justo en la zona donde está el tornillo de acceso o el propio composite que cierra el acceso (Vigolo et al. 2004).

La prótesis cementada es más complicada de retirar, aunque hay técnicas para la localización de tornillo; como ventajas poseen la estética y una técnica que es más sencilla o la completa pasividad cuando se coloca la prótesis en el implante (Vigolo et al. 2004).

2.1.5.2. RETENCION PRÓTESIS PARCIAL

El tratamiento con una prótesis parcial sobre implantes se realiza para proporcionar al paciente una prótesis que sustituya a varios dientes que se han perdido.

Pjetursson establece unos datos de tasa de supervivencia de una prótesis parcial implantosoportada a los 5 años de un 95,2% (Pjetursson et al. 2007), entendiendo como supervivencia de la prótesis el fracaso de algún implante, estando la prótesis parcial implantosoportada en boca en estado funcional.

No se ha encontrado una diferencia estadísticamente significativa entre las reconstrucciones cementadas y atornilladas en las tasas de supervivencia o fracaso, en general (contando con prótesis unitaria y parcial y completa) (Wittneben et al. 2014). Weber y Sukotjo tampoco han encontrado ninguna diferencia estadísticamente significativa entre los dos tipos de prótesis parciales en relación a la supervivencia del implante o de la prótesis (Weber et al. 2007). En la prótesis parcial podemos plantear al igual que en la prótesis unitaria, que el tipo de retención de la prótesis al implante es mediante un sistema cementado o atornillado no siendo uno claramente superior al

otro. Las restauraciones cementadas tenían más complicaciones biológicas (pérdida del implante, pérdida ósea de más de 2 mm) mientras que las reconstrucciones atornilladas tienen más problemas técnicos (Gotfredsen et al. 2012; Weber et al. 2007). También para Sailer las complicaciones técnicas muestran un riesgo de ocurrencia ligeramente más alto en las prótesis cementadas (Sailer et al. 2012). De la misma forma, Wittneben indica que las prótesis implantosoportadas atornilladas tenían menos problemas biológicos y técnicos en general (Wittneben et al. 2014). Millen afirma que las prótesis parciales implantosoportadas atornilladas tenían más problemas técnicos pero la diferencia no era estadísticamente significativa a diferencia del caso que hemos visto con Sailer que observaba más problemas con las prótesis cementadas (Millen et al 2015). Wittneben explica que la tasa total de complicaciones técnicas es más alta en el caso de las reconstrucciones cementadas y la diferencia era estadísticamente significativa (Wittneben et al. 2014).

Ambos tipos de reconstrucciones influyen en los resultados finales en diferentes maneras, no siendo ninguno de los métodos de fijación claramente superior al otro (Sailer et al. 2012). Las reconstrucciones atornilladas eran más fácilmente retirables que las cementadas y por ello si surgen eventualmente complicaciones técnicas o biológicas, están serán más fáciles de tratar. Por esta razón y por su aparente mayor compatibilidad biológica, estas reconstrucciones normalmente parecen ser más preferibles. Esta idea coincide con la expresada por Gotfredsen que indica que suelen haber una preferencia por la retención mediante un tornillo basado en la posibilidad de retirar la prótesis fácilmente (Gotfredsen et al. 2012).

2.1.5.2.1. VENTAJAS Y DESVENTAJAS PRÓTESIS PARCIALES

2.1.5.2.1.1. Cementadas

Las ventajas de las prótesis cementadas son la gran compensación de los implantes que están colocados de forma inapropiada, se consigue mejor la pasividad debido a la capa de cemento entre el pilar del implante y la corona, además de haber una ausencia de la cavidad de acceso al tornillo y de esta forma, ante la presencia de una tabla oclusal intacta se tiene un control más fácil de la oclusión; por ejemplo, en las zonas posteriores que son rehabilitadas con implantes de un diámetro estrecho (Wittneben et al. 2014). Una desventaja de la prótesis parcial implantosoportada cementada es el exceso de cemento que se puede dar y que puede conducir a un problema de periimplantitis (Wilson, 2009).

Las restauraciones cementadas se recomiendan, por tanto, en los siguientes casos:

- Prótesis parciales implantosoportadas cortas con los márgenes yuxta o por encima del nivel de la mucosa.
- Compensación implantes con una inclinación inapropiada.
- Control de la oclusión más fácil sin una cavidad de acceso. Por ejemplo, con los implantes posteriores de un diámetro estrecho.

2.1.5.2.1.2. Atornilladas

Las prótesis atornilladas se usaron inicialmente; permiten una unión directa al implante; sin embargo, una prótesis atornillada es al menos cuatro veces más cara que una cementada; tienen la ventaja de que se pueden retirar fácilmente, además de requerir una cantidad mínima de espacio interoclusal, como de 4 mm; también son más fáciles de higienizar o reparar. Como desventajas cabe señalar que tienen una indicación más limitada que la prótesis cementada. A nivel de tiempo de laboratorio son más tediosas de manufacturar especialmente, en el caso de las prótesis parciales; además, la cavidad de acceso que está presente en la tabla oclusal puede interferir con la oclusión en las zonas posteriores.

Las recomendaciones para una prótesis parcial fija atornillada:

- Presencia en un espacio interarcada mínimo (4 mm como mínimo)
- Prótesis parciales que tengan un cantiléver
- Prótesis completas
- Evitar un factor de riesgo adicional si se usa cemento (valoración paciente periodontal)
- Zonas estéticas para una provisionalización de los implantes que ayude al modelado del tejido blando y la finalización de la emergencia del perfil. Los implantes tienen que colocarse en una situación protética ideal con la cavidad de acceso de la corona debajo del borde incisal para facilitar la retención por el tornillo.
- cualquier tipo de situación en la que se prevea la necesidad de retirar la prótesis (prótesis completas implantosoportadas para higienizar).

2.2. FACTORES DE RIESGO IMPLANTOLÓGICOS

2.2.1. DIÁMETRO

El diámetro de los implantes es otro de los factores implantológicos que afectan a la presencia de complicaciones mecanicotécnicas. Los pacientes que tienen una cantidad y calidad ósea ideal pueden acomodar implantes convencionales (Balaji et al. 2010) pero en otros casos en los que hay una estrechez ósea o la falta de espacio protético, el clínico tiene que buscar otras alternativas. En este sentido, la selección del diámetro del implante es un proceso complejo en la que entran numerosas consideraciones quirúrgicas y procedimientos protéticos específicos para cada sitio implantológico (Balaji et al. 2010; Lazzara et al. 1994); uno de los problemas que se ha identificado es la falta de estandarización numérica de los diámetros implantes; ya hay una diferenciación lingüística con los términos estrecho, mini, ancho o estándar; además se han propuesto ciertos esquemas de clasificación para mejorar la comunicación entre profesionales (Al Johany et al. 2017).

Los implantes dentales de diámetro estrecho son una opción a considerar como alternativa en los casos en los que hay una escasez ósea en grosor (rebordado alveolar estrecho) o cuando el espacio protético está limitado (Lazzara et al. 1994; Mazor et al. 2004; Romeo et al. 2006; Degido et al. 2008; Lee et al. 2013) para así evitar una segunda zona quirúrgica (Comfort et al. 2005; Lazzara et al. 1994) u otras técnicas quirúrgicas más agresivas (Santagata et al. 2015); además, reduce la necesidad de injerto óseo en pacientes completamente edéntulos (Lambert et al. 2015; Papadimitrou et al. 2015).

En otras ocasiones los implantes de diámetro estrecho también se pueden usar en técnicas de aumento óseo (Garcez-Filho et al. 2015); además, los pacientes se sienten generalmente satisfechos con soluciones que no impliquen cirugía invasiva (Pommer et al. 2014); estos implantes se pueden someter a carga inmediata con gran éxito. Hay casos en los que esta posibilidad no se puede tener en cuenta y hay que recurrir a técnicas de expansión ósea (García-garcía et al. 2004).

2.2.1.1. DIÁMETRO Y NÚMERO DE IMPLANTES

El diámetro del implante y el número de implantes son factores que influyen en la aparición de complicaciones mecánicas como el aflojamiento de los tornillos o la descementación (Bakeen et al. 2001; Lee et al. 2013). Así, en una situación de rehabilitación molar, cabría esperar más aflojamiento de los tornillos si se rehabilita con un solo implante, aunque sea de diámetro ancho, que con 2 implantes; nos encontraríamos con una situación crítica cuando existe un estrechamiento de la tabla oclusal molar y solo se pudiera rehabilitar con un implante (Bakeen et al. 2001).

Freiras explica que en zonas posteriores molares con compromiso óseo tiene más fiabilidad la colocación de 1 implante de diámetro estándar (3,75 mm) o en el caso de que tengamos que colocar un implante de diámetro estrecho (3 mm) sean 2, ya que estos 2 modelos soportarían mejor la carga oclusal que la colocación de un solo implante de 3 mm (Freitas-Junior et al. 2011). Este hecho es consistente con el estudio retrospectivo de Mazor en el que recomienda colocar 2 implantes de diámetro estrecho en el caso de la reposición de un solo molar (Mazor et al. 2004).

Se ha observado que en los casos en los que se requiere la rehabilitación de una zona molar de extremo libre mediante 2 implantes y 3 coronas hay una diferencia si usamos implantes estrechos e implantes anchos ya que el estrés es mayor a nivel de los implantes de menos diámetro que los de un diámetro estándar de 4,1 (Termeie et al. 2015). No obstante, esto no significa que haya que evitar la colocación de implantes estrechos en zonas de extremo libre posterior, o que no se favorezcan los procedimientos de aumento quirúrgico.

2.2.1.2. DIÁMETRO Y LONGITUD DE LOS IMPLANTES

Las tasas de supervivencia son similares para los implantes de un diámetro pequeño y de diámetro estándar; este hecho cambia cuando entra en juego otro factor como es la longitud del implante; así, parece que la tasa de fracaso es mayor en los implantes cortos que en los implantes más largos en aquellos estudios en los que se ha tenido en cuenta la longitud (Sohrabi et al. 2012). Mijiritsky en su estudio sobre la influencia del diámetro y la longitud en la supervivencia del implante establece que estos factores no parecen tener influencia en la supervivencia del implante; no obstante, aclara que el estudio solo dura 2 años y especifica un único fabricante de implantes (Mijiritsky et al. 2013). Sin embargo, Mohlhenrich establece que el diámetro de un implante tiene mayor influencia en la estabilidad primaria que la longitud, sobre todo en los casos en los que hay una calidad ósea pobre, un cambio de diámetro puede llevar a un incremento significativo en la estabilidad primaria (Möhlhenrich et al. 2015).

Uno de los procedimientos propugnados cuando se trata un implante contaminado es un procedimiento de implantoplastia en el que se produce una reducción del diámetro del implante afectando la fortaleza de este. La implantoplastia parece que debilita la fortaleza en los implantes más estrechos; por eso, este procedimiento debería llevarse a cabo con precaución en implantes estrechos de extremo libre que pudieran estar sometidos a mayor carga oclusal (regiones posteriores) (Chan et al. 2013).

2.2.1.3. DIÁMETRO Y ANTAGONISTAS

Hay autores que consideran que uno de los factores a tener en cuenta a la hora de restaurar un caso clínico mediante implantes estrechos es el tipo de prótesis antagonista que el paciente va a llevar. Así, la colocación de implantes de diámetro estrecho en zonas molares de extremo libre es un tratamiento aceptado, ya que además las fuerzas oclusales disminuyen con el deterioro de la dentición con la edad (Cehreli et al. 2004).

Estos implantes, por tanto, serían una opción a considerar especialmente en el caso de que los pacientes tengan como antagonista una prótesis removible parcial o completa, ya que la carga a los implantes estrechos sería menor. Sin embargo, en el caso de que el paciente tenga un reborde alveolar estrecho, una prótesis fija como antagonista y se tenga que rehabilitar una zona molar con extremo libre, si se van a colocar implantes de diámetro estrecho, debe rehabilitarse cada uno de los dientes que falten y no colocar ningún pónico (Cehreli et al. 2004).

2.2.1.4. DIÁMETRO Y CONEXIÓN

La rehabilitación mediante “platform switching” o cambio de plataforma es un concepto actualmente utilizado para la rehabilitación de prótesis sobre implantes ya que reduce el estrés a nivel de hueso crestral y evita la pérdida ósea crestral. No obstante, como desventajas de esta configuración cabe señalar el aumento del estrés en el pilar y en la unión pilar-implante (Cimen et al. 2012; Maeda et al. 2007). Freitas añade que hay una disminución significativa en la probabilidad de supervivencia de los implantes estrechos (3,5 mm) tanto con conexión interna o externa en la zona de unión entre el implante y el pilar cuando se aplicaban ciclos de fatiga, pero no se vio tal disminución de la probabilidad de la supervivencia con una conexión como morse (Freitas GP et al. 2016). En este mismo sentido se manifiesta Bordin ya que los implantes estrechos tanto si tienen conexión interna como conexión externa presentaron la fiabilidad más pequeña a altas cargas comparado con conexiones cónicas internas (Bordin et al. 2016).

2.2.1.5. DIÁMETRO Y LOCALIZACIÓN

Los resultados obtenidos en la literatura nos indican que los implantes dentales estrechos son una alternativa válida puesto que han mostrado resultados clínicos similares a nivel de supervivencia y éxito que los implantes que tienen un diámetro normal (Romeo et al. 2006; Lazzara et al. 1994; Sierra-Sánchez et al. 2014) con un ratio acumulado de éxito de 96,1 % en el maxilar y de 92% a nivel mandibular (Romeo et al. 2006; Sohrabi et al. 2012).

- Zonas incisivas

Entre las indicaciones de los implantes de diámetro estrecho se encuentran los casos de reposición a nivel de los incisivos ya que son zonas que suponen un reto para los profesionales al haber compromiso estético y una cantidad ósea limitada (Polizzi et al. 1999; Zinsli et al. 2004; Arisan et al. 2010; Moráñez et al. 2017; King et al. 2016).

A veces se requiere la colocación de una provisionalización inmediata en los casos de reposición incisiva para conformar la papila y generar estética. En estos casos es frecuente la aparición de complicaciones protéticas como la fractura, el descementado, el aflojamiento de tornillo de pilar. Normalmente ocurre dentro de los 3 meses después de la cirugía y se resuelve fácilmente (Sohn et al. 2011; Oyama et al. 2012). Con una tasa de supervivencia del implante favorable, el uso de implantes de diámetro estrecho como soporte para restauraciones provisionales parece una opción de tratamiento factible (Wang et al. 2016; Lambert et al. 2015).

- Zonas posteriores

En las zonas posteriores, los implantes que son de diámetro ancho son adecuados donde el hueso sea de menor calidad y con una altura vertical restringida, ya que proporcionan mayor contacto implante hueso (Lazzara et al. 1994). Los implantes estrechos en las zonas posteriores serían una alternativa costo efectiva para restaurar espacios donde el hueso es escaso con implantes sin realizar procedimientos de ortodoncia o de aumento óseo, los cuales son necesarios para la rehabilitación con prótesis fija convencional. Otros autores consideran que las regiones posteriores edéntulas se pueden restaurar con implantes estrechos, pero con una conexión tipo platform switch como alternativa a implantes de diámetro ancho (Woo et al 2016).

Los implantes estrechos, también pueden usarse en pacientes dentados siempre que la fuerza de oclusión no sea excesiva (Cehreli et al. 2004). Arisan explica que es factible su elección en las zonas donde no podemos colocar implantes de diámetro normal, aunque al parecer una localización posterior puede dar lugar a mayores problemas mecánicos en la prótesis siendo el principal la descementación y el aflojamiento (Arisan et al. 2010). También Pieri reconoce en su estudio que el tratamiento con una prótesis fija parcial a nivel posterior tanto en mandíbula como en maxilar con implantes estrechos (3,3 mm) es un tratamiento tan fiable como con implantes de diámetro estándar (4 o 4,5mm) pero los implantes de diámetro estrecho mostraron un mayor riesgo de complicaciones protéticas (Pieri et al. 2017). A nivel maxilar, el diámetro y localización de los implantes, así como la aplicación de plasma rico en factores de crecimiento, influye en la estabilidad de los implantes medidos a las 12 semanas de cicatrización. Aparentemente, la estabilidad es menor con implantes de diámetro pequeño en una localización maxilar,

pero aumentaría si los implantes se empaparan en plasma rico en factores de crecimiento (Quesada-García et al. 2012).

Zinsli apunta a que es posible que ocurran fracturas después de un tiempo en función. (Zinsli et al. 2004). Allum recomienda precaución en el uso de implantes con un diámetro menor o igual a 3 mm ya que estos implantes tienen mayor posibilidad de fractura real en la práctica clínica (Allum et al. 2008).

Los implantes de un diámetro muy pequeño (1,8 – 3,3 mm) pueden usarse como soporte para prótesis parciales fijas en sitios edéntulos con hueso comprometido en anchura o en longitud. Estos implantes de diámetro muy pequeño sólo pueden usarse en sitios muy selectivos donde hay una densidad ósea adecuada o un volumen de hueso adecuado para una estabilidad implantaria inmediata. En las zonas posteriores, con este tipo de implantes, la rehabilitación protética de los dientes debe ser con dientes pequeños estrechos y redondos, dentro de la tabla oclusal que en este caso es pequeña para minimizar las fuerzas de dirección axial directa y la no axial. Pueden ser necesarios implantes múltiples ferulizados para minimizar la fatiga del metal que se produce por una carga cíclica (Flanagan et al. 2008).

Por ejemplo, el uso de implantes 3,3 es predecible pero siempre que se usen las guías clínicas adecuadas y que la restauración protética sea la adecuada (Lazzara et al. 1994). El uso de implantes estrechos en la zona mandibular posterior ha sido documentado como una posibilidad real de rehabilitación con una tasa de supervivencia del 95,1 % (Maló et al. 2011); no obstante, a pesar de que los datos clínicos sugieren que los implantes de diámetro estrecho son una opción a nivel posterior alternativa a los implantes de diámetro estándar, hay ciertas condiciones que se tienen que dar para asegurar el éxito a largo plazo (Assaf et al. 2015).

En este mismo sentido se manifiesta Flanagan: en las zonas posteriores donde encontramos altas cargas funcionales podemos colocar implantes de diámetro estrecho pero se tiene que cumplir unos requisitos durante la inserción del implante: la rotación debe ser lenta con intermisiones de suero para el enfriamiento óseo; hay que tener en cuenta la densidad ósea de sitio, esperar unos 4 meses de cicatrización, hacer una cirugía sin colgajo, el tratamiento de la periodontitis existente, además se debería usar un cemento insoluble para prevenir el aflojamiento de las coronas debido a la disolución del cemento y la sobrecarga (Flanagan et al. 2008).

Otros autores por el contrario consideran que los implantes estrechos pueden dar problemas, sobre todo a nivel de una localización posterior; así para Shemtov-Yona los implantes de 3,3 no muestran un comportamiento de fatiga predecible (Shemtov-Yona et al. 2014). Sin embargo, Mangano afirma en su estudio que los implantes de una sola fase de diámetro estrecho manufacturados mediante sinterización de laser selectiva (SLS) se pueden usar en zonas posteriores para la rehabilitación de prótesis fija de ambos

maxilares con unos resultados positivos (Mangano et al. 2013). Ortega-Oller en su metaanálisis mostraba que los implantes más estrechos de <3,3 mm tienen significativamente unas tasas de supervivencia menores en comparación con implantes más anchos. Otras variables como el tipo de prótesis, la superficie del implante, la colocación y el tiempo de la carga protética son factores que pueden haber influido en la tasa de supervivencia del implante (Ortega-Oller et al. 2014).

Coelho Goiato afirma que un diámetro de implante estándar 3,75 tienen mejores resultados en la distribución de estrés que un implante estrecho o uno mini (3,3 y 2,5 mm) en zonas posteriores; además las coronas ferulizadas muestran una distribución de estrés más uniforme (Coelho-Goiato et al. 2014).

Para Javed el papel del diámetro del implante en la supervivencia del implante colocado en el maxilar posterior es sin embargo secundario: los factores críticos que influyen en la supervivencia a largo plazo del implante son un protocolo quirúrgico bien diseñado, conseguir una estabilidad primaria suficiente en el tiempo de colocación del implante y visitas de mantenimiento de higiene oral post y prequirúrgicas (Javed et al. 2015). En casos de baja densidad ósea, el aumento óptimo de la longitud e implante y el diámetro tendría que ser tenido en cuenta para obtener una estabilidad primaria más alta (Barikani et al. 2013).

2.2.2. LONGITUD DEL IMPLANTE

La distribución del estrés en el hueso que está alrededor del implante depende de la forma y el tamaño de implante (Holmgren et al. 1998) en este sentido, el diámetro y la longitud son dos factores claves ya que influyen directamente en la estabilidad primaria, la colocación y el valor de torque de remoción del implante dental.

A pesar de que la longitud es uno de los aspectos que se han estudiado como factor influyente en la modulación las fuerzas de masticación, parece que el diámetro juega un papel más determinante en la disipación de las fuerzas (Baggi et al. 2008; Tao Li et al. 2011; Himmlová et al. 2004). Himmlová recomienda desde un punto de vista biomecánico elegir siempre el implante de mayor diámetro que nos permita la anatomía; este autor coincide en que el papel de la longitud del implante parece ser menos relevante en la disipación de fuerzas (Himmlová et al. 2004). Para Goodacre la longitud y el diámetro si juegan un papel importante en la supervivencia del implante; también la calidad ósea sería relevante en relación a este aspecto (Goodacre et al. 1999). Así Goodacre también evidenció un mayor fracaso de los implantes cortos. Otros estudios como el de Mundt no han encontrado un papel relevante de la longitud en la supervivencia del implante (Mundt et al. 2006) ni tampoco Mangano encontró una relación entre la longitud del implante y la supervivencia (Mangano et al. 2014). Li afirma

en su estudio en la mandíbula posterior que el diámetro de un implante juega un papel más significativo que la longitud en la reducción del estrés en el hueso cortical y aumentando la estabilidad implantaria bajo fuerzas de tipo axiales. Recomienda para la rehabilitación de una mandíbula posterior con hueso pobre, un implante de al menos 4 mm de anchura y de una longitud que exceda los 12 mm. Para este autor, esta combinación es la óptima para la rehabilitación de un maxilar inferior con condiciones ósea pobres y para una prótesis implantosoportada atornillada (Tao Li et al. 2011).

El estrés que recibe un implante se concentra alrededor del cuello. Por tanto, cuanto mayor sea el cuello, mayor será la disipación de fuerzas y menos carga afectará al implante (Himmlová et al. 2004). En este sentido se pronuncia también Biaggi que coincide en que el diámetro parece afectar a los picos de estrés en el hueso cortical, pero no en la región trabecular mientras que la interfase hueso implante en el hueso medular, estaría afectado fundamentalmente por la longitud del implante. (Tao Li et al. 2011; Baggi et al. 2008). Para Li, la longitud del implante era más efectiva en la reducción del estrés al hueso trabecular bajo cargas axiales y bucolinguales (Tao Li et al. 2011). Baggi confirma que un aumento de la longitud del implante reduce el gradiente de estrés en el hueso esponjoso (Baggi et al. 2008). La longitud del implante también parece tener cierta relevancia en el caso de los huesos de poca densidad o una calidad ósea insuficiente; así ante un hueso de una calidad pobre, un aumento de longitud resultaba en un aumento de la estabilidad primaria del implante (Barikani et al. 2013). En este sentido, hay una correlación positiva entre la estabilidad primaria de un implante y la longitud de un implante en un hueso que tiene niveles bajos de rigidez (Winter et al. 2010). Para otros autores, la relación entre longitud del implante y estabilidad primaria depende de los rangos de la longitud del implante. En este sentido, Ostman señala que los implantes muy largos de entre 15 a 18 mm, resultaban una menor estabilidad primaria comparado con implantes de 13 mm puesto que éstos generan más calor debido a que se tiene que realizar un lecho mayor (Ostman et al. 2006). Con unos implantes de entre 8,5 a 10 mm la estabilidad primaria aumentaría; sin embargo, este autor no encuentra diferencias en la estabilidad primaria cuando el rango de longitud del implante se encuentra entre 10 a 13 mm.

2.2.3. CONEXIÓN

El diseño de la conexión que permite que la supraestructura protética se una a los implantes ha sido una de las características con más foco de discusión entre los diferentes sistemas. El sistema Bränemark que está clasificado como hexágono externo; se concibió para proporcionar una buena inserción más allá de añadir un sistema antirrotacional. En los años 90 hubo un cambio en el material de fabricación de los tornillos de los pilares y se identificó el tipo de configuración de la conexión del implante

y el pilar como la variable más relevante que puede asegurar la estabilidad de la unión entre el implante y el pilar (Vigolo et al. 2008).

La conexión de los implantes al pilar o a la corona tiene 2 tipos de diseños: uno es la conexión con ayuda de un tornillo con un diseño de unión interno o externo indexados; también hay otro tipo de conexión cónica mediante fricción con o sin tornillo (Schmitt et al. 2014). La conexión interna y externa tienen un método de engranaje antirrotacional.

A nivel externo el hexágono tipo Bränemark se ha considerado el gold estándar durante un tiempo. La conexión externa se ha caracterizado por tener un mecanismo para bloquear los movimientos rotatorios que favorecían el aflojamiento (Esposito et al. 2016). Sin embargo, esta configuración tiene algunos problemas, ya que al tener una altura reducida pueden aparecer complicaciones cuando el implante es sometido a fuerzas de cizalla. Por eso se ha establecido que cuando un implante con conexión externa es sometido a una alta carga oclusal, este puede permitir ciertos micromovimientos que causan inestabilidad de la unión implante-pilar, que puede terminar en un aflojamiento o una fractura (Jemt et al. 1991). En este sentido, la conexión interna se introdujo para eliminar esas complicaciones mecánicas y poder reducir el estrés y así transferirlo al hueso crestral (Merz et al. 2000).

Dentro de la conexión interna hay varios tipos de conexión con y sin mecanismos antirrotatorios y el gold estándar no es fácil de identificar, aunque la llamada conexión conométrica tiene muchos defensores (Esposito et al. 2016). Actualmente, se puede separar en interna hexagonal, octogonal y cono morse (Goiato et al. 2015). A pesar de que la conexión interna aumenta el área de contacto entre el implante y el pilar, disipando la fuerza y de esta manera siendo así la estabilidad mayor, también sufre ciertas carencias como una ausencia de contacto íntimo completo entre el pilar y el implante, lo que está conseguido con la conexión cono morse. El implante de conexión interna tiene el mecanismo de unión dentro del cuerpo del implante (Esposito et al. 2016).

Se ha descrito que la conexión interna demuestra una mayor resistencia a la flexión porque mejora la distribución de la fuerza en comparación con la conexión externa (Freitas et al. 2011), además de disipar la carga lateral más profundamente que las configuraciones externas (Steinebrunner et al 2008); sin embargo, cuando el hueso se reabsorbe, el estrés generado en la conexión interna del implante es mayor que en las conexiones externas tanto en hueso cortical como en esponjoso. Por tanto, parece que aunque a priori cabe esperar un mejor comportamiento mecánico de la conexión interna, esto se revierte cuando hay reabsorción ósea, ya que el estrés sería mayor a nivel crestral en la conexión interna (Tsouknidas et al. 2015). En casos de parafunción donde la magnitud del estrés se puede llegar a aumentar hasta en 3-4 veces la carga, la

conexión interna se comporta mejor ante fuerzas parafuncionales y oclusales que la conexión externa (Torcato et al. 2015). Esposito sin embargo, no ha encontrado ninguna diferencia en lo que respecta entre conexión interna y conexión externa. Para él, la elección está determinada en gran medida por las preferencias del clínico. No obstante, remarca que para poder realizar una comparación, el resto de las características del implante tienen que ser iguales; además, a pesar de la infinidad de conexiones en el mercado por parte de la industria implantológica, aún no se había realizado ningún RCT (Esposito et al. 2016).

A pesar de la aparente mejor estabilidad en la unión implante pilar de la conexión interna, no se puede evitar que con el tiempo y la carga cíclica regular haya un desplazamiento en dirección axial del pilar conectado al implante y este ocurre tanto en conexión interna como en conexión externa. Se recomienda reapretar el tornillo en las conexiones internas un mes después de haber colocado la prótesis para así reducir el aflojamiento del tornillo (Seol et al 2013). Otra de las ventajas de la conexión interna respecto a la conexión externa es que se ha postulado una mayor presencia de microgaps en la conexión externa que en la conexión interna, lo que lleva a una mayor colonización de bacterias y un posible problema periodontal (Martin-gili et al. 2015) y en concreto una mejor capacidad de sellado con la conexión cono morse (Scarano et al. 2015).

Por tanto, la conexión interna y externa tiene diferentes características mecánicas. Todos los sistemas suelen mostrar tasas de éxito similares y efectividad. La conexión cono morse parece que es muy eficiente a nivel biológico permitiendo una menor filtración de bacterias y pérdida ósea en los implantes unitarios (Goiato et al. 2015).

2.2.3.1. CONEXIÓN PROTESIS UNITARIA INTERNA O EXTERNA

La conexión es uno de los factores que pueden influir en la presencia de complicaciones mecánicas. En teoría, los implantes de conexión interna se introdujeron para superar las complicaciones que surgían con los implantes de conexión externa ya que la conexión interna promete una mejor integridad estructural que la conexión externa (Papavasiliou et al. 1996). Sin embargo, hay estudios que han sugerido que en prótesis unitaria, la conexión externa, va a soportar mejor las fuerzas de compresión que la conexión interna (Michalakis et al. 2012). La conexión en implantes unitarios tiene una importancia suma ya que los implantes unitarios están sometidos a fuerzas torsionales lo que puede poner en peligro la estabilidad de la unión implante/pilar o tornillo (Gracis et al. 2012).

Hay autores que han comparado la conexión externa e interna en implantes unitarios y no han encontrado resultados clínicos diferentes comparando la conexión interna con la conexión externa en relación a la presencia de fracturas o aflojamiento del tornillo

(Vigolo et al. 2004). La generación de estrés a nivel del tornillo de prótesis unitaria también depende de los niveles óseos, que tendrían una influencia directa en la conexión. Así, a medida que el hueso se reabsorbe, la generación y distribución del estrés cambia. Cuando no hay reabsorción ósea, los implantes unitarios de conexión interna tienen menos generación de estrés hacia el propio implante o al tornillo de la prótesis que la conexión externa (Hansson, 2000). Sin embargo, a medida que el hueso se reabsorbe, se empezarían a generar picos de estrés mayores en los implantes de conexión interna que en la conexión externa (Tsouknidas et al. 2015). En un implante de conexión interna el mayor pico de estrés se produce cuando hay una reabsorción ósea de 4 mm mientras que en un implante unitario de conexión externa, el mayor pico de estrés se produciría con una reabsorción de unos 2 mm a nivel del hueso cortical (Tsouknidas et al. 2015).

En el caso de los implantes unitarios a parte de la conexión, la localización del implante es un factor extremadamente importante en relación a la fractura del implante y del aflojamiento del tornillo (Gracis et al. 2012). La complicación más frecuente en prótesis unitarias es el aflojamiento del tornillo, pero es independiente del tipo de conexión sin embargo la incidencia es menor en las prótesis unitarias de conexión interna (Gracis et al. 2012). Uno de los mayores avances en la estabilidad de la unión del implante con el pilar, ha sido el cambio del material del tornillo de la prótesis. La prótesis se afloja más con los tornillos de titanio que con los de oro; también es importante un aumento razonable de la precarga junto con la recomendación de apretar el tornillo de forma controlada con una llave de torque que aplica una fuerza calibrada de unos 25 a 35 N en implantes de conexión externa (Gracis et al. 2012).

La dirección de una fuerza oblicua genera estrés tanto en prótesis fija parciales como en prótesis unitarias, más que una fuerza axial; sin embargo, parece que una conexión tipo cono morse es capaz de reducir la capacidad de estrés en prótesis unitarias (Coelho-Goiato et al. 2013). Las complicaciones mecánicas como el aflojamiento del tornillo parece que son las más frecuentes en las restauraciones unitarias de las regiones posteriores donde la carga mecánica es más grande (Simonis et al. 2010).

Una desventaja con la prótesis unitaria suele ser la dificultad de retirarla en caso de que sea necesario, especialmente si es cementada puesto que el propio acto de eliminar la prótesis puede suponer una fractura de la propia prótesis; por eso se han introducido en el mercado algunos componentes protésicos que no necesiten reapriete regular. En el caso de los implantes unitarios se usa mucho el aditamento tipo UCLA que normalmente se cuela en oro, pero el propio proceso de colado en oro, puede alterar las propiedades mecánicas y se manifiesta en un desajuste horizontal.

Se ha demostrado una correlación directa entre el desajuste hexagonal y el aflojamiento del tornillo. Un desajuste rotacional debajo de los 2 grados se considera una de las

uniones del tornillo con la prótesis más estables y predecibles para la conexión externa. Las uniones a los tornillos pueden ser más resistentes al aflojamiento del tornillo mediante la eliminación del ajuste rotacional (Jörnégus et al. 1992); Vigolo demostró que tanto los pilares UCLA maquinados en oro y colados posteriormente como los pilares manufacturados por CAD-CAM para prótesis unitaria mostraron solamente 1 grado de libertad rotacional entre el implante y el pilar tanto en conexión interna como en conexión externa, lo cual lo hace la unión muy estable (Vigolo et al. 2008).

Theoharidou explica en su revisión sistemática que el aflojamiento del tornillo del pilar es un evento raro en prótesis unitaria independientemente de la geometría de la conexión si se proporciona un torque adecuado y unas características antirrotatorias. Más del 97% de los estudios en prótesis unitaria mantienen una conexión implante pilar estable después de 3 años de servicio (Theoharidou et al. 2008).

2.2.3.2. CONEXIÓN PRÓTESIS PARCIAL INTERNA O EXTERNA

Las prótesis parciales implantosoportadas son aquellas que restauran un tramo edéntulo en la boca de un paciente no siendo prótesis completas. Las conexiones con que cuentan estas prótesis pueden ser internas, externas o cónicas; muchos de los estudios que investigan la conexión de los implantes son in vitro y cuentan con implantes individuales por lo que hay cierta escasez de artículos que investiguen la conexión en prótesis parciales. Algunos de los estudios encontrados se han realizado con prótesis parciales de tres unidades.

Al igual que en las prótesis unitarias, existe cierta controversia sobre el tipo de conexión que es más adecuada para las prótesis parciales. Así, Esposito no encuentra ninguna diferencia entre la conexión interna y externa para una prótesis parcial siendo el número de incidencias en general bastante bajo (y similar) para los dos tipos de conexiones. No obstante, este estudio cuenta con ciertas debilidades como una duración de un año de seguimiento o una ausencia de análisis según subgrupos. Además, el papel de la conexión puede estar negativamente afectado por la presencia de otros factores de confusión que se encuentran en el estudio (Esposito et al. 2016)

Nishioka experimenta in vitro con prótesis parciales soportadas con tres implantes, unos con conexión interna y otros con conexión externa; este autor concluye que ambas conexiones presentan el mismo comportamiento biomecánico bajo las mismas condiciones de apretamiento (en caso de este estudio es de 20 ncm) (Nishioka et al. 2010). Sin embargo, De Vasconcellos realiza un estudio in vitro usando una galga extensiométrica con tres implantes de conexión externa colocados en bloques de poliuretano y otros tres implantes de conexión interna en otro bloque de poliuretano; estos son sometidos a cargas axiales y encuentra que la conexión interna tiene valores

mayores de microdeformación, con lo que resiste más que la conexión externa a la deformación ante una carga axial (De Vasconcellos et al. 2015).

Hay mucha controversia en relación al comportamiento de las conexiones ya que en muchos casos a parte de este aspecto, encontramos otros factores que pueden estar implicados en el éxito de la prótesis parcial como puede ser la dirección de la carga (De Vasconcellos et al. 2015; Tonella et al 2011), la profundidad de colocación del implante (Siadat et al. 2017), la presencia de una férula de descarga (Dos Santos Marsico et al. 2017), la técnica de impresión (Mpikos et al. 2012), el tipo de tornillo de la prótesis (Coppedê et al. 2013) o el número de implantes (Yi et al. 2013). Goiato refiere mejor comportamiento de la conexión interna para un mejor mantenimiento del hueso crestal en relación a la conexión externa (Goiato et al. 2015). Sin embargo, para Kaminaka la conexión cono morse preserva mejor el hueso crestal que la conexión externa o interna aunque este estudio sólo dura un año (Kaminaka et al. 2015).

Goiato afirma que en general el cono morse permite menor filtración de bacterias y pérdida ósea para los implantes unitarios; sin embargo, para prótesis fijas parciales y sobredentaduras también concluye que el cono morse es la mejor conexión debido a la estabilidad mecánica que ofrece (Goiato et al. 2015). En este sentido se expresa también Siadat que afirma que cuanto más profundo se coloca un implante, menos preciso es la colocación del pilar sobre el implante; para este autor, en estos casos la conexión cono morse se comporta mejor que la conexión externa y la interna (Siadat et al. 2017).

Como se ha señalado anteriormente se han realizado varios estudios con prótesis parciales de tres unidades (Tonella et al. 2011; Nascimento et al. 2015; Dos Santos Marsico et al. 2017); Nascimento en su estudio in vitro sobre desajustes verticales creó especímenes de 2 implantes con 3 unidades; en este caso, comparó el cono morse con la conexión externa sometiendo los especímenes a unas condiciones de carga; encontró mayor colonización de bacterias y por tanto desajuste en el caso de la conexión externa aunque no era significativo (Nascimento et al. 2015). También Tonella experimentó con este tipo de modelos in vitro, pero sin embargo concluyó que la conexión interna hexagonal exhibe un mejor comportamiento mecánico en el caso de las prótesis parciales de tres unidades soportadas por dos unidades que la conexión morse, mientras que el cono morse era más favorable en el caso de prótesis unitarias seguida de la conexión interna y la externa (Tonella et al. 2011). El concepto de cambio de plataforma es un factor que se ve frecuentemente en las prótesis ya que se concibió para un mejor mantenimiento óseo crestal; sin embargo, en prótesis parcial, parece que este concepto puede suponer una disminución de la supervivencia de la prótesis tanto si la conexión es externa como si es interna (Anchieta et al. 2016). Según Dos Santos Marsico, en un modelo de 3 unidades soportado por dos implantes tipo premolar y primer molar la conexión externa sufre más estrés que la conexión interna en condiciones de carga

normal y de sobrecarga; la presencia de la férula ayuda a que el estrés de masticación se disipe al hueso (Dos Santos Marsico et al. 2017).

En prótesis parcial al igual que en prótesis dentosoportada, no es necesario que cada diente que no esté presente en boca sea sustituido por un implante; en alguna ocasión parece razonable pensar que puesto que se va a prescindir de alguna unidad implantaria, una u otra conexión puede ser más beneficiosa que la anterior; en este sentido, Yi no encuentra ninguna diferencia entre el uso de una conexión interna o externa cuando una prótesis de tres unidades es soportada por dos implantes y no tres. Parece que ninguno de los dos modelos muestra un comportamiento mecánico más beneficioso con ninguna de las 2 conexiones: externa o interna (Yi et al. 2013). Parece que la conexión interna puede suponer una desventaja en la toma de impresiones múltiples cuando existe cierta angulación de los implantes (Mpikos et al. 2012).

Por tanto, en relación a la conexión y a la prótesis parcial implantosoportada, se puede concluir que hay una escasez de artículos siendo la mayoría in vitro además de la constante presencia de varios factores de confusión que en ocasiones pueden enmascarar el papel real de la conexión en la prótesis parcial.

3. JUSTIFICACIÓN

3. JUSTIFICACION

Tanto Vaniglu como Wittneben informan que hay una falta de homogeneidad en la literatura en relación a las complicaciones a nivel implantológico y protésico (Vanliglu 2013), además hay una escasez acusada de estudios clínicos que den resultados a largo plazo sobre prótesis implantosoportadas (Wittneben et al. 2014).

Este diseño de estudio observacional retrospectivo trata de recopilar un gran número de variables en relación al paciente, el implante y la prótesis y sugerir una posible vinculación con las complicaciones mecánico-técnicas (protésicas) encontradas.

Hay una serie de factores tanto a nivel protésico (presencia de parafunción, localización de la prótesis, conexión, sistema de retención, antagonista, número de unidades) como a nivel implantológico (diámetro, longitud) a las que podemos denominar con cierta cautela como “factores de riesgo” cuya combinación puede generar complicaciones a nivel protésico como fractura de la porcelana, aflojamiento del tornillo/pilar, fractura del pilar/tornillo/implante. Por tanto, es deseable el análisis de pacientes que han recibido una prótesis fija sobre implantes y evaluar si han sufrido algún tipo de complicación protésica; de esta forma, ante una misma situación, podremos prever la existencia de una complicación.

4. HIPÓTESIS DE TRABAJO

4. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Hipótesis nula: no existen factores de riesgo que expliquen la presencia de complicaciones.

Hipótesis alternativa: existen factores de riesgo que explican la presencia de complicaciones.

5. OBJETIVOS

5. OBJETIVOS

Generales:

- Determinar la prevalencia de complicaciones mecánico-técnicas (protésicas) en pacientes tratados con prótesis fija implantosoportada parcial de 2-6 unidades y a nivel unitario.
- Sugerir posibles asociaciones entre los factores de riesgo estudiados: localización (anterior vs posterior, maxilar vs mandíbula), conexión (externa vs interna), modo de retención (cementada vs atornillada), antagonista (prótesis dentosoportada, prótesis implantosoportada o diente natural) y parafunción con la presencia de complicaciones como la fractura (porcelana y tonillo), el aflojamiento del tornillo (de prótesis o de pilar) y fractura (pilar o implante).

Específicos:

- Determinar en qué periodo de tiempo aparecen estas complicaciones.
- Generar hipótesis sobre la implicación de los factores de riesgo en la aparición de complicaciones protésicas que puedan ser la base para la realización de estudios controlados aleatorizados.

6. MATERIAL Y MÉTODOS

6. MATERIAL Y MÉTODOS

6.1. MATERIAL

6.1.1. POBLACIÓN

La muestra ha estado constituida por 67 pacientes, 29 hombres y 38 mujeres a los que se les colocaron 224 implantes repartidos en dos tipos de prótesis implantosoportadas. Se contaba con 63 prótesis parciales de 2-6 unidades y 70 prótesis unitarias. Algunos de los pacientes portan más de una prótesis y en algunos casos las prótesis son de diferente tipo.

La edad media de los pacientes portadores de prótesis unitaria era de 57, 1 años, mientras que la edad media de los pacientes portadores de prótesis parcial de 2-6 unidades era de 65,2 años. El periodo de colocación de las prótesis va desde el año 2002 hasta el año 2015.

Los pacientes habían sido sometidos a tratamiento implantológico previo en los másteres de cirugía oral, periodoncia y Título propio de Implantoprótesis. Posteriormente habían sido rehabilitados exclusivamente en las instalaciones del Título propio de Implantoprótesis. Los pacientes cuya prótesis o implantes no estaban colocados en las instalaciones de la universidad fueron descartados por no tener trazabilidad.

Por tanto, como población de referencia, se ha tomado cualquier persona adulta que haya recibido una prótesis fija implantosoportada tanto parcial de 2-6 unidades como unitaria dentro de un ámbito universitario. En concreto, nuestra población diana, son los pacientes del Título de Implantoprótesis de la universidad complutense de Madrid.

Tabla 1.: Número de prótesis analizadas en el estudio, por tipología y sexo del sujeto.

	UNITARIA	PARCIAL 2-6 UNIDADES
<i>HOMBRES</i>	30	31
<i>MUJERES</i>	40	32
TOTAL	70	63

Tabla 2.: Número de sujetos analizados en el estudio, por sexo y edad.

EDAD	MUJERES	HOMBRES
34 - 44	2	2
45- 55	9	3
56-66	15	9
67-77	12	14
78-88	0	1
TOTAL	38	29

6.1.2. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN

Inclusión:

- Pacientes adultos que hayan recibido una prótesis implantosoportada en el título propio de implantoprótesis de tipo parcial de 2-6 unidades o unitaria.

Exclusión:

- Pacientes que no puedan atender a las citas.
- Pacientes que no hayan sido operados dentro de las instalaciones de la universidad complutense (por la pérdida de datos y ausencia de datos iniciales disponibles).
- Pacientes que posean una prótesis fija implantosoportada unida a dientes naturales (al funcionar biomecánicamente de forma diferente a las prótesis únicamente soportadas por implantes) (Chee et al. 2010).
- Paciente con clase III esquelética de Angle (evitar introducir un sesgo como podría ser una oclusión atípica).
- Pacientes con pilares transepiteliales (evitar alterar el ratio corono implante) (Maminskas et al. 2016).

6.1.3. TAMAÑO DE LA MUESTRA

Para la realización de nuestro estudio en el que está basada la tesis, hemos decidido revisar artículos que tengan un diseño similar para poder encontrar un número parecido de sujetos.

En este sentido, dentro de la lectura de *papers* para la tesis, nos encontramos con el estudio retrospectivo de Vanlioğlu que cuenta con 95 pacientes y 177 prótesis repartidas en 231 implantes (Vanlioğlu et al. 2013). Rinke, en su estudio retrospectivo sobre complicaciones técnicas y biológicas, cuenta con aproximadamente 65 pacientes y 112 prótesis unitarias (Rinke et al. 2014). También Urs Brägger en su estudio retrospectivo sobre complicaciones técnicas y biológicas, había reclutado a 88 pacientes con 116 prótesis (Brägger et al. 2001).

Por tanto, para nuestro estudio hemos reclutado finalmente 67 pacientes y 133 prótesis soportadas, 70 unitarias y 63 prótesis parciales de 2-6 unidades soportadas por un total de 221 implantes.

6.1.4. VARIABLES

Como se ha señalado con anterioridad, el objetivo es describir la prevalencia de complicaciones protéticas, así como sugerir posibles factores de riesgo entre las variables.

Una relación de causalidad tendría que ser corroborada por estudios analíticos posteriores. Se pretende, por tanto, generar una serie de hipótesis que pudieran ser evidenciadas por estudios posteriores que contaran con un diseño tipo RCT (estudio controlado randomizado).

Se van a separar a las variables en dos grupos que posteriormente se interrelacionaran: factores de riesgo y complicaciones mecánicas.

Tabla 3.: Factores de riesgo y complicaciones mecánicas.

FACTORES DE RIESGO	COMPLICACIÓN MECÁNICA
UBICACIÓN MAXILAR/MANDÍBULA	FRACTURA CERÁMICA
UBICACIÓN ANTERIOR/POSTERIOR	FRACTURA TORNILLO
CONEXIÓN INTERNA/EXTERNA	FRACTURA IMPLANTE
CEMENTADA/ATORNILLADA	FRACTURA PILAR
PARAFUNCIÓN SI/NO	AFLOJAMIENTO TORNILLO
TIPO DE ANTAGONISTA	

6.1.5. DISEÑO DEL ESTUDIO

El diseño del estudio va ser observacional, descriptivo, de prevalencia (transversal) y tipo retrospectivo; en él, se va a coger una muestra de pacientes del Título Propio de Implantoprótesis que porten una prótesis implantosoportada y se van a describir una serie de variables (posibles factores de riesgo) y las complicaciones observadas que han surgido. Por el diseño del propio trabajo y teniendo en cuenta que se estudia simultáneamente el factor de riesgo y la complicación, no se pretende analizar la causalidad, sino describir la prevalencia con la que se dan dichas complicaciones.

Se quiere identificar la frecuencia con la que se pueden encontrar complicaciones mecanicotécnicas en un paciente que cuente con unas características (variables) determinadas.

6.2. MÉTODO

6.2.1. REVISIÓN MANUAL DE HISTORIAS

Dentro del Título Propio de Implantoprótesis se han revisado historias clínicas de los pacientes atendidos y se ha realizado una lectura profunda de las mismas comprobando si los pacientes cumplen los criterios de inclusión y eligiéndolas en base a un orden alfabético. Una vez se comprobado que los pacientes cumplían los criterios de inclusión, se ha se contactado con ellos por vía telefónica para citarles en las instalaciones de la universidad. Se ha realizado un listado con los pacientes que querían participar dentro del estudio y se les ha citado semanalmente viendo una media de unos 4 pacientes. Una vez los pacientes han sido convocados se les ha realizado un cuestionario sobre el tratamiento recibido; también se ha requerido su colaboración para que participen en

una exploración dental; finalmente se les ha requerido la realización de una exploración radiológica con una radiografía en posición ortogonal.

Durante la revisión de las historias clínicas, únicamente se han seleccionado a los pacientes en base a los criterios de inclusión, pero no se ha leído el desarrollo del tratamiento clínico; con esta acción se ha pretendido cegar al revisor de historias para que la selección de los pacientes sea en base al azar y no incluya un sesgo por selección de las complicaciones encontradas.

6.2.2. EXPLORACIÓN PACIENTES

Una vez se ha contactado con los pacientes, se les ha citado para la exploración y se les ha informado de que la revisión se realiza dentro de un proyecto de doctorado; también se les ha informado de que el proyecto cumple con la declaración de Helsinki de 1964. Los pacientes han dado su consentimiento verbal en la participación del estudio.

Se les ha realizado un cuestionario en el que se les ha preguntado por los siguientes aspectos:

- Edad
- Número de implantes colocados
- Tipo de prótesis colocada
- Localización de la prótesis
- Tipo de antagonista
- Presencia de parafunción
- Presencia actual de algún tipo de complicación mecánica
- Constancia de algún tipo de complicación mecánica pasada
- Patrón oclusal

Uno de los aspectos más difíciles de diagnosticar ha sido la presencia de parafunción ya que como se ha señalado anteriormente dentro de la bibliografía no hay un protocolo establecido para detectar el bruxismo de forma objetiva, sino que dicho diagnóstico viene dado por la presencia de signos de desgaste como los que ocurren en la atrición

(López-Frías et al. 2012), fractura de dientes, de restauraciones dentales o de la propia manifestación del paciente (Brandini et al. 2012; Stuginski-barbosa et al. 2017).

Para la recogida de datos a nivel oral hemos contado con la presencia de:

- Sonda dental
- Papel articular de Bausch de 40 μ
- Espejo dental

La exploración se ha realizado de forma minuciosa por cada cuadrante en sentido a las agujas del reloj. Se ha revisado especialmente la presencia de posibles fracturas en la cerámica no detectadas por los pacientes, ya que éstas pueden pasar inadvertidas, especialmente cuando son pequeñas como el chipping, empleando una media de 30 minutos por cada paciente. Para la detección (visual al ojo humano) de la movilidad de alguno de los componentes de la prótesis se han usado dos mangos de espejo invertidos.

Se ha usado el papel articular tipo Bausch de 40 micras, pero no se ha intervenido en el ajuste de la oclusión; el papel de articular únicamente se ha utilizado para verificar la presencia de desajustes oclusales en los pacientes que hubieran sufrido algún tipo de complicación mecánica; posteriormente a estos pacientes se les ha remitido dentro del departamento para la corrección de dicho problema. El papel ideal elegido es uno de 40 micras, ya que de acuerdo a Brizuela un papel de entre 12 a 40 micras es el adecuado para los ajustes y así evitar un exceso en la disminución del material (Brizuela-Velasco et al. 2015). Además, hay que tener en cuenta la diferencia en la intrusión entre un implante y un diente ya que esta capacidad es diferente teniendo el diente una mayor capacidad de intrusión que el implante (Kim et al. 2005).

6.2.3. EXAMEN RADIOGRÁFICO

Se ha sometido a los pacientes que acudían a un examen de radiografía panorámica con una máquina tipo Gendex Ortholarix S y con una técnica de tomografía lineal de haz de rayos X estrecho o hendido.

Este examen radiográfico se ha realizado para la verificación de un correcto ajuste de la prótesis a la plataforma de los implantes y para descartar la presencia de pilares transepiteliales que alterarían el ratio corono implante; esto crearía un brazo de palanca vertical que contribuiría a la presencia de complicaciones protésicas y por tanto incluiría un sesgo a la hora de valorar la presencia de complicaciones.

Con el examen radiográfico, además se pretende verificar variables que se han recogido en la entrevista con el paciente:

- Número de implantes colocados
- Prótesis cementada o atornillada
- Conexión externa o interna
- Tipo de antagonista
- Tipo de prótesis colocada

Una vez que se han obtenido los datos de los pacientes se han estructurado en dos tablas Excel especialmente diseñadas para el manejo de éstos; se han separado considerando la prótesis como unidad. También se han recogido en una tabla anexa todos los implantes registrados. Los pacientes que han pasado el primer screening (revisión de historias), pero que luego no han cumplido los criterios de inclusión, no han sido incluidos finalmente en el estudio.

Se cuenta finalmente con dos tipos de prótesis:

- Unitaria
- Parcial de 2-6 unidades

6.2.4. ANALISIS ESTADÍSTICO

El objetivo del estudio no es ver causalidad ya que como se ha señalado anteriormente el diseño del estudio no lo permite al ser retrospectivo. No obstante, dado que se quieren sugerir hipótesis de causas de aparición de complicaciones mecánicas, se va a relacionar cada uno de los factores de riesgo con cada una de las complicaciones mecánicas encontradas.

Tanto las variables de tipo “factores de riesgo” como las “complicaciones mecánicas” son de tipo categórico con dos categorías o binarias; la única variable que tiene varias categorías (seis), es la variable “tipo de antagonista”. Por tanto, la relación de ellas va a ser realizando múltiples tablas de 2x2 en busca de algún tipo de significación estadística.

El test estadístico que se va a usar es una prueba de Chi cuadrado, estableciendo la significación estadística cuando $P \leq 0,05$ (al 95%) y se va a realizar mediante el software SPSS 22 para Windows.

Para facilitar el análisis de los datos, se va a realizar dos tipos de estadísticas paralelas: una para las prótesis unitarias y otra para prótesis fija que posean de 2-6 unidades. Se han descartado las prótesis fijas de más de 7 unidades por contar con un número muy reducido de este tipo de prótesis.

Inicialmente, se establecerá una estadística descriptiva con datos de prevalencia de las diferentes variables; posteriormente, se realizará la estadística inferencial relacionando los dos tipos de variables.

Tabla 4.: Variables del estudio – complicaciones mecánicas y factores de riesgo.

VARIABLES	COMPLICACIONES MECÁNICAS				
FACTORES DE RIESGO	<i>FRACTURA CERÁMICA</i>	<i>FRACTURA TORNILLO</i>	<i>FRACTURA IMPLANTE</i>	<i>FRACTURA PILAR</i>	<i>AFLOJAMIENTO TORNILLO</i>
<i>MAXILAR/MANDIBULA</i>	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2
<i>ANTERIOR/POSTERIOR</i>	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2
<i>CONEXIÓN INTERNA/EXTERNA</i>	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2
<i>CEMENTADA/ATORNILLADA</i>	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2
<i>PARAFUNCIÓN SI/NO</i>	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2
<i>TIPO DE ANTAGONISTA</i>	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2	Tabla 2x2

7. RESULTADOS

7. RESULTADOS

7.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

7.1.1. PRÓTESIS UNITARIA

7.1.1.1. FACTORES DE RIESGO

La muestra de prótesis unitaria cuenta con 70 implantes colocados en 41 pacientes de los cuales hay 24 mujeres y 17 hombres, siendo la edad media de las mujeres 46,3 años y la edad media de los hombres 59,3 años.

7.1.1.1.1. Localización en boca

La mayoría de los implantes rehabilitados ocupan una zona molar; en concreto, la del primer molar es la más frecuente; en esta muestra las zonas con mayores reposiciones fueron la del primer molar inferior derecho (46) con un 18,6% seguida de un 14,3 % para el primer molar inferior izquierdo (36), un 12,9% para el primer molar superior derecho (16) y finalmente un 8,6% para el primer molar superior izquierdo (26).

De forma más alejada, los premolares superiores derechos y el canino superior izquierdo (14, 15 y 23) serían las siguientes localizaciones que más han sido repuestas, con un porcentaje del 4,3% en todos ellos; también los segundos molares inferiores tienen unos porcentajes de reposición similar: para el 47 un porcentaje de 4,3%, y de 5,7% para el 37.

Tabla 5.: Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según localización.

LOCALIZACIÓN	FRECUENCIA (#)	PORCENTAJE (%)
11	1	1,4%
13	1	1,4%
14	3	4,3%
15	3	4,3%
16	9	12,9%
17	2	2,9%
21	1	1,4%
22	1	1,4%

23	3	4,3%
24	2	2,9%
25	2	2,9%
26	6	8,6%
27	1	1,4%
34	1	1,4%
35	1	1,4%
36	10	14,3%
37	4	5,7%
44	1	1,4%
45	2	2,9%
46	13	18,6%
47	3	4,3%
TOTAL	70	100,0%

7.1.1.1.2. Localización maxilar-mandibular/anterior-posterior

A nivel de localización maxilar, poseemos el mismo número de casos en el maxilar como en la mandíbula; sin embargo, en esta muestra los implantes unitarios se han encontrado abrumadoramente en la zona posterior (63 casos posteriores vs 7 casos a nivel anterior) frente a la localización anterior, considerando los implantes posteriores todos aquellos a partir del primer premolar, incluido éste.

Tabla 6.: Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su localización maxilomandibular.

MAXILAR – MANDÍBULA	FRECUENCIA (#)	PORCENTAJE (%)
MAXILAR	35	50,0%
MANDÍBULA	35	50,0%
TOTAL	70	100,0%

Gráfico 1.: Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su localización maxilomandibular.

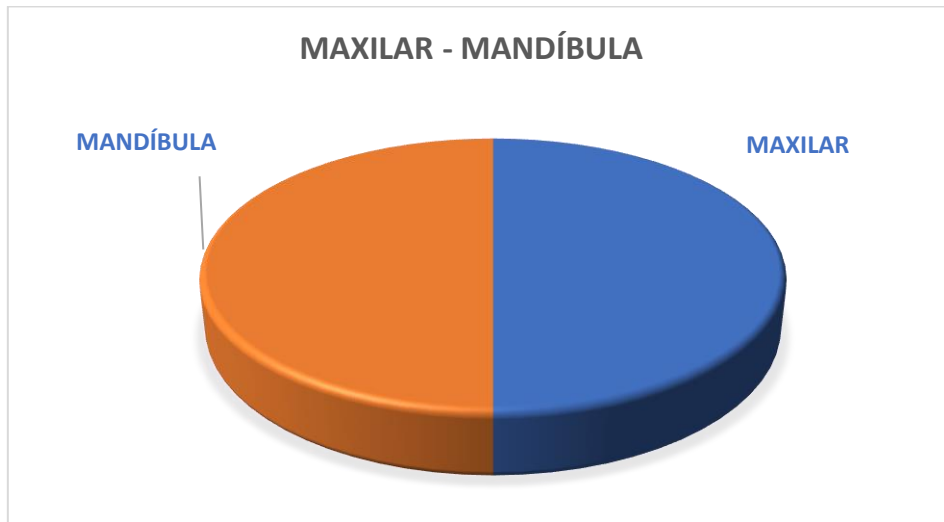
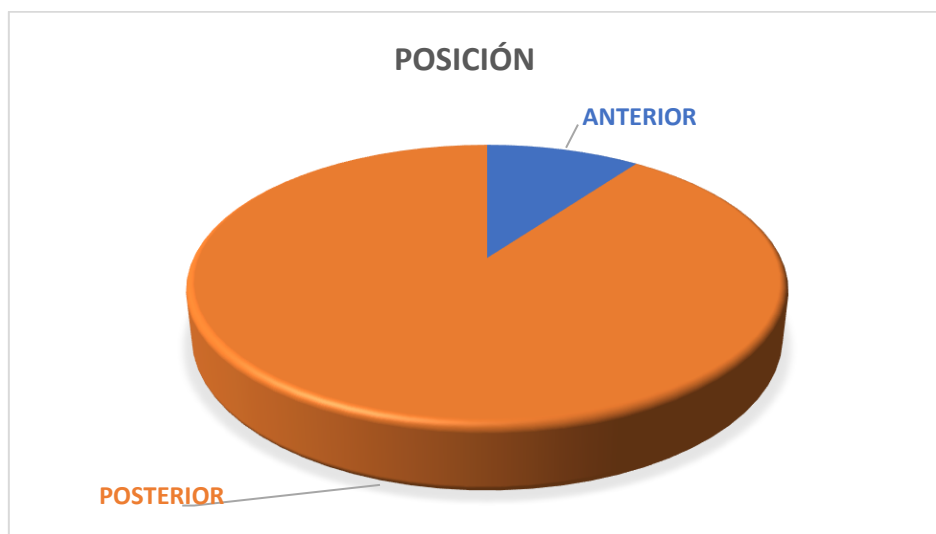


Tabla 7.: Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su localización anteroposterior.

ANTERIOR – POSTERIOR	FRECUENCIA (#)	PORCENTAJE (%)
ANTERIOR	7	10,0%
POSTERIOR	63	90,0%
TOTAL	70	100,0%

Gráfico 2.: Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su localización anteroposterior.



7.1.1.1.3. Conexión y parafunción

Respeto la conexión, se ha encontrado un mayor porcentaje de implantes de conexión interna frente a los implantes de conexión externa; un 62% frente a un 37,1% o 44 casos de conexión interna frente a 26 casos de conexión externa respectivamente.

Los pacientes han reportado más casos de parafunción frente a los que no lo han reportado con un 58,6% de los pacientes afirmando la presencia de algún tipo de hábito parafuncional frente a un 41,4% de los pacientes que no reportaron ningún problema.

Tabla 8.: Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su conexión.

CONEXIÓN	FRECUENCIA (#)	PORCENTAJE (%)
INTERNA	44	62,9%
EXTERNA	26	37,1%
TOTAL	70	100,0%

Gráfico 3.: Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su conexión.

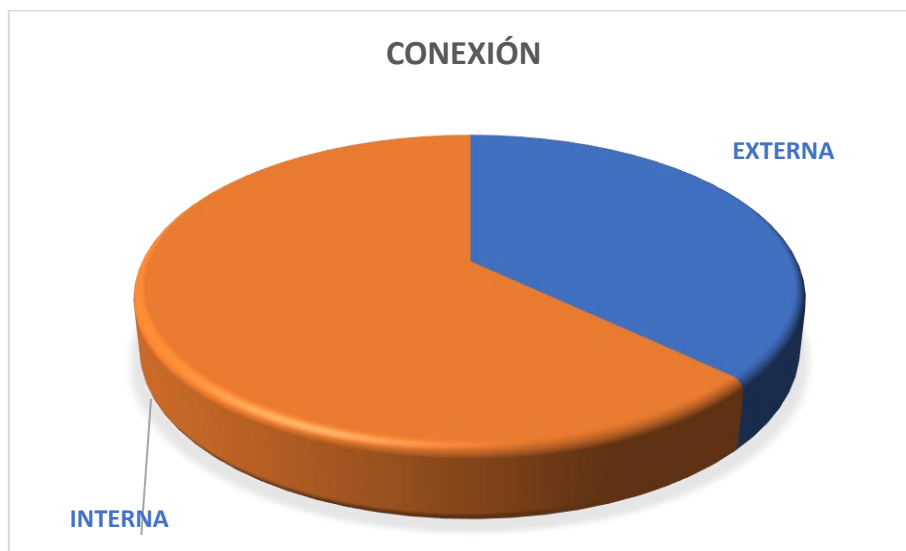


Tabla 9.: Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según la presencia de parafunción.

PARAFUNCIÓN	FRECUENCIA (#)	PORCENTAJE (%)
SÍ	41	58,6%
NO	29	41,4%
TOTAL	70	100,0%

Gráfico 4.: Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según la presencia de parafunción.



7.1.1.1.4. Forma de unión y antagonista

La forma de unión de la prótesis al implante que se ha registrado en esta muestra ha sido cementada o atornillada, siendo la mayoría de las prótesis cementadas con un 67,1 % (47 casos), un 30% de prótesis atornilladas (21 casos) y un par de prótesis no rehabilitadas (2,9%); además, la mayoría de los antagonistas que hemos encontrado para los implantes unitarios registrados han sido dientes naturales con 48 casos (68,6 %), seguido de un antagonista tipo prótesis implantológica 17 casos (24,3%). En un 4,3 % de los casos no hubo antagonista (3 casos), mientras que en un 2,9% de los casos (2 casos) la prótesis antagonista era de tipo fija dentosoportada.

Tabla 10.: Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su antagonista.

ANTAGONISTA	FRECUENCIA (#)	PORCENTAJE (%)
<i>DIENTE NATURAL</i>	48	68,6%
<i>IMPLANTE</i>	17	24,3%
<i>PRÓTESIS FIJA DENTOSOPORTADA</i>	2	2,9%
<i>AUSENCIA ANTAGONISTA</i>	3	4,3%
TOTAL	70	100,0%

Gráfico 5.: Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su antagonista.

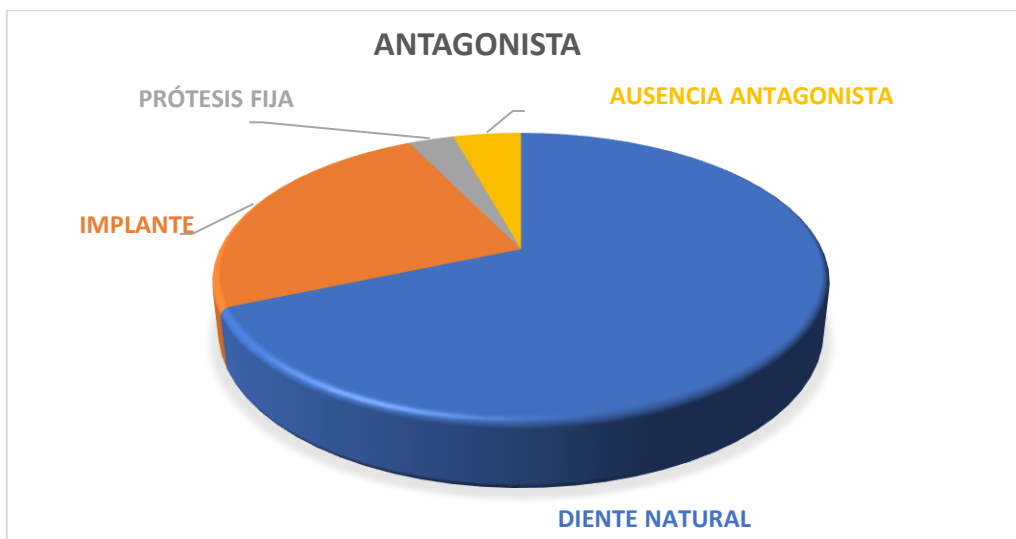
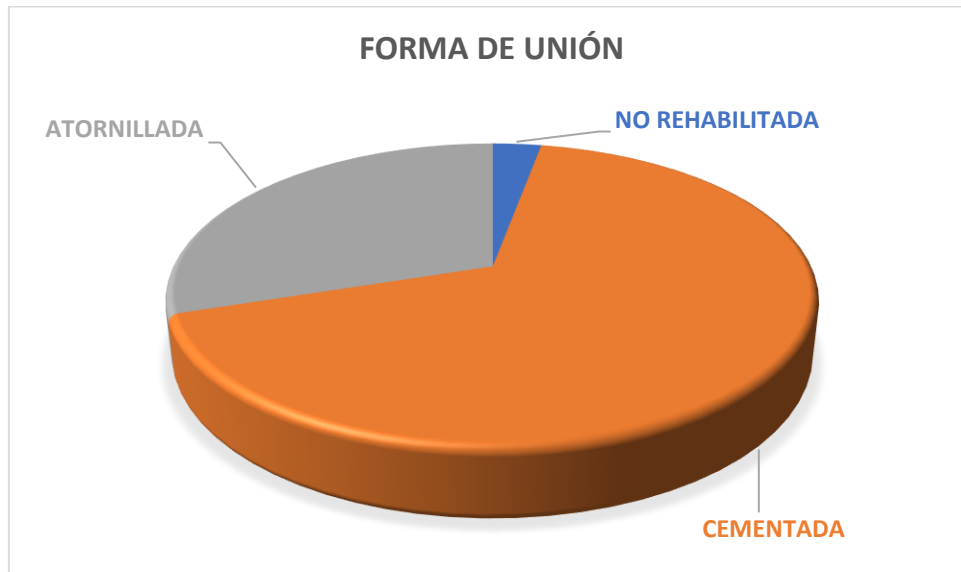


Tabla 11.: Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su forma de unión a la prótesis.

FORMA DE UNIÓN	FRECUENCIA (#)	PORCENTAJE (%)
<i>NO REHABILITADA</i>	2	2,9%
<i>ATORNILLADA</i>	21	30,0%
<i>CEMENTADA</i>	47	67,1%
TOTAL	70	100,0%

Gráfico 6.: Distribución de implantes en prótesis unitaria analizados en el estudio según su forma de unión a la prótesis.



7.1.1.2. COMPLICACIONES

En general se dieron un 15,7% de complicaciones mecánicas ya que 11 de los implantes estudiados presentaron algún tipo de complicación mientras que 59 de los implantes restantes no tuvieron ninguna complicación detectada en la exploración dental ni en la historia clínica.

Tabla 12.: Frecuencia de complicaciones en prótesis unitaria.

COMPLICACIONES	FRECUENCIA (#)	PORCENTAJE (%)
<i>SÍ</i>	11	15,7%
<i>NO</i>	59	84,3%
TOTAL	70	100,0%

Gráfico 7.: Frecuencia de complicaciones en prótesis unitaria.



La complicación más frecuente registrada ha sido el del aflojamiento del tornillo con 7 casos detectados sobre un total de 70 lo que se traduce en un porcentaje del 10% tanto en prótesis cementada como en prótesis atornillada; la segunda complicación más frecuente en prótesis unitaria que se ha registrado ha sido la fractura de la cerámica con un 5,7%. En concreto 4 casos de prótesis unitarias han sufrido fractura de la porcelana en los dos tipos de prótesis.

Tabla 13.: Frecuencia de aflojamiento de tornillo en prótesis unitaria.

AFLOJAMIENTO DE TORNILLO	FRECUENCIA (#)	PORCENTAJE (%)
<i>SÍ</i>	7	10,0%
<i>NO</i>	63	90,0%
TOTAL	70	100,0%

Gráfico 8.: Frecuencia de aflojamiento de tornillo en prótesis unitaria.



Tabla 14.: Frecuencia de fractura de cerámica en prótesis unitaria.

FRACTURA CERÁMICA	FRECUENCIA (#)	PORCENTAJE (%)
SÍ	4	5,7%
NO	66	94,3%
TOTAL	70	100,0%

Gráfico 9.: Frecuencia de fractura de cerámica en prótesis unitaria.

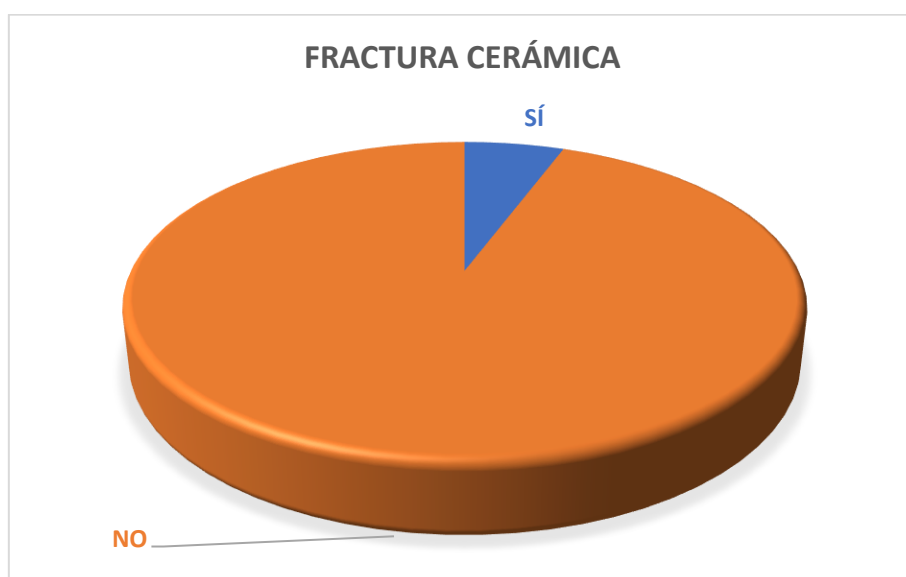


Tabla 15.: Frecuencia de fractura de pilar en prótesis unitaria.

FRACTURA DE PILAR	FRECUENCIA (#)	PORCENTAJE (%)
SÍ	1	2,1%
NO	46	97,9%
TOTAL	47	100,0%
PERDIDOS	23	
TOTAL	70	

Gráfico 10.: Frecuencia de fractura de pilar en prótesis unitaria.



Una de las complicaciones que solamente se ha tenido en cuenta en las prótesis cementadas han sido la fractura de pilar puesto que es este tipo de prótesis la que cuenta con un pilar como parte de la rehabilitación; no obstante, solamente se ha detectado un solo caso en todas las prótesis unitarias cementadas, lo cual ha estipulado un porcentaje muy bajo: 2,1%.

En el caso de las prótesis unitarias analizadas no se ha producido ninguna fractura de implante o del tornillo de prótesis.

De las 70 prótesis unitarias que se consideraron, solamente 11 sufrieron complicaciones mecánicas registradas. Estas prótesis fueron colocadas entre los años 2003 a 2012. La mayoría de los implantes estaban colocados en una zona de los molares repartidos de

forma similar entre sexos (6 en mujeres y 4 en hombres); tenían una media de diámetro de 4,55 y una media de longitud de 11 mm, con el tipo de conexión siendo prácticamente similar en número (5 conexión externa y 6 de conexión interna). De los 11 casos registrados con complicaciones, 6 eran atornilladas y 5 cementadas.

En 9 de los 11 casos con una complicación registrada el paciente tenía algún tipo de parafunción y todos los casos registrados con una complicación el antagonista era un diente natural.

La mayoría de las complicaciones registradas han sido aflojamiento de tornillo (6) y fractura de la porcelana (4). No ha habido ninguna fractura de tornillo y tan sólo se ha registrado una fractura de pilar (1).

Tabla 16.: Listado de prótesis unitarias que han sufrido complicaciones y variables específicas de cada prótesis.

NOMBRE PACIENTE	POSICIÓN IMPLANTE	GÉNERO (V/M)	DIÁMETRO (mm)	LONGITUD (mm)	CONEXIÓN	UNIÓN	ANTAGONISTA	PARAFUNCIÓN	COMPLICACIÓN
P.	16	VARÓN	5	10	EXT	CEMENTADA	DIENTE NATURAL	NO	AFLOJAMIENTO TORNILLO
M. C.	36	MUJER	5	9	INT	ATORNILLADA	DIENTE NATURAL	NO	AFLOJAMIENTO TORNILLO
S. D. P.	26	VARÓN	4,8	10	INT	CEMENTADA	DIENTE NATURAL	SÍ	AFLOJAMIENTO TORNILLO
P. D.	37	MUJER	3,75	10	INT	CEMENTADA	DIENTE NATURAL	SÍ	AFLOJAMIENTO TORNILLO
A. F.	36	VARÓN	4,3	13	INT	ATORNILLADA	DIENTE NATURAL	SÍ	AFLOJAMIENTO TORNILLO
J. M.	21	VARÓN	4	11,5	EXT	CEMENTADA	DIENTE NATURAL	SÍ	FRACTURA PILAR
A.	26	MUJER	5	13	INT	ATORNILLADA	DIENTE NATURAL	SÍ	FRACTURA PORCELANA AFLOJAMIENTO TORNILLO
Á.	47	MUJER	5	10	EXT	CEMENTADA	DIENTE NATURAL	SÍ	AFLOJAMIENTO TORNILLO
P.	35	MUJER	4	11,5	EXT	ATORNILLADA	DIENTE NATURAL	SÍ	FRACTURA PORCELANA
P. A.	36	MUJER	5	11,5	EXT	ATORNILLADA	DIENTE NATURAL	SÍ	FRACTURA PORCELANA
E.	16	MUJER	4,25	11,5	INT	ATORNILLADA	DIENTE NATURAL	SÍ	FRACTURA PORCELANA

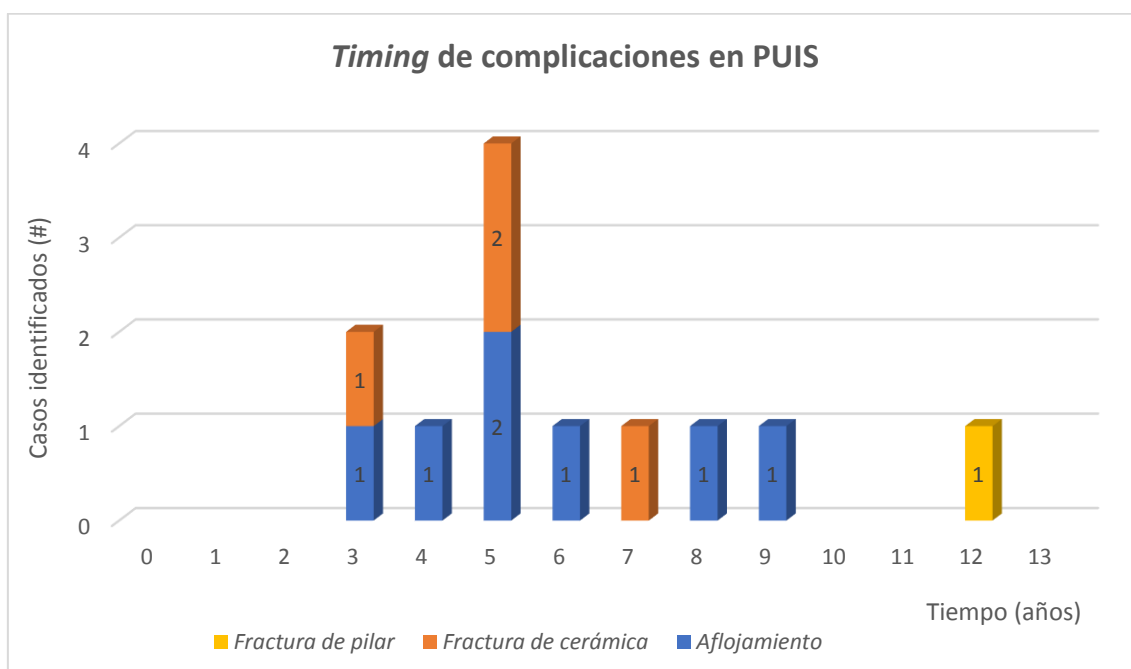
7.1.1.2.1. Cronología de aparición de complicaciones.

Se colocaron 70 prótesis unitarias entre los años 2002 al 2014; de estas, 11 han tenido algún tipo de complicación; estas se colocaron en un periodo desde los años 2003 hasta el 2012. La media de aparición de complicaciones desde que se colocó la prótesis hasta que estas aparecieron es de 6 años independientemente del tipo de complicación; en uno de los casos en un paciente se dio una complicación (aflojamiento) en dos ocasiones diferentes en la misma prótesis con una diferencia entre la aparición de 2 años; según las notas clínicas, solamente hay constancia de que uno de los pacientes decidiera posteriormente colocarse una férula de descarga Michigan.

Tabla 17.: Cronología de la aparición de complicaciones en prótesis unitaria.

NOMBRE PACIENTE	POSICIÓN IMPLANTE	GÉNERO (V/M)	FECHA COLOCACIÓN IMPLANTE	FECHA COLOCACIÓN PRÓTESIS	FECHA COMPLICACIÓN	TIPO DE COMPLICACIÓN	TIEMPO APARICIÓN
P.	16	VARÓN	12/02/2009	22/05/2009	24/02/2012 28/02/2014	AFLOJAMIENTO TORNILLO	3 años 5 años
M. C.	36	MUJER	30/06/2008	15/10/2008	14/03/2014	AFLOJAMIENTO TORNILLO	6 años
S. D.	26	VARÓN	26/11/2003	06/07/2004	22/05/2013	AFLOJAMIENTO TORNILLO	9 años
P.	37	MUJER	22/07/2008	14/03/2010	14/04/2015	AFLOJAMIENTO TORNILLO	5 años
F.	36	VARÓN	02/02/2011	30/06/2011	10/06/2015	AFLOJAMIENTO TORNILLO	4 años
J. M.	21	VARÓN	13/11/2002	10/07/2003	01/10/2015	FRACTURA PILAR	12 años
A.	26	MUJER	12/11/2007	18/11/2008	20/11/2015	FRACTURA PORCELANA	7 años
Á.	47	MUJER	25/04/2006	12/06/2007	05/11/2015	AFLOJAMIENTO TORNILLO	8 años
P.	35	MUJER	16/03/2010	12/06/2010	19/06/2015	FRACTURA PORCELANA	5 años
P.	36	MUJER	16/03/2010	12/06/2010	19/06/2015	FRACTURA PORCELANA	5 años
E.	16	MUJER	25/03/2011	24/02/2012	10/06/2015	FRACTURA PORCELANA	3 años

Gráfico 11.: Cronología de la aparición de complicaciones en prótesis unitaria.



No apareció ninguna complicación antes del año posterior a la carga del implante. La mayoría de las complicaciones que se han registrados fueron los aflojamientos que se dieron de forma constante; aparecieron aflojamientos regulares desde el 3 año postcarga hasta el 9 año postcarga; solamente en uno de los pacientes se han dado 2 aflojamientos en la misma prótesis. En este sentido el aflojamiento ha sido constante. De los 4 casos de fractura de la porcelana que habían sido detectados, 1 de ellos apareció al tercer año después de cargar la prótesis mientras que 2 de ellos aparecieron a los 5 años y otro más a los 7 años postcarga; la única fractura de pilar apareció en un periodo de tiempo muy tardío postcarga: a los 12 años.

Hubo 11 complicaciones en total; en una misma paciente se repitió la complicación, ya que una apareció a los 3 años postcarga y 2 años más tarde, es decir a los 5 años postcarga apareció el segundo aflojamiento. A los 5 años se habían dado ya 6 complicaciones de las 11 registradas, es decir un 54,54% de las complicaciones totales siendo estas 3 aflojamientos y 3 fracturas de porcelana. De forma total, se habían dado a los 5 años un 8,57% de las complicaciones.

A los 10 años ya teníamos 10 complicaciones registradas, con lo cual se habían dado ya un 14,28% de las complicaciones; solamente aparece una complicación más allá de los 10 años postcarga que es la fractura del pilar.

7.1.2. PRÓTESIS PARCIAL

7.1.2.1. FACTORES DE RIESGO

Contamos con 63 prótesis parciales rehabilitadas entre 2003 hasta 2015 repartidas en 39 pacientes siendo 21 varones y 18 mujeres con una media de edad de 62,8 años.

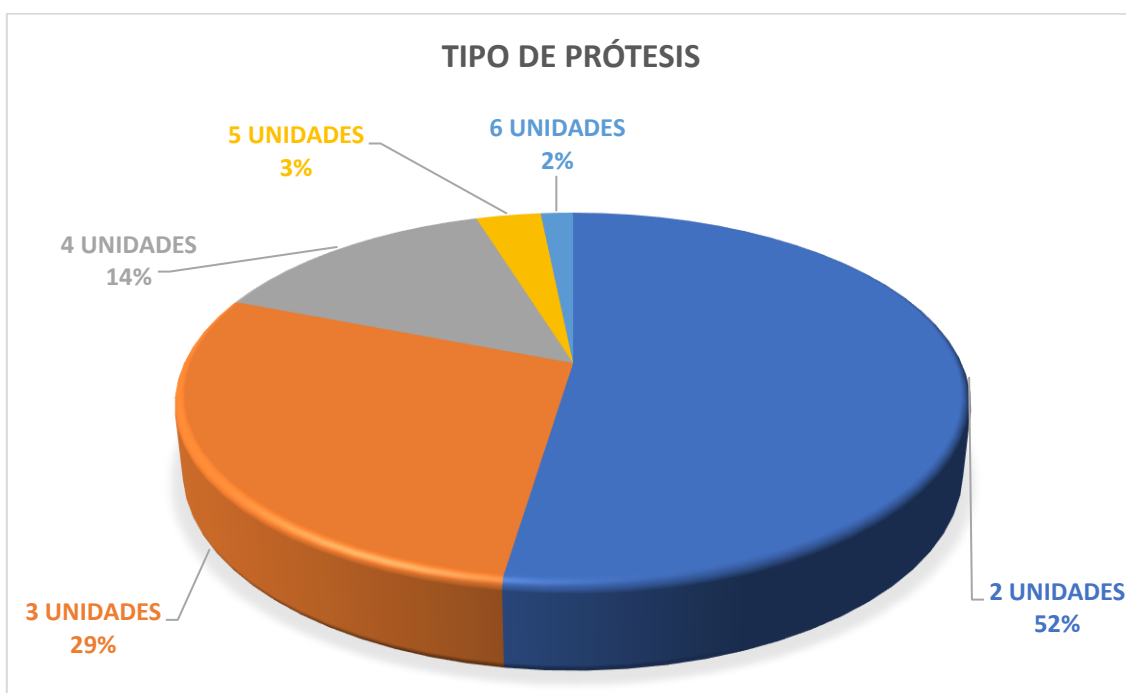
Por sexos, nos encontramos que hay 7 mujeres portan solamente una prótesis. 9 mujeres portan 2 prótesis, y una misma mujer tiene en su boca 3 prótesis diferentes; otra última portaría 4 prótesis parciales diferentes. Por varones, nos encontramos que 11 de ellos portan solamente una prótesis en su boca, mientras que 8 varones tendrían 2 tipos de prótesis distintas parciales dentro de su boca y solamente un varón portaría dentro de su boca 4 prótesis parciales diferentes.

Dentro de este tipo de prótesis analizadas, hay gran variabilidad ya que contamos con prótesis de 2, 3, 4, 5 y hasta 6 unidades. Dentro de cada prótesis también encontramos alguna diferencia en función del número de fijaciones y pónicos que poseen.

Tabla 18.: Distribución de prótesis de 2-6 unidades según el número de unidades.

TIPO DE PRÓTESIS	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
2 UNIDADES	33	52,4%
3 UNIDADES	18	28,6%
4 UNIDADES	9	14,3%
5 UNIDADES	2	3,2%
6 UNIDADES	1	1,6%
TOTAL	63	100,0%

Gráfico 12.: Distribución de prótesis de 2-6 unidades según el número de unidades.



Se han analizado prótesis de 2, 3, 4, 5 y 6 unidades. Dentro de las prótesis de 2 unidades, nos encontramos con que el 100% están formadas por 2 implantes, no habiendo ninguna prótesis con unidad en extensión; es decir, un implante que soporte 2 coronas. Las prótesis que tienen 3 unidades pueden ser de 2 tipos. Una abrumadora mayoría están formadas en su totalidad por 3 implantes, mientras que solamente 5 de ellas están formadas por 2 implantes con un pónico en medio. Las prótesis que están formadas por 4 unidades, pueden combinarse de 3 formas diferentes; así, 6 de ellas tienen 3 implantes y un pónico, mientras que 2 de ellas tendrían 2 implantes con 2 pónicos; solamente una de ellas estaría formada en su totalidad por implantes. Las prótesis que tienen 5 unidades serían 2 en número y se han encontrado 2 tipos de distribuciones; una con 4 implantes, mientras que la otra sería con 3 implantes y 2 pónicos. De las prótesis que tienen 6 unidades, solamente contaríamos con una que estaría distribuida mediante 6 implantes y 3 pónicos.

Tabla 19.: Distribución de prótesis de 2-6 unidades según el número de unidades con especificación de las unidades pónicas.

TIPO DE PRÓTESIS	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
2 IMPLANTES	33	52,4%
2 IMPLANTES 1 PÓNTICO	5	7,9%
3 IMPLANTES	13	20,6%
2 IMPLANTES 2 PÓNTICOS	2	3,2%
3 IMPLANTES 1 PÓNTICO	6	9,5%
4 IMPLANTES	1	1,6%
3 IMPLANTES 2 PÓNTICOS	1	1,6%
4 IMPLANTES 1 PÓNTICO	1	1,6%
3 IMPLANTES 3 PÓNTICOS	1	1,6%
TOTAL	63	100,0%

Gráfico 13.: Distribución de prótesis de 2-6 unidades según el número de unidades con especificación de las unidades pónicas.

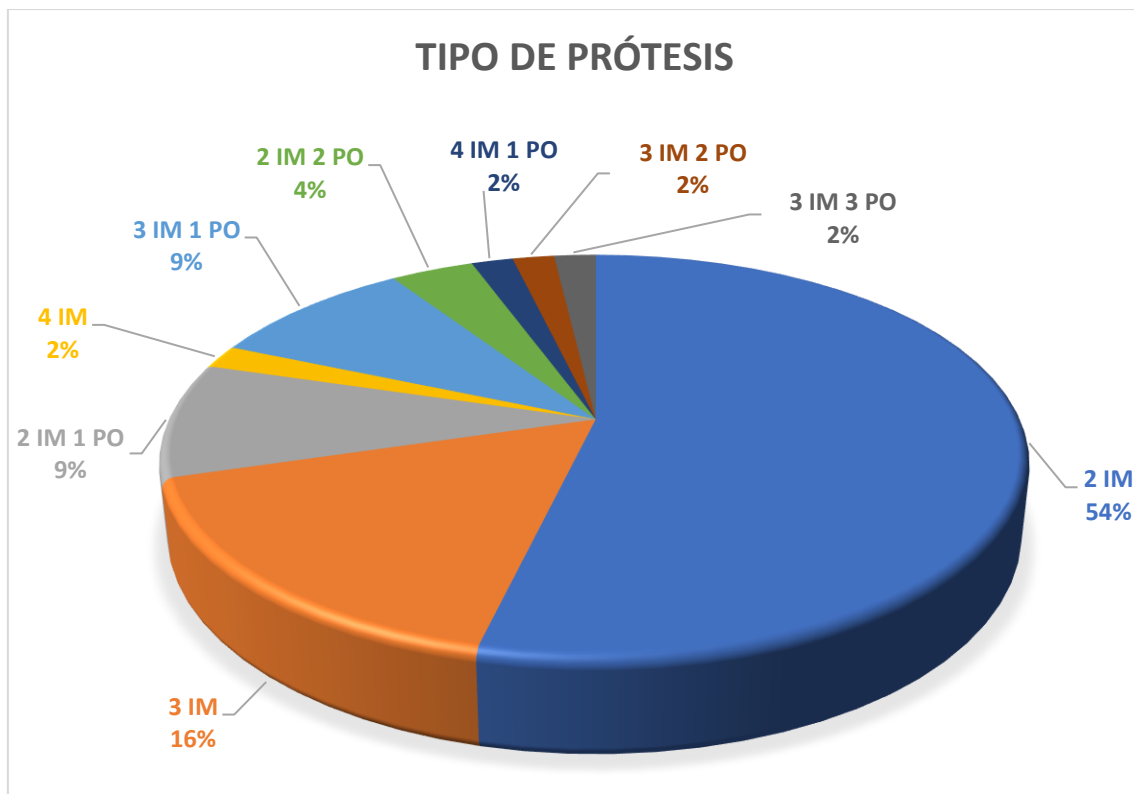
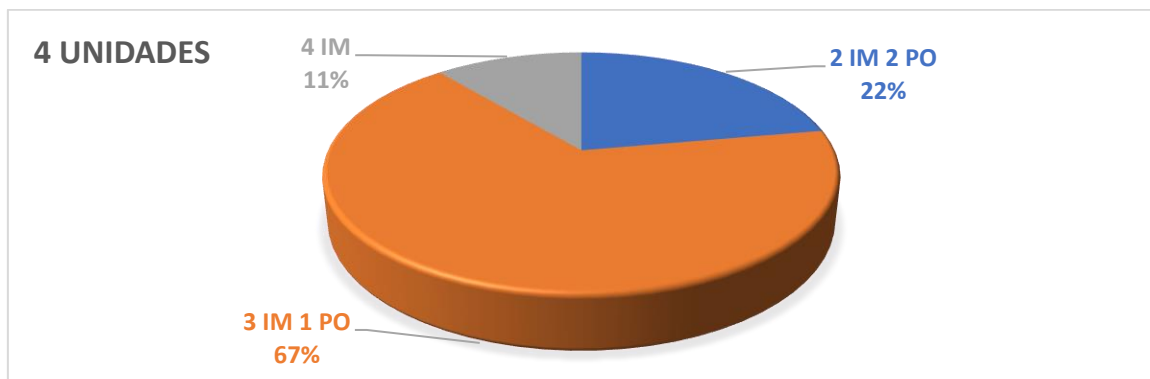
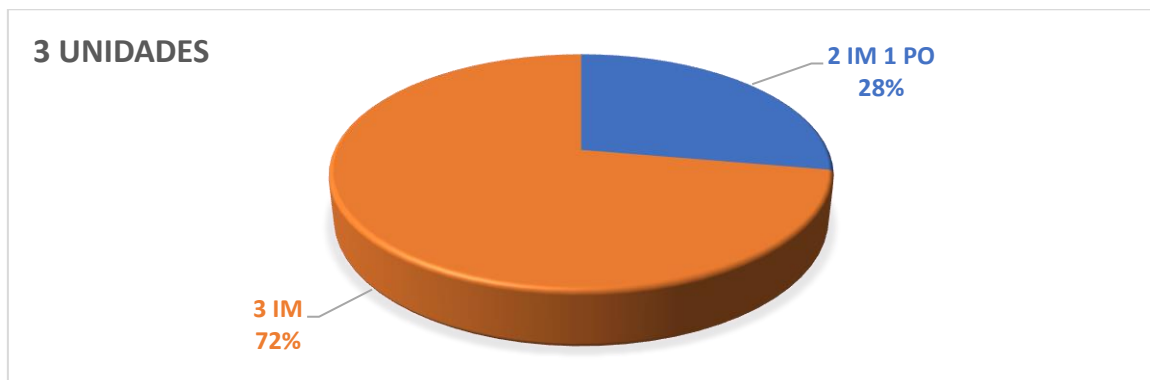
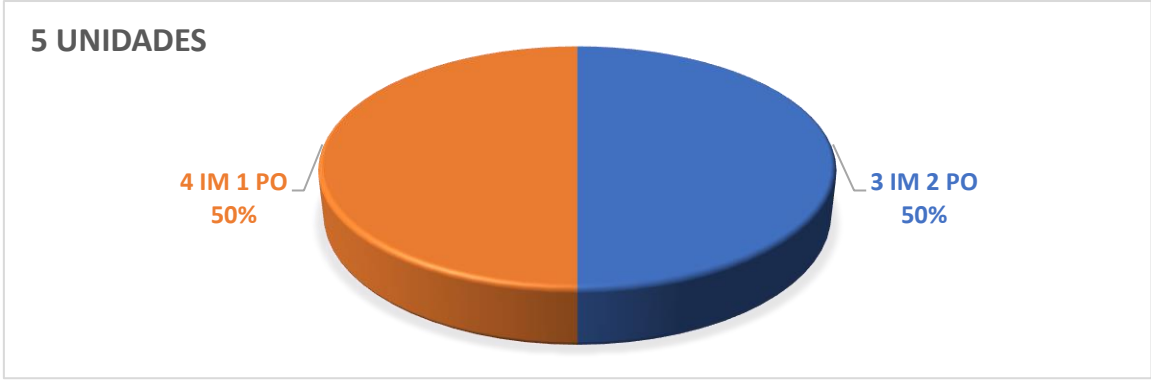


Tabla 20.: Distribución de prótesis de 2-6 unidades según el número de unidades y pónicos.

PRÓTESIS SEGÚN UNIDADES	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)	TIPO DE PRÓTESIS	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
2 UNIDADES	33	52,4%	2 IMPLANTES	33	52,4%
3 UNIDADES	18	28,6%	2 IMPLANTES 1 PÓNTICO	5	7,9%
			3 IMPLANTES	13	20,6%
4 UNIDADES	9	14,3%	2 IMPLANTES 2 PÓNTICOS	2	3,2%
			3 IMPLANTES 1 PÓNTICO	6	9,5%
			4 IMPLANTES	1	1,6%
5 UNIDADES	2	3,2%	3 IMPLANTES 2 PÓNTICOS	1	1,6%
			4 IMPLANTES 1 PÓNTICO	1	1,6%
6 UNIDADES	1	1,6%	3 IMPLANTES 3 PÓNTICOS	1	1,6%
TOTAL	63	100,0%	TOTAL	63	100,0%

Gráfico 14.: Distribución de prótesis de 2-6 unidades según el número de unidades y pónicos.





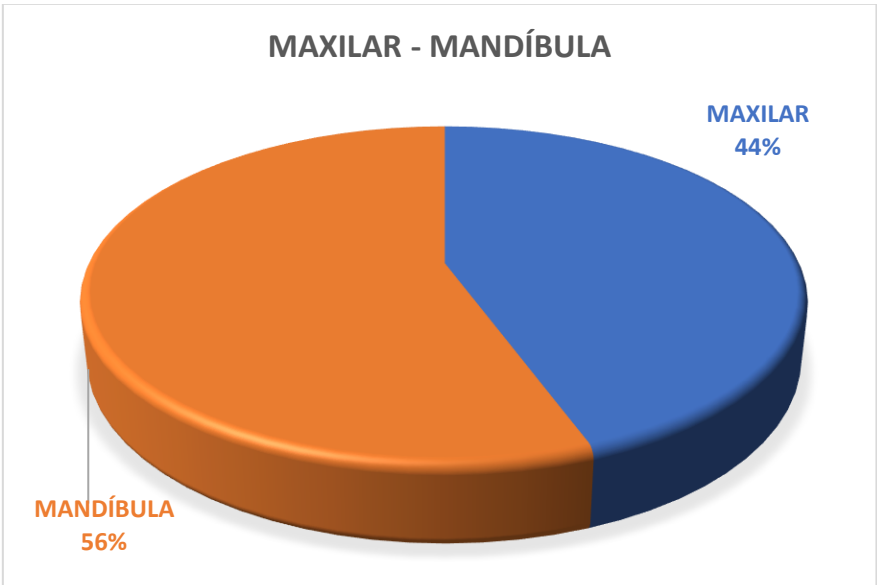
7.1.2.1.1. Localización maxilar-mandíbula y anterior-posterior

En relación a la localización de las prótesis en ambos maxilares, un porcentaje ligeramente mayor de las prótesis se sitúa a nivel mandibular, mientras que un porcentaje similar pero algo más pequeño se sitúa a nivel del maxilar (44,4 % vs 55,6%).

Tabla 21.: Distribución de prótesis parcial de 2 a 6 unidades analizadas según su localización maxilomandibular.

MAXILAR - MANDÍBULA	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
MAXILAR	28	44,4%
MANDÍBULA	35	55,6%
TOTAL	63	100,0%

Gráfico 15.: Distribución de prótesis parcial de 2 a 6 unidades analizadas según su localización maxilomandibular.

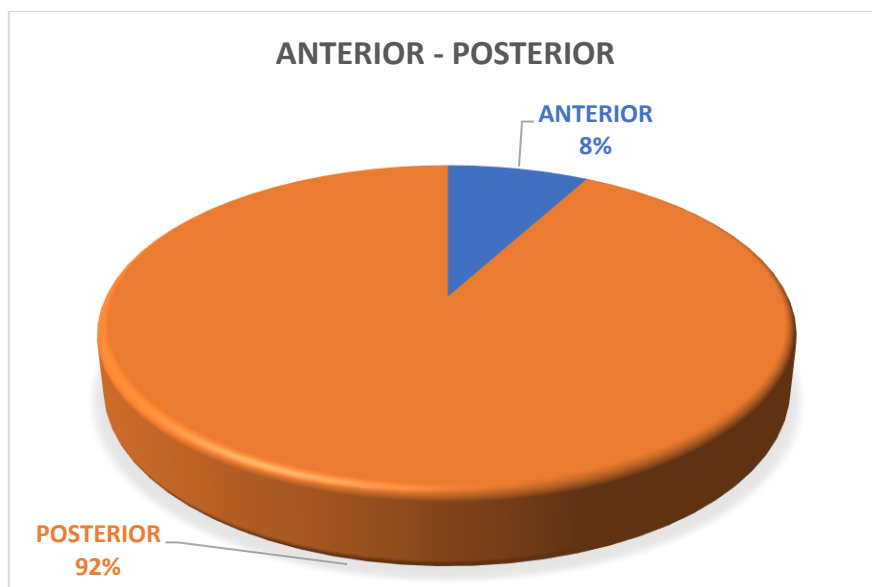


Sin embargo, respecto a su posicionamiento anterior o posterior, nos encontramos que la mayoría de prótesis se sitúan abrumadoramente a nivel posterior. En este sentido nos encontramos con que 58 de las 63 prótesis se sitúan a nivel posterior frente a 5 de ellas que se situarían a nivel anterior, siendo la posición anterior la que está considerada entre ambos caninos, estos inclusive (92,1% a nivel posterior vs 7,9 % a nivel anterior).

Tabla 22.: Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su localización anteroposterior.

ANTERIOR - POSTERIOR	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
ANTERIOR	5	7,9%
POSTERIOR	58	92,1%
TOTAL	63	100,0%

Gráfico 16: Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su localización anteroposterior.



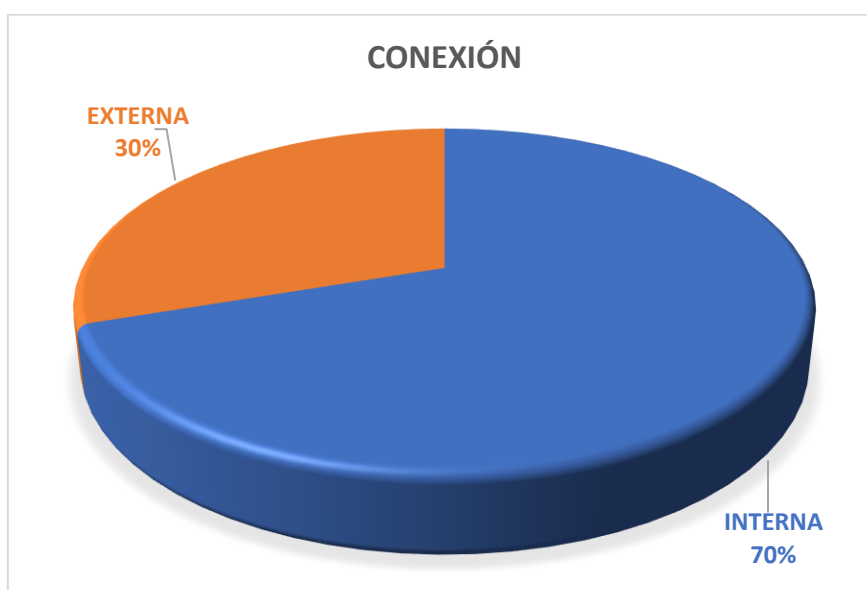
7.1.2.1.2. Conexión y parafunción

En relación a la conexión, más de dos tercios de las prótesis parciales de 2-6 unidades, tenían una conexión interna, mientras que un tercio de estas prótesis estaban unidas a los implantes mediante conexión externa. (69,8 % vs. 30,2%).

Tabla 23.: Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su conexión.

CONEXIÓN	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
INTERNA	44	69,8%
EXTERNA	19	30,2%
TOTAL	63	100,0%

Gráfico 17: Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su conexión.



Un 71,4% de los pacientes que portaban prótesis fija de 2-6 unidades, no sufrían ningún tipo de parafunción mientras que un 28,6% de los pacientes manifestaron tener algún tipo de problema en este sentido.

Tabla 24.: Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según la presencia de parafunción.

PARAFUNCIÓN	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
SÍ	18	28,6%
NO	45	71,4%
TOTAL	63	100,0%

Gráfico 18.: Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según la presencia de parafunción.



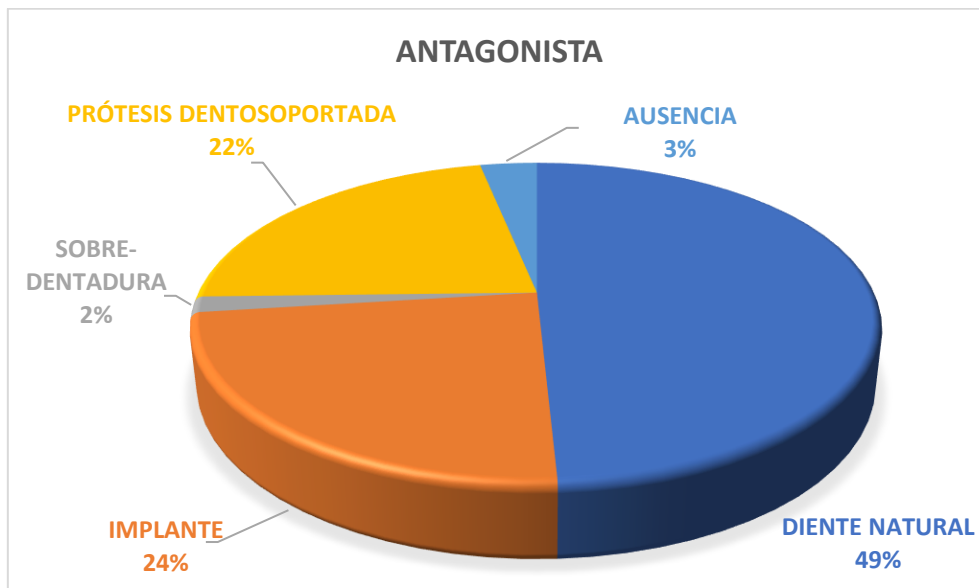
7.1.2.1.3. Forma de unión y antagonista

Casi la mitad de las prótesis analizadas tiene como antagonista un diente natural 49,2%. Seguidamente encontramos como antagonistas con unos porcentajes muy similares los implantes y las prótesis dentosoportadas con un 23,8% y un 22,2%. Solamente en uno de los casos, uno de los pacientes tiene la prótesis parcial en contraposición a una sobredentadura 1,6%.

Tabla 25.: Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su antagonista.

ANTAGONISTA	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
DIENTE NATURAL	31	49,2%
IMPLANTE	15	23,8%
SOBREDENTADURA	1	1,6%
PRÓTESIS FIJA DENTOSOPORTADA	14	22,2%
AUSENCIA ANTAGONISTA	2	3,2%
TOTAL	63	100,0%

Gráfico 19.: Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su antagonista.

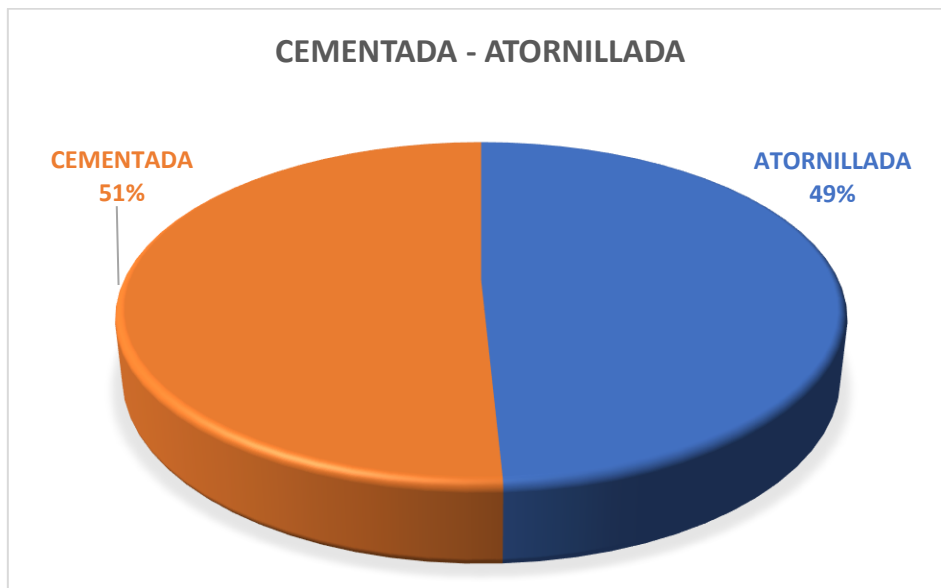


La unión de la corona al implante tiene unos porcentajes prácticamente parecidos, puesto que 31 casos se unen mediante un sistema de tornillo, mientras que en relación al sistema de cementado contamos con una prótesis más; es decir, con 32 casos.

Tabla 26.: Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su forma de unión a la prótesis.

CEMENTADA - ATORNILLADA	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
ATORNILLADA	31	49,2%
CEMENTADA	32	50,8%
TOTAL	63	100,0%

Gráfico 20.: Distribución de prótesis de 2 a 6 unidades según su forma de unión a la prótesis.



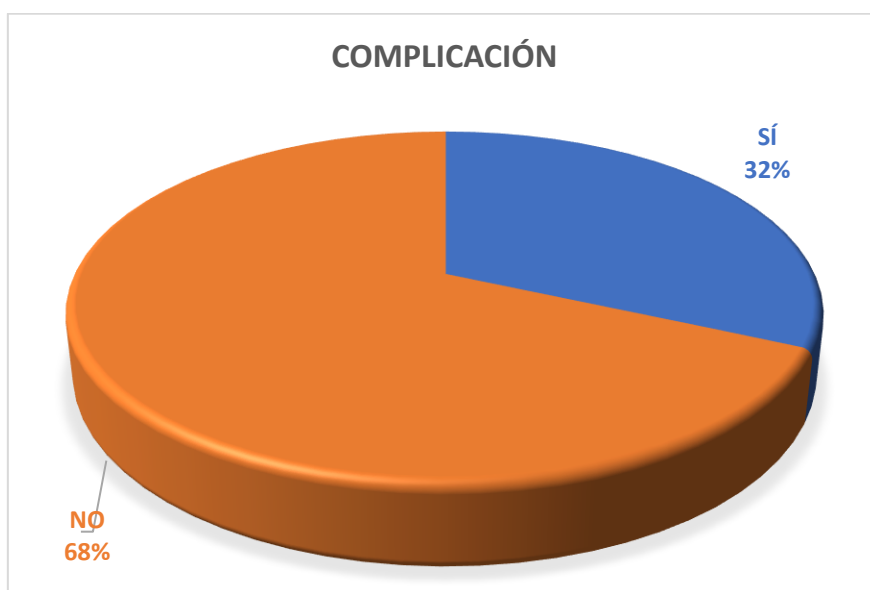
7.1.2.2. COMPLICACIONES

Las complicaciones se han dado en un porcentaje ligeramente alto, con casi un tercio de las prótesis tenían alguna complicación mientras que dos tercios no las tenían. En este sentido nos encontramos con unos porcentajes que son de 31,7% vs 68,3%.

Tabla 27.: Frecuencia de complicaciones en prótesis de 2-6 unidades.

COMPLICACIÓN	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
<i>SÍ</i>	20	31,7%
<i>NO</i>	43	68,3%
TOTAL	63	100,0%

Gráfico 21.: Frecuencia de complicaciones en prótesis de 2-6 unidades.



En relación a las complicaciones, la más frecuente es el aflojamiento del tornillo con aproximadamente un porcentaje de 20,6 % de los casos registrados seguida de la fractura de la porcelana con un porcentaje de 12,7%.

Tabla 28.: Frecuencia de aflojamiento de tornillo en prótesis parcial de 2-6 unidades.

AFLOJAMIENTO DE TORNILLO	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
SÍ	13	20,6%
NO	50	79,4%
TOTAL	63	100,0%

Gráfico 22.: Frecuencia de aflojamiento de tornillo en prótesis parcial de 2-6 unidades.

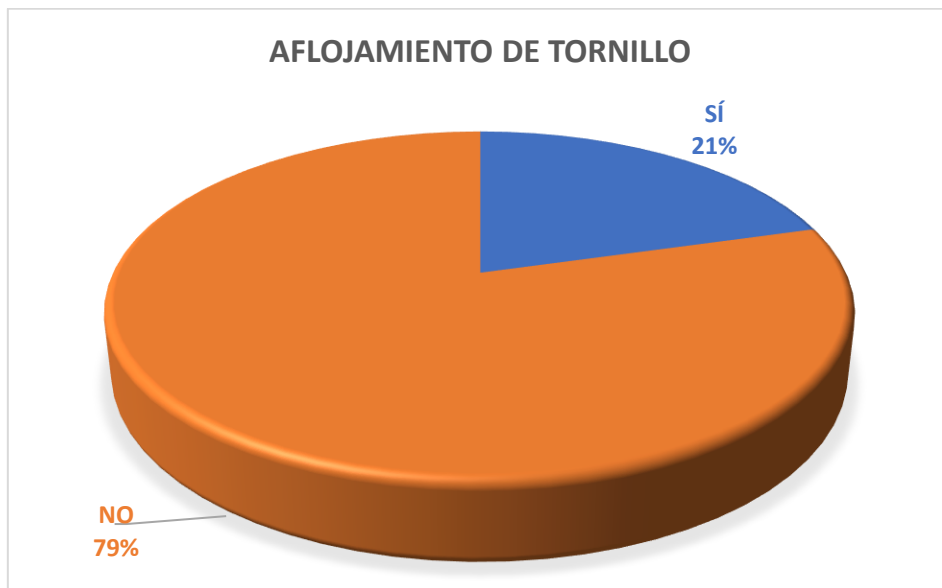
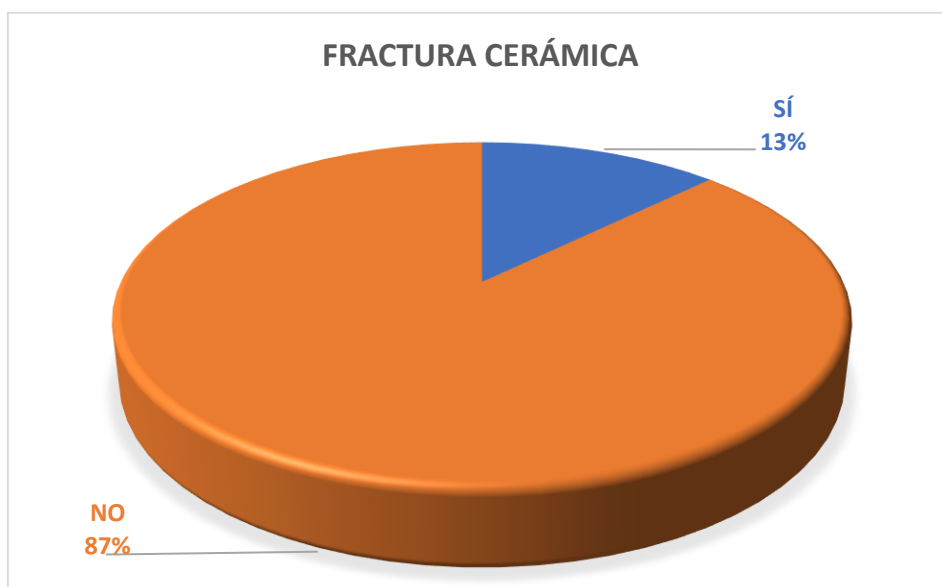


Tabla 29.: Frecuencia de fractura de cerámica en prótesis parcial de 2-6 unidades.

FRACTURA CERÁMICA	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
SÍ	8	12,7%
NO	55	87,3%
TOTAL	63	100,0%

Gráfico 23.: Frecuencia de fractura de cerámica en prótesis parcial de 2-6 unidades.

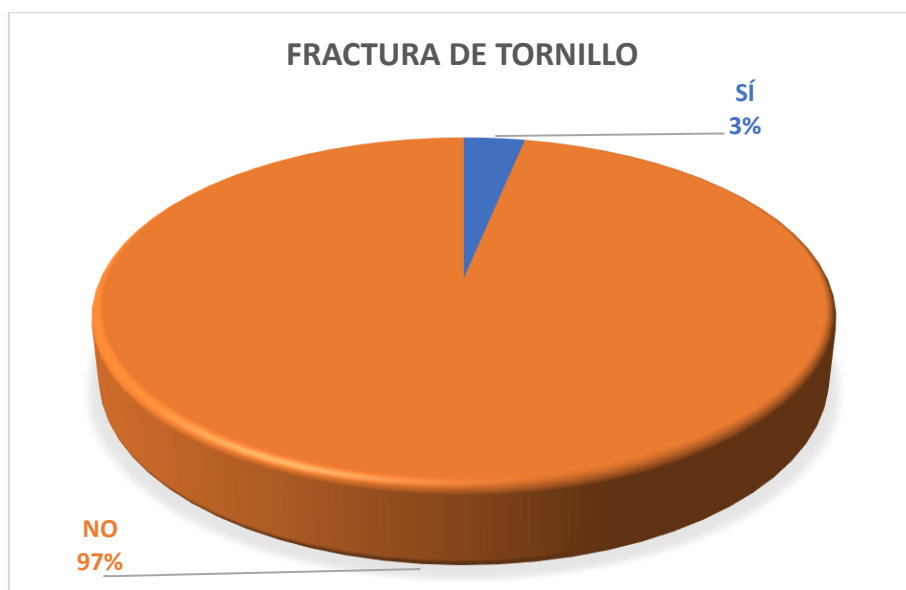


La fractura del tornillo es la tercera complicación por orden de frecuencia, pero ya a una distancia bastante mayor que las dos primeras puesto que solamente se ha registrado un 3,2%.

Tabla 30.: Frecuencia de fractura de tornillo en prótesis parcial de 2-6 unidades.

FRACTURA DE TORNILLO	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
SÍ	2	3,2%
NO	61	96,8%
TOTAL	63	100,0%

Gráfico 24: Frecuencia de fractura de tornillo en prótesis parcial de 2-6 unidades.

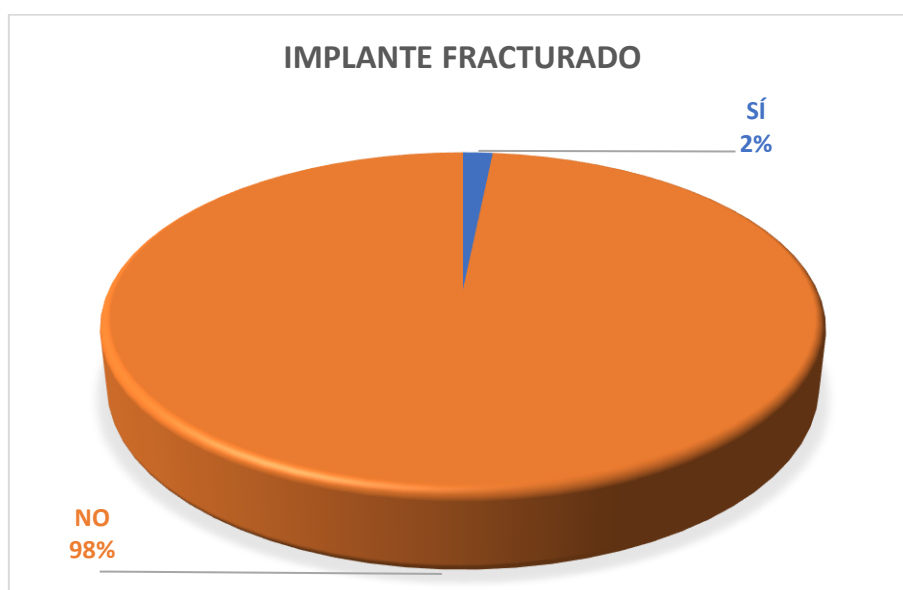


La fractura del implante es una de las complicaciones más infrecuentes que se han dado con un solo caso registrado lo cual hace un porcentaje de aproximadamente de 1,6%.

Tabla 31.: Frecuencia de fractura de implante en prótesis parcial de 2-6 unidades.

IMPLANTE FRACTURADO	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
SÍ	1	1,6%
NO	62	98,4%
TOTAL	63	100,0%

Gráfico 25.: Frecuencia de fractura de implante en prótesis parcial de 2-6 unidades.

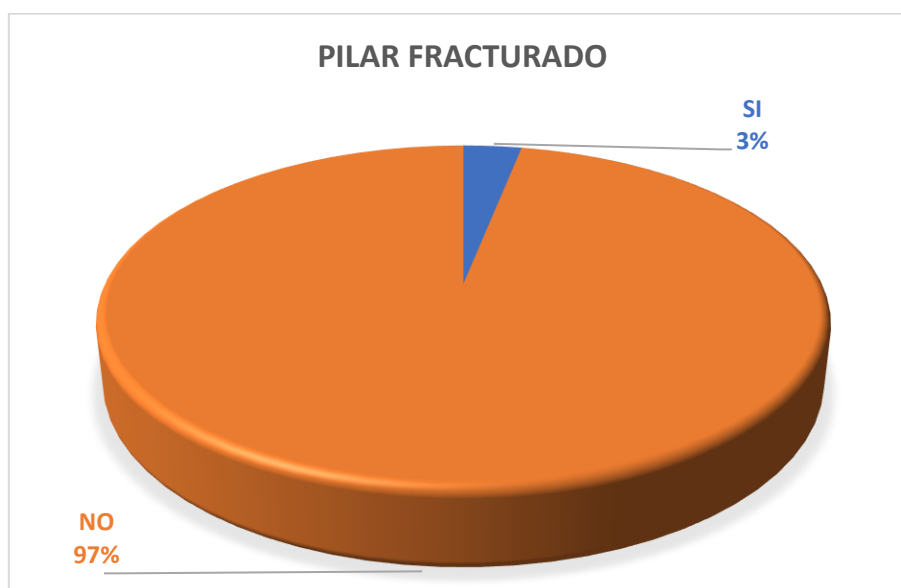


La fractura del pilar en las prótesis cementadas, es un acontecimiento bastante extraño, ya que solamente se ha detectado 1 caso en las 32 prótesis cementadas lo que hace un porcentaje de 3,1%.

Tabla 32.: Frecuencia de fractura de pilar en prótesis parcial de 2-6 unidades.

FRACTURA DE PILAR	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
SÍ	1	3,1%
NO	31	96,9%
TOTAL	32	100,0%

Gráfico 26.: Frecuencia de fractura de pilar en prótesis parcial de 2-6 unidades.



De las 63 prótesis parciales 2-6 unidades que han sido analizadas, aproximadamente 20 han presentado algún tipo de complicación. Estas prótesis han sido portadas por 17 pacientes diferentes; 3 de estos pacientes han tenido 2 prótesis en su boca con alguna complicación. Estas prótesis han sido soportadas por 46 implantes.

En relación a las prótesis que han presentado problemas, nos encontramos con que 8 están soportadas por 2 implantes (verde), 5 de ellas soportadas por 3 implantes (naranja) y 2 de ellas soportadas por 2 implantes y 2 pónicos (rojo) y otras dos con 3 implantes y un pónico (azul). Habría 3 tipos soportada por 3 implantes y 3 pónicos (morado), 3 implantes y 2 pónicos (violeta) y 2 implantes y un pónico (amarillo).

Los portadores de estas prótesis que tienen complicaciones son 9 varones y 8 mujeres; a nivel de conexión 14 son de conexión interna y 6 de conexión externa. 13 están situadas en el maxilar y 7 están situadas en la mandíbula. Tan sólo 2 de ellas están situadas a nivel anterior; las 18 restantes están situadas a nivel posterior. 9 son atornilladas y 11 son cementadas. En 12 de ellas los pacientes no ejercían ninguna parafunción mientras que en 8 de ellas los pacientes si reportaban sufrir algún tipo de parafunción.

En cuanto a las complicaciones que se han dado en las prótesis afectadas, podemos encontrar que el aflojamiento de tornillo se daba en 11 de las prótesis, la fractura de la cerámica se daba en 8 de las prótesis que tenían complicaciones, la fractura del tornillo en 2 de las prótesis, la fractura del pilar se dio en 1 de las 11 prótesis cementadas. La fractura del implante es un hecho extremadamente raro que se produjo en una de las prótesis.

En 4 de las prótesis se han dado más de una complicación:

- L. C. reporta una fractura de la cerámica y posteriormente un aflojamiento del tornillo en una prótesis constituida por dos unidades en 26 y 27. Ambas complicaciones se dan en el implante más posterior con una diferencia de un año entre ellas. En este paciente la primera de las complicaciones se da a los 6 años postcarga y la siguiente a los 7 años postcarga.
- L. H. reporta un aflojamiento previo a una fractura de tornillo en una prótesis constituida por dos unidades en 26 y 27; ambas complicaciones también se registran en el implante más posterior con una diferencia entre ambas complicaciones de dos años. La primera complicación ocurre antes del año (a los 6 meses) y la siguiente complicación ocurre dos años más tarde de la primera.

R. T. reporta una fractura de cerámica, una fractura de tornillo y finalmente una fractura del implante. La primera de las complicaciones ocurre a los 12 años y la segunda a los 13 años postcarga. La prótesis que sufre estas complicaciones está compuesta por tres implantes en 24, 25 y 26. Es en el implante del 24 donde se sufre el aflojamiento y la fractura de la porcelana. La fractura del implante ocurre a nivel del 26.

- J. Ll. reporta una fractura de la cerámica previa fractura del tornillo que se produce casi 13 años después de la fractura de la porcelana. En las notas clínicas se indica que el paciente es bruxómano y tiene una férula, pero se la coloca de vez en cuando.

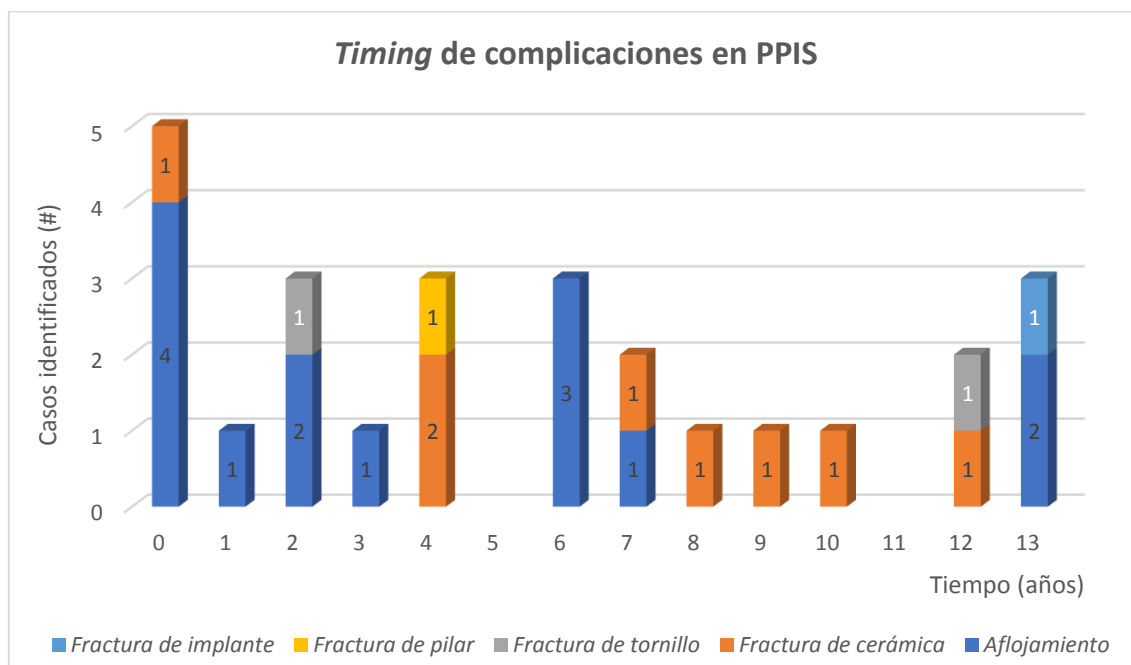
Tabla 33: Listado de prótesis parcial de 2-6 unidades que han sufrido complicaciones y variables específicas de cada prótesis.

NOMBRE PACIENTE	TIPO DE PRÓTESIS	CONEXIÓN	MAXILARES	POSICIÓN	UNIÓN	ANTAGONISTA	PARAFUNCIÓN	COMPLICACIÓN
A. A.	3 IM 2 PO	INTERNA	MAXILAR	POSTERIOR	ATORNILLADA	PRÓTESIS DENTOSOPORTADA	NO	AFLOJAMIENTO DE TORNILLO
L. C.	2 IM	INTERNA	MAXILAR	POSTERIOR	ATORNILLADA	DIENTE NATURAL	SÍ	AFLOJAMIENTO DE TORNILLO
L. C.	2 IM	INTERNA	MAXILAR	POSTERIOR	ATORNILLADA	DIENTE NATURAL	SÍ	FRACTURA DE CERÁMICA AFLOJAMIENTO DE TORNILLO
M. B.	2 IM	INTERNA	MAXILAR	POSTERIOR	CEMENTADA	DIENTE NATURAL	NO	FRACTURA DE PILAR

I. G.	2 IM 2 PO	INTERNA	MANDIBULAR	ANTERIOR	CEMENTADA	DIENTE NATURAL	NO	FRACTURA DE CERÁMICA
J. G.	3 IM 1 PO	EXTERNA	MAXILAR	POSTERIOR	ATORNILLADA	DIENTE NATURAL	NO	AFLOJAMIENTO DE TORNILLO
M. J. G.	3 IM 2 PO	EXTERNA	MAXILAR	POSTERIOR	CEMENTADA	IMPLANTE	NO	FRACTURA DE CERÁMICA
L. H.	2 IM	INTERNA	MAXILAR	POSTERIOR	ATORNILLADA	DIENTE NATURAL	SÍ	AFLOJAMIENTO DE TORNILLO FRACTURA DE TORNILLO
A. G.	2 IM 2 PO	INTERNA	MAXILAR	ANTERIOR	CEMENTADA	DIENTE NATURAL	NO	AFLOJAMIENTO DE TORNILLO
R. T.	3 IM	EXTERNA	MAXILAR	POSTERIOR	CEMENTADA	PRÓTESIS DENTOSOPORTADA	NO	FRACTURA DE TORNILLO
R. T.	3 IM	EXTERNA	MAXILAR	POSTERIOR	ATORNILLADA	PRÓTESIS DENTOSOPORTADA	NO	AFLOJAMIENTO DE TORNILLO FRACTURA DE CERÁMICA IMPLANTE FRACTURADO
J. LL.	2 IM- 1 PC	INTERNA	MANDIBULAR	POSTERIOR	CEMENTADA	DIENTE NATURAL	SÍ	AFLOJAMIENTO DE TORNILLO FRACTURA DE CERÁMICA
E. L.	2 IM	INTERNA	MAXILAR	POSTERIOR	ATORNILLADA	DIENTE NATURAL	SÍ	AFLOJAMIENTO DE TORNILLO
T. M.	2 IM	INTERNA	MAXILAR	POSTERIOR	ATORNILLADA	PRÓTESIS FIJA DENTOSOPORTADA	NO	AFLOJAMIENTO DE TORNILLO
M. L.	3 IM	INTERNA	MANDIBULAR	POSTERIOR	CEMENTADA	DIENTE NATURAL	SÍ	FRACTURA DE CERÁMICA
T. P.	3 IM	INTERNA	MANDIBULAR	POSTERIOR	CEMENTADA	PRÓTESIS FIJA DENTOSOPORTADA	NO	FRACTURA DE CERÁMICA
T. P.	2 IM	INTERNA	MANDIBULAR	POSTERIOR	CEMENTADA	PRÓTESIS FIJA DENTOSOPORTADA	NO	FRACTURA DE CERÁMICA
A. P.	3 IM 1 PO	INTERNA	MANDIBULAR	POSTERIOR	CEMENTADA	PRÓTESIS FIJA DENTOSOPORTADA	SÍ	AFLOJAMIENTO DE TORNILLO
R. C.	3 IM	EXTERNA	MANDIBULAR	POSTERIOR	CEMENTADA	DIENTE NATURAL	NO	AFLOJAMIENTO DE TORNILLO
J. M. P.	2 IM	EXTERNA	MAXILAR	POSTERIOR	ATORNILLADA	DIENTE NATURAL	SÍ	AFLOJAMIENTO DE TORNILLO

7.1.2.2.1. Cronología aparición de complicaciones

Gráfico 27.: Cronología de la aparición de complicaciones en prótesis parcial de 2-6 unidades.



Las prótesis parciales de 2-6 unidades fueron colocadas entre el año 2002 hasta al año 2015. La media de aparición de complicaciones postcarga fue de 5,25 años. La complicación más numerosa fue el aflojamiento. Hubo 13 casos de aflojamiento; en una de las pacientes la misma prótesis se aflojó 2 veces con un año de diferencia entre ambos aflojamientos. La mayoría de los aflojamientos se han concentrado antes de los 5 años, ya que 8 de los 13 casos de aflojamiento se han dado antes de los 5 años; es decir un 61,53% de los casos de aflojamiento. La fractura de la cerámica que es la segunda complicación más frecuente con 8 casos registrados, 2 han ocurrido antes de los 5 años mientras que 4 de ellos se han dado entre los 7 y 10 años; uno de ellos se ha dado a los 12 años postcarga; la mayoría de los aflojamientos se producen a partir de los 4 años postcarga y luego la aparición de esta complicación es ligeramente constante.

La fractura del pilar, del tornillo y del implante son complicaciones muy extrañas y muy poco frecuentes que se suelen producir después de un tiempo de postcarga; en nuestro caso la fractura del implante se produjo casi 13 años después de la carga; en relación a la fractura del tornillo, uno se produjo a los 12 años postcarga mientras otra se produjo a los 2 años postcarga; sin embargo, esto se produjo en un paciente que era bruxómano; este paciente además, antes del año ya había tenido un aflojamiento. La fractura del pilar se produjo a los 4 años postcarga en una paciente que no era bruxómano.

Se han contabilizado 20 complicaciones de las 63 prótesis estudiadas; no obstante, en 4 pacientes se han dado varias complicaciones diferentes en la misma prótesis o en una misma prótesis dos complicaciones iguales en diferentes tiempos. Por tanto, aunque el número de prótesis afectadas ha sido de 20, el número de complicaciones como eventos que se han registrado ha sido de 25 en prótesis de 2-6 unidades. En este caso consideraremos solamente la primera complicación que aparece en la prótesis:

De las 20 prótesis afectadas en el periodo considerado (2002 -2015) ya había 12 afectadas, un 19,04% a los 5 años postcarga; a los 10 años hay 5 complicaciones más; es decir 17 complicaciones más: un 26,98 %. La prevalencia de las complicaciones había sido de 31,7%. Solamente 3 complicaciones se dan en un periodo que va más allá de los 10 años postcarga.

7.1.3. PRÓTESIS COMBINADA

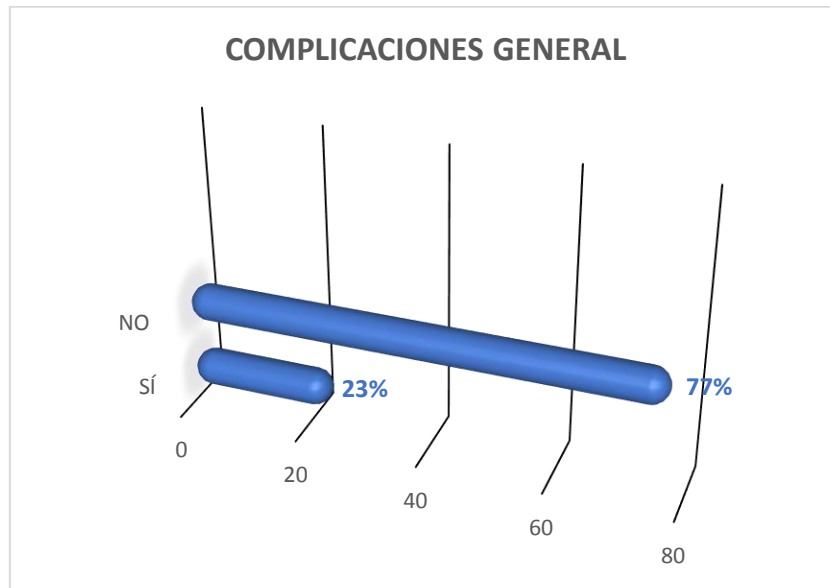
De forma general contaríamos con aproximadamente unas 133 prótesis sumando las 70 prótesis unitarias y las 63 prótesis parciales de 2-6 unidades. Obtendríamos aproximadamente un número de complicaciones del 23,3% ya que sobre 133 prótesis contaríamos con 31 complicaciones totales, 11 unitarias y 20 de prótesis parcial.

7.1.3.1. COMPLICACIONES

Tabla 34.: Frecuencia de complicaciones en prótesis (ambas).

COMPLICACIONES	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
<i>SÍ</i>	<i>31</i>	<i>23,3%</i>
<i>NO</i>	<i>102</i>	<i>76,7%</i>
TOTAL	133	100,0%

Gráfico 28.: Frecuencia de complicaciones en prótesis (ambas).



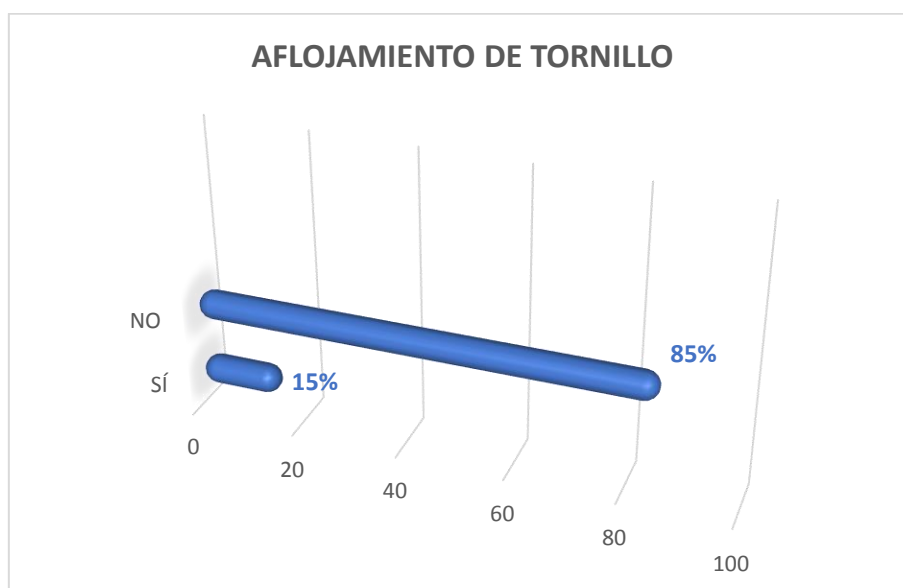
7.1.3.2. AFLOJAMIENTO DE TORNILLO Y FRACTURA DE LA PORCELANA

Combinando ambas prótesis obtendríamos como primera complicación el aflojamiento del tornillo con 20 casos totales sobre 133 prótesis, 7 procederían de las prótesis unitarias y 13 provendrían de las prótesis parciales, lo que supondría un porcentaje de aflojamiento en general de 15,0%.

Tabla 35.: Frecuencia de aflojamiento de tornillo en prótesis (ambas).

AFLOJAMIENTO DE TORNILLO	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
<i>SÍ</i>	20	15,0%
<i>NO</i>	113	85,0%
TOTAL	133	100,0%

Gráfico 29.: Frecuencia de aflojamiento de tornillo en prótesis (ambas).

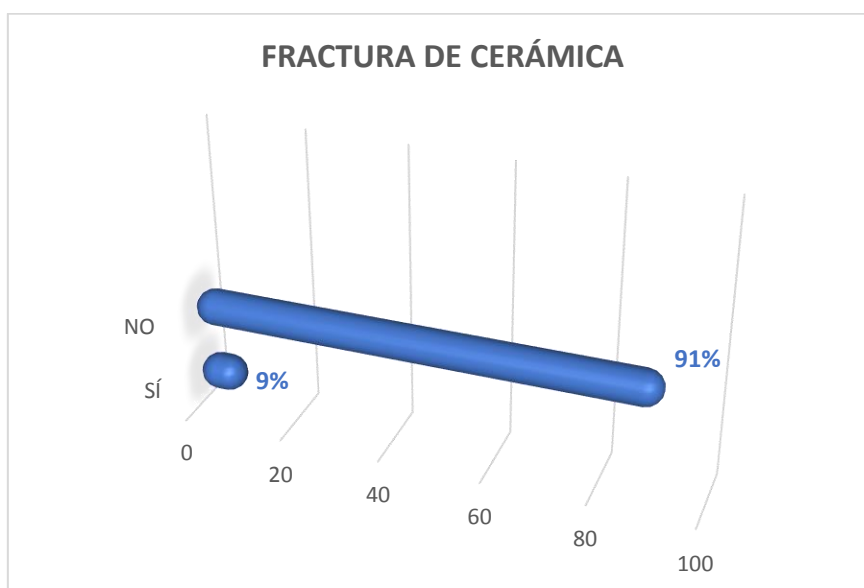


La fractura de la porcelana es la segunda complicación más frecuente tanto en prótesis unitaria como en prótesis parcial. Contando ambos tipos de prótesis obtenemos 12 complicaciones tipo “fractura cerámica”, 4 corresponden a prótesis unitaria y 8 corresponden a prótesis parcial de 2-6 unidades, lo que hace un porcentaje de 9,0%.

Tabla 36.: Frecuencia de fractura de cerámica en prótesis (ambas).

FRACTURA CERÁMICA	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
<i>SÍ</i>	12	9,0%
<i>NO</i>	121	91,0%
TOTAL	133	100,0%

Gráfico 30.: Frecuencia de fractura de cerámica en prótesis (ambas).



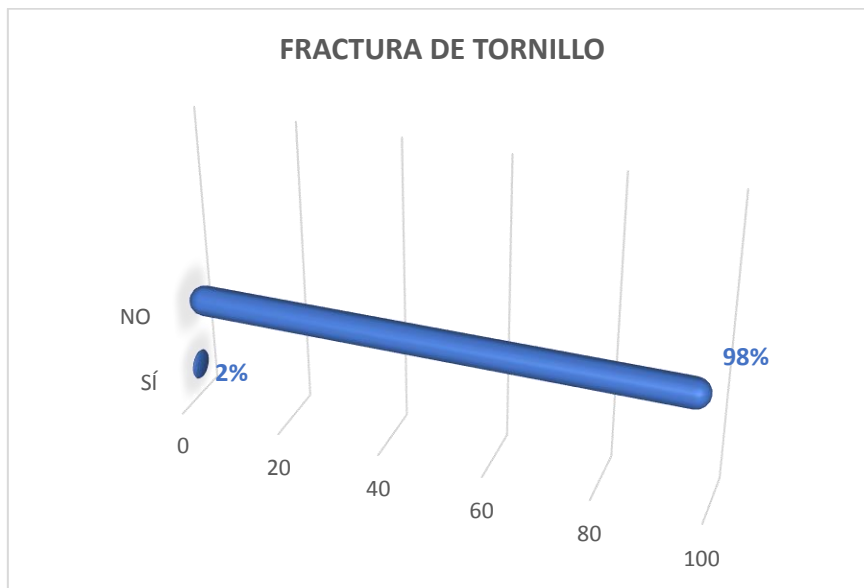
7.1.3.3. FRACTURA DE TORNILLO, IMPLANTE FRACTURADO Y FRACTURA DEL PILAR

Las fracturas del tornillo, de forma general son complicaciones infrecuentes; en nuestro estudio solamente hemos encontrado 2 casos pertenecientes a prótesis parcial de 2-6 unidades y ningún caso ocurrido en las prótesis unitarias, lo que sobre 133 prótesis totales nos da un porcentaje muy pequeño, de un 1,5%.

Tabla 37.: Frecuencia de fractura de tornillo en prótesis (ambas).

FRACTURA DE TORNILLO	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
<i>SÍ</i>	2	1,5%
<i>NO</i>	131	98,5%
TOTAL	133	100,0%

Gráfico 31.: Frecuencia de fractura de tornillo en prótesis (ambas).

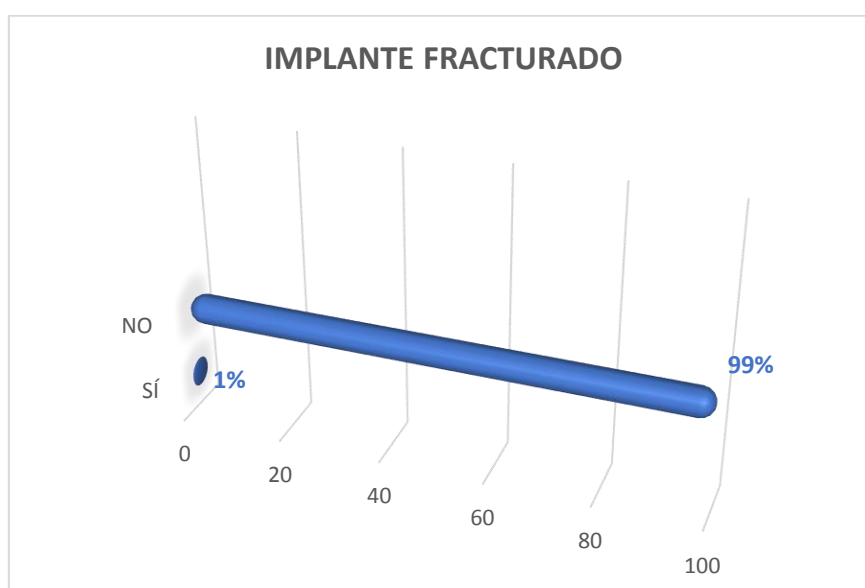


Una de las complicaciones que es afortunadamente poco frecuente es la fractura del implante; solamente se dio un caso en todas las 133 prótesis; concretamente ocurrió en una prótesis parcial, lo que nos genera un porcentaje de prevalencia de un 0,8%.

Tabla 38.: Frecuencia de fractura de implante en prótesis (ambas).

IMPLANTE FRACTURADO	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
SÍ	1	0,8%
NO	132	99,2%
TOTAL	133	100,0%

Gráfico 32.: Frecuencia de fractura de implante en prótesis (ambas).

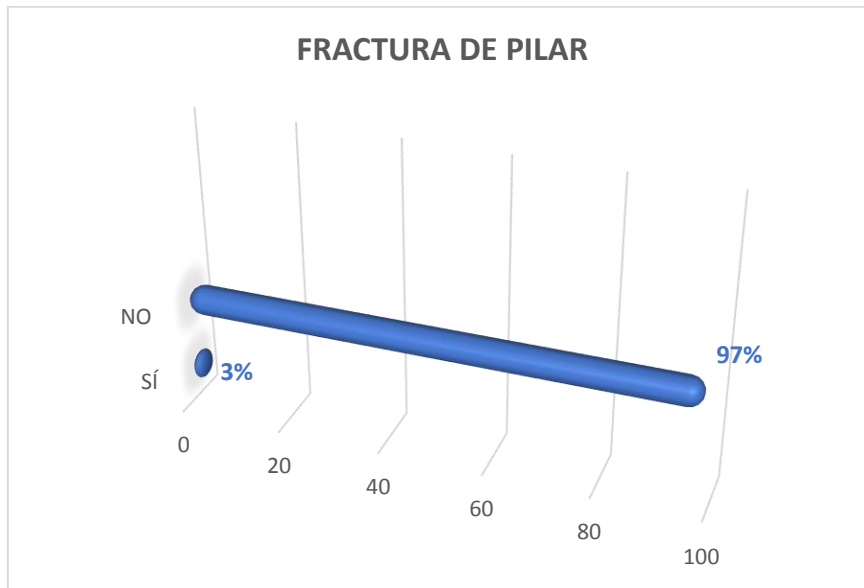


La fractura del pilar la hemos contabilizado solamente en el caso de las prótesis cementadas, con un caso en prótesis unitaria y otro caso en prótesis parcial de 2-6 unidades sobre un total de 79 prótesis cementadas, 47 prótesis cementadas unitarias y 32 prótesis parciales; esto hace un porcentaje total de aproximadamente 2,5%.

Tabla 39.: Frecuencia de fractura de pilar en prótesis (ambas).

FRACTURA DE PILAR	NÚMERO (#)	PORCENTAJE (%)
SÍ	2	2,5%
NO	77	97,5%
TOTAL	79	100,0%

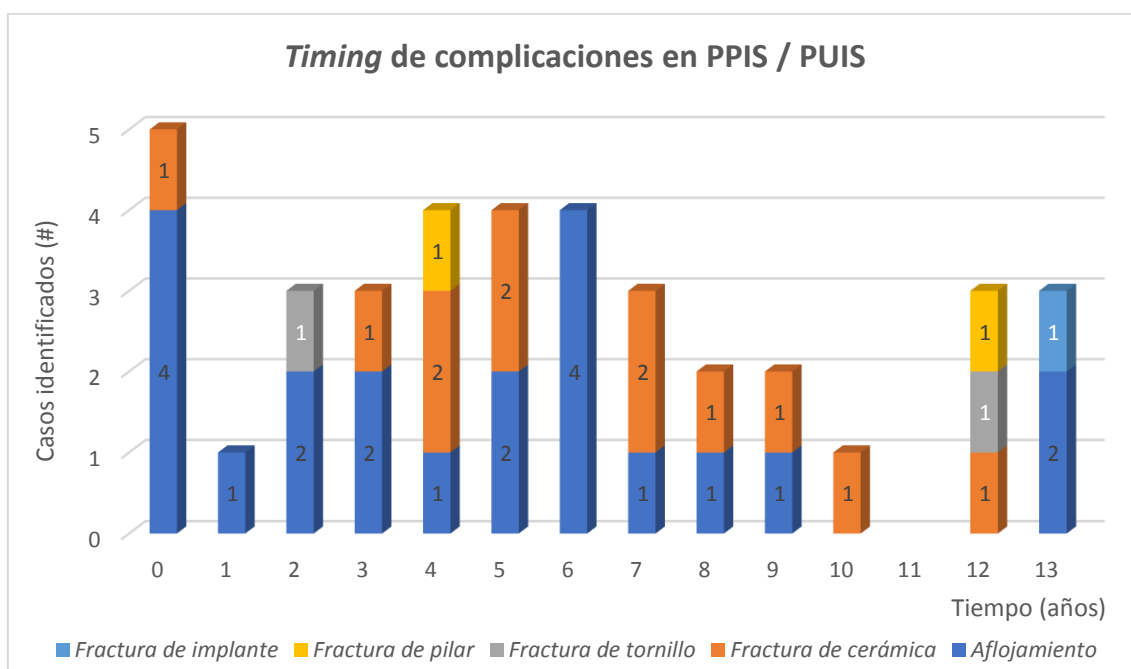
Gráfico 33: Frecuencia de fractura de pilar en prótesis (ambas).



7.1.3.3.1. Cronología aparición complicaciones

En este estudio se han tomado como muestra 133 prótesis, 70 unitarias y 63 prótesis parciales de 2-6 unidades. Las prótesis unitarias han registrado 11 complicaciones y las prótesis parciales han registrado 20 complicaciones; en total, se han registrado 31 complicaciones; a nivel de las prótesis unitarias una de las prótesis unitarias ha tenido conjuntamente una fractura de porcelana y un aflojamiento; por tanto, aunque el número de prótesis afectadas ha sido de 11, los eventos que se han registrado han sido 12 (en una misma prótesis se han dado 2 complicaciones a la vez).

Gráfico 34.: Cronología de la aparición de complicaciones en prótesis (ambas).



A nivel de las prótesis parciales de 2-6 unidades se han afectado 20 prótesis de las 63; en este caso hemos contado con dos prótesis que han sufrido un aflojamiento de tornillo y una fractura de porcelana en la misma prótesis, otra prótesis que ha sufrido un aflojamiento de tornillo y una fractura del tornillo y otra última prótesis que ha sufrido tres eventos: un aflojamiento de tornillo, una fractura de porcelana y una fractura de implante; otra de las prótesis sufrió dos aflojamientos pero en periodos distintos; podemos decir que se contabilizaron 13 aflojamientos de tornillo, 8 fracturas de cerámica, 2 fracturas de tornillo, una fractura de implante y una fractura de pilar; en total, tendríamos 25 eventos ocurridos; a esto, debemos sumar el segundo aflojamiento que se da en una misma prótesis; por tanto, distinguimos en esta gráfica el número de complicaciones (eventos) que es diferente del número de prótesis afectadas.

En esta gráfica hemos reflejado en total 26 eventos de la prótesis parcial y 12 de la prótesis unitaria.

Si combinamos el número de complicaciones (como eventos) de ambas prótesis, encontramos 32 complicaciones; en los primeros 6 años ocurren 24 eventos lo cual hace una media de 4 eventos al año, mientras que los siguientes 7 años tenemos una ocurrencia de 14 eventos, lo cual hace una media de 2 eventos cada año; con esta gráfica observamos una mayor concentración del número de complicaciones en los primeros 6 años, aunque la presencia de complicaciones parece constante. Los aflojamientos se producen de forma constante, aunque observamos una mayor presencia en este caso concreto antes de los 6 años postcarga; en el caso de la fractura de la porcelana,

observamos un agrupamiento entre los 3 y 5 años postcarga y entre los 7 a 10 años postcarga, aunque contamos con eventos de este tipo antes del año postcarga o incluso 12 años después de la carga.

La fractura del pilar, del tornillo o del implante son complicaciones poco frecuentes; en este caso ha habido una agrupación de estas complicaciones entre los 2 y 4 años postcarga y otro entre los 12 y 13 años postcarga.

7.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL

7.2.1. PRÓTESIS UNITARIA

A nivel de prótesis unitaria nos encontramos con la presencia de 70 prótesis en las cuales vamos relacionar los factores de riesgo con la presencia de complicaciones mediante un test de Chi-cuadrado que relacionen ambos tipos de variables cualitativas, estableciendo la significación estadística cuando p es menor o igual a 0,05. Al 95% se ha diseñado una tabla en la que se ha integrado todos valores de la Chi-cuadrado de Pearson.

Analizando los datos extraídos, los resultados indican que, en relación a la fractura del pilar, solamente los factores de riesgo “posición en boca” y “localización” serían relevantes.

Analizando las fracturas de la cerámica, solamente sería relevante el factor “forma de unión al implante”, es decir (cementada-atornillada). Asimismo, este factor (cementada/atornillada), tendría relevancia a la hora de la presentación de “complicaciones” en general.

Asimismo, se ve una tendencia en el posible papel de la “parafunción” en la “fractura de la cerámica” y en las “complicaciones” en general.

Tabla 40.: Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre los factores de riesgo y complicaciones en prótesis unitaria.

CHI CUADRADO DE PEARSON SIG. ASINTÓTICA (2 CARAS)	LOCALIZACIÓN	MAXILAR-MANDÍBULA	ANTERIOR-POSTERIOR	CONEXIÓN	PARAFUNCIÓN	ANTAGONISTA	CEMENTADA-ATORNILLADA
AFLOJAMIENTO DE PILAR/TORNILLO	0,923	0,690	0,353	0,742	0,467	0,312	0,245
FRACTURA DE PILAR	0,001	0,343	0,008	0,261	0,384	0,901	-
FRACTURA DE CERÁMICA	0,378	1,000	0,492	0,584	0,083	0,584	0,007
FRACTURA DE TORNILLO	-	-	-	-	-	-	-
FRACTURA DE IMPLANTE	-	-	-	-	-	-	-
COMPLICACIÓN	0,360	0,743	0,913	0,193	0,088	0,113	0,028

7.2.1.1. LOCALIZACIÓN – FRACTURA DE PILAR

Tabla 41.: Relación entre “localización protésica” y “fractura del pilar” en prótesis unitaria.

LOCALIZACIÓN	PARÁMETRO	FRACTURA DE PILAR		TOTAL
		SÍ	NO	
11	RECuento (#)	0	1	1
	% dentro LOCALIZACIÓN (%)	0,0%	100,0%	100,0%
	RESIDUO CORREGIDO	-0,1	0,1	-
13	RECuento (#)	0	1	1
	% dentro LOCALIZACIÓN (%)	0,0%	100,0%	100,0%
	RESIDUO CORREGIDO	-0,1	0,1	-
14	RECuento (#)	0	2	2
	% dentro LOCALIZACIÓN (%)	0,0%	100,0%	100,0%
	RESIDUO CORREGIDO	-0,2	0,2	-
15	RECuento (#)	0	3	3
	% dentro LOCALIZACIÓN (%)	0,0%	100,0%	100,0%

	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	0,3	0,3	-
16	<i>RECuento (#)</i>	0	7	7
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	0,4	0,4	-
17	<i>RECuento (#)</i>	0	1	1
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	0,1	0,1	-
21	<i>RECuento (#)</i>	1	0	1
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	100,0%	0,0%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	6,9	-6,9	-
22	<i>RECuento (#)</i>	0	1	1
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	-0,1	0,1	-
23	<i>RECuento (#)</i>	0	2	2
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	-0,2	0,2	-
24	<i>RECuento (#)</i>	0	1	1
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	-0,1	0,1	-
25	<i>RECuento (#)</i>	0	1	1
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	-0,1	0,1	-
26	<i>RECuento (#)</i>	0	3	3
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	-0,3	0,3	-
27	<i>RECuento (#)</i>	0	1	1
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	-0,1	0,1	-
36	<i>RECuento (#)</i>	0	6	6
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	-0,4	0,4	-
37	<i>RECuento (#)</i>	0	2	2
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%

	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	-0,2	0,2	-
44	<i>RECuento (#)</i>	0	1	1
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	-0,1	0,1	-
45	<i>RECuento (#)</i>	0	1	1
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	-0,1	0,1	-
46	<i>RECuento (#)</i>	0	10	10
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	-0,5	0,5	-
47	<i>RECuento (#)</i>	0	2	2
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	-0,2	0,2	-
TOTAL	<i>RECuento (#)</i>	1	46	47
	<i>% dentro LOCALIZACIÓN (%)</i>	2,1%	97,9%	100,0%

Nota: 35 casillas (92,1%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 0,02.

En este caso podemos concluir que, en relación a la “fractura del pilar” como complicación mecánica, tiene relevancia el factor de riesgo “localización”; es decir, en prótesis unitaria cementada sería conveniente tener en cuenta la localización de dicha prótesis.

A través de los resultados obtenidos de la estadística inferencial, podemos concluir que existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($P \leq 0,05$) $P = 0,001$ entre la posición del implante en boca; así, la localización 21 tiene un 100% más de aflojamiento respecto a un 2,1% de los esperado.

Tabla 42.: Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo “localización” y la complicación “fractura del pilar” en prótesis unitaria.

PRUEBAS DE CHI-CUADRADO			
Parámetro	Valor	Grados de libertad	Significación asintótica (2 caras)
Chi-cuadrado de Pearson	47,000	18	0,001
Razón de verosimilitud	9,679	18	0,942
Asociación lineal por lineal	0,481	1	0,488
Número de casos válidos (#)	47	-	-

7.2.1.2. ANTERIOR/POSTERIOR – FRACTURA DEL PILAR

Tabla 43.: Relación entre “localización anterior/posterior” y “fractura del pilar” en prótesis unitaria.

ANTERIOR / POSTERIOR		FRACTURA DE PILAR		TOTAL
		SÍ	NO	
ANTERIOR	RECUENTO (#)	1	5	6
	% dentro ANTERIOR/POSTERIOR (%)	16,7%	83,3%	100%
	RESIDUO CORREGIDO	2,6	-2,6	-
POSTERIOR	RECUENTO (#)	0	41	41
	% dentro ANTERIOR/POSTERIOR (%)	0,0%	100,0%	100,0%
	RESIDUO CORREGIDO	-2,6	2,6	-
TOTAL	RECUENTO (#)	1	46	47
	% dentro ANTERIOR/POSTERIOR (%)	2,1%	97,9%	100,0%

Nota 1: 2 casillas (50,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 0,13.

Nota 2: Sólo se ha calculado para una tabla 2x2.

Según los resultados obtenidos en esta tesis, en el caso de prótesis unitarias cementadas, en relación a la “fractura del pilar” también es importante tener en cuenta la ubicación de la prótesis, más anterior o más posterior.

En este caso existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($P \leq 0,05$) $P = 0,008$ entre la ubicación del implante anterior o posterior y la fractura del pilar; así, la localización anterior tiene un 16,7% más aflojamiento respecto a un 2,1% de lo esperado.

Tabla 44.: Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo "localización anterior/posterior" y la complicación "fractura del pilar" en prótesis unitaria.

PRUEBAS DE CHI-CUADRADO					
Parámetro	Valor	Grados de libertad	Significación asintótica (2 caras)	Significación exacta (2 caras)	Significación exacta (1 cara)
Chi-cuadrado de Pearson	6,982	1	0,008	-	-
Corrección de continuidad	1,272	1	0,259	-	-
Razón de verosimilitud	4,272	1	0,039	-	-
Prueba exacta de Fisher	-	-	-	0,128	0,128
Asociación lineal por lineal	6,833	1	0,009	-	-
Número de casos válidos (#)	47	-	-	-	-

7.2.1.3. CEMENTADA/ATORNILLADA – FRACTURA DE LA CERÁMICA

Tabla 45.: Relación entre "forma de unión" y "fractura de la cerámica" en prótesis unitaria.

CEMENTADA / ATORNILLADA		FRACTURA DE CERÁMICA		TOTAL
		SÍ	NO	
NO REHABILITADA	RECuento (#)	0	2	2
	% dentro CEMENTADA/ATORNILLADA (%)	0,0%	100,0%	100,0%
	RESIDUO CORREGIDO	-0,4	0,4	-
CEMENTADA	RECuento (#)	0	47	47
	% dentro CEMENTADA/ATORNILLADA (%)	0,0%	100,0%	100,0%
	RESIDUO CORREGIDO	-2,9	2,9	-
ATORNILLADA	RECuento (#)	4	17	21
	% dentro CEMENTADA/ATORNILLADA (%)	19,0%	81,0%	100,0%

	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	3,1	-3,1	-
TOTAL	<i>RECuento (#)</i>	4	66	70
	<i>% dentro CEMENTADA/ATORNILLADA (%)</i>	5,7%	94,3%	100,0%

Nota: 4 casillas (66,7%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 0,11.

En este caso existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($P \leq 0,05$) $P = 0,007$ entre la forma de unión al implante cementada/atornillada y la fractura de la cerámica; así, las prótesis atornilladas tienen una mayor fractura de la porcelana (19% respecto a un 5,7 % de lo esperado); de acuerdo con los resultados obtenidos en esta tesis se debe tener en cuenta la presencia de fractura de porcelana especialmente en prótesis unitarias atornilladas.

Tabla 46.: Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo "forma de unión" y la complicación "fractura de la cerámica" en prótesis unitaria.

PRUEBAS DE CHI-CUADRADO			
Parámetro	Valor	Grados de libertad	Significación asintótica (2 caras)
<i>Chi-cuadrado de Pearson</i>	9,899	2	0,007
<i>Razón de verosimilitud</i>	10,214	2	0,006
<i>Asociación lineal por lineal</i>	6,027	1	0,014
<i>Número de casos válidos (#)</i>	70	-	-

7.2.1.4. CEMENTADA / ATORNILLADA – COMPLICACIÓN

Tabla 47.: Relación entre "forma de unión" y "complicación" (en general) en prótesis unitaria.

CEMENTADA / ATORNILLADA		COMPLICACIÓN		TOTAL
		SÍ	NO	
NO REHABILITADA	<i>RECuento (#)</i>	0	2	2
	<i>% dentro CEMENTADA/ATORNILLADA (%)</i>	0,0%	100,0%	100,0%

	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	-0,6	0,6	-
CEMENTADA	<i>RECUENTO (#)</i>	4	43	47
	<i>% dentro CEMENTADA/ATORNILLADA (%)</i>	8,5%	91,5%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	-2,4	2,4	-
ATORNILLADA	<i>RECUENTO (#)</i>	7	14	21
	<i>% dentro CEMENTADA/ATORNILLADA (%)</i>	33,3%	66,7%	100,0%
	<i>RESIDUO CORREGIDO</i>	2,7	-2,7	-
TOTAL	<i>RECUENTO (#)</i>	11	59	70
	<i>% dentro CEMENTADA/ATORNILLADA (%)</i>	15,7%	84,3%	100,0%

Nota: 3 casillas (50,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 0,31.

En este caso existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($P \leq 0,05$) $P = 0,028$ entre la forma de unión al implante cementada/atornillada y la presencia de complicaciones en general; así, las prótesis atornilladas tienen una mayor presencia de complicaciones (33,3% respecto a un 15,7% de lo esperado). De acuerdo a estos resultados, el clínico debe esperar mayor número de complicaciones mecánicas en una prótesis unitaria atornillada que en una cementada.

Tabla 48.: Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo "forma de unión" y las complicaciones (en general) en prótesis unitaria.

PRUEBAS DE CHI-CUADRADO			
Parámetro	Valor	Grados de libertad	Significación asintótica (2 caras)
<i>Chi-cuadrado de Pearson</i>	7,136	2	0,028
<i>Razón de verosimilitud</i>	6,792	2	0,034
<i>Asociación lineal por lineal</i>	3,498	1	0,061
<i>Número de casos válidos (#)</i>	70	-	-

7.2.1.5. PARAFUNCIÓN – FRACTURA DE CERÁMICA

Tabla 49.: Relación entre “parafunción” y “fractura de cerámica” en prótesis unitaria.

PARAFUNCIÓN		FRACTURA CERÁMICA		TOTAL
		SÍ	NO	
SÍ	RECuento (#)	4	37	41
	% dentro PARAFUNCIÓN (%)	9,8%	90,2%	100,0%
	RESIDUO CORREGIDO	1,7	-1,7	-
NO	RECuento (#)	0	29	29
	% dentro PARAFUNCIÓN (%)	0,0%	100,0%	100,0%
	RESIDUO CORREGIDO	-1,7	1,7	-
TOTAL	RECuento (#)	4	66	70
	% dentro PARAFUNCIÓN (%)	5,7%	94,3%	100,0%

Nota 1: 2 casillas (50%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es de 1,66.

Nota 2: Sólo se ha calculado una tabla de 2x2.

En este caso se observa que hay más fracturas de porcelana cuando hay una parafunción que cuando no la hay (un 9,8% respecto a un 0,0%); debido a que la significación estadística, la hemos establecido al 95%, podemos afirmar que aunque ocurren más fracturas de la cerámica en prótesis unitaria cuando hay parafunción, esta relación no es estadísticamente significativa ya que P no es $\leq 0,05$; $P = 0,083$; no obstante, si la significación estadística se hubiera calculado al 90% $P \leq 0,1$; en este caso sí que hubiera habido significación estadística, por lo que según los resultados obtenidos en esta tesis, podemos afirmar que habría que esperar mayor número de fracturas de cerámica en una prótesis atornillada unitaria cuando el paciente tuviera algún tipo de parafunción.

Tabla 50.: Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo “parafunción” y la complicación “fractura de la cerámica” en prótesis unitaria.

PRUEBAS DE CHI-CUADRADO					
Parámetro	Valor	Grados de libertad	Significación asintótica (2 caras)	Significación exacta (2 caras)	Significación exacta (1 cara)
Chi-cuadrado de Pearson	3,001 ^a	1	0,083	-	-
Corrección de continuidad	1,463	1	0,226	-	-
Razón de verosimilitud	4,450	1	0,035	-	-
Prueba exacta de Fisher	-	-	-	0,136	0,110
Asociación lineal por lineal	2,958	1	0,085	-	-
Número de casos válidos (#)	70	-	-	-	-

7.2.1.6. PARAFUNCIÓN – COMPLICACIÓN

Tabla 51.: Relación entre “parafunción” y “complicación” (en general) en prótesis unitaria.

PARAFUNCIÓN		COMPLICACIÓN		TOTAL
		SÍ	NO	
SÍ	RECuento (#)	9	32	41
	% dentro PARAFUNCIÓN (%)	22,0%	78,0%	100,0%
	RESIDUO CORREGIDO	1,7	-1,7	-
NO	RECuento (#)	2	27	29
	% dentro PARAFUNCIÓN (%)	6,9%	93,1%	100,0%
	RESIDUO CORREGIDO	-1,7	1,7	-
TOTAL	RECuento (#)	11	59	70
	% dentro PARAFUNCIÓN (%)	15,7%	84,3%	100,0%

Nota 1: 1 casilla (25%) ha esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es de 4,56.

Nota 2: Sólo se ha calculado una tabla de 2x2.

En este caso hay más complicaciones mecanicotécnicas en general cuando hay una parafunción que cuando no la hay (un 22% respecto a un 6,9%) pero la diferencia no es estadísticamente significativa al 95%; no obstante, se confirma cierta tendencia a un mayor número de complicaciones mecánicas en los pacientes que registran algún tipo de parafunción en prótesis unitaria; por tanto, ante la presencia de un paciente con parafunción, tendremos que advertirle de una mayor frecuencia de complicaciones en la prótesis.

Tabla 52.: Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo "parafunción" y complicación (en general) en prótesis unitaria.

PRUEBAS DE CHI-CUADRADO					
Parámetro	Valor	Grados de libertad	Significación asintótica (2 caras)	Significación exacta (2 caras)	Significación exacta (1 cara)
<i>Chi-cuadrado de Pearson</i>	2,907 ^a	1	0,088	-	-
<i>Corrección de continuidad</i>	1,881	1	0,170	-	-
<i>Razón de verosimilitud</i>	3,715	1	0,075	-	-
<i>Prueba exacta de Fisher</i>	-	-	-	0,108	0,082
<i>Asociación lineal por lineal</i>	2,865	1	0,091	-	-
<i>Número de casos válidos (#)</i>	70	-	-	-	-

7.2.2. PRÓTESIS PARCIAL

A nivel de la prótesis fija de 2-6 unidades, solamente el factor “localización en maxilar/mandíbula” puede influir en el aflojamiento del tornillo; se ve cierta tendencia en general a mayor número de complicaciones en el maxilar que en la mandíbula según los resultados obtenidos en esta tesis.

Tabla 53.: Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre los factores de riesgo y complicaciones en prótesis parcial de 2-6 unidades.

CHI CUADRADO DE PEARSON SIG. ASINTÓTICA (2 CARAS)	LOCALIZACIÓN	MAXILAR-MANDÍBULA	ANTERIOR-POSTERIOR	CONEXIÓN	PARAFUNCIÓN	ANTAGONISTA	CEMENTADA-ATORNILLADA
AFLOJAMIENTO DE PILAR/TORNILLO	0,236	0,044	0,971	0,532	0,115	0,452	0,105
FRACTURA DE PILAR	0,793	0,279	0,662	0,625	0,525	0,872	-
FRACTURA DE CERÁMICA	0,243	0,672	0,609	0,244	0,550	0,474	0,143
FRACTURA DE TORNILLO	0,948	0,108	0,673	0,534	0,363	0,886	0,982
FRACTURA DE IMPLANTE	0,637	0,260	0,767	0,125	0,524	0,517	0,306
COMPLICACIÓN	-	0,090	0,679	0,231	0,441	0,123	0,649

7.2.2.1. MAXILAR/MANDÍBULA – AFLOJAMIENTO DE TORNILLO

Tabla 54.: Relación entre “localización maxilar/mandibular” y “aflojamiento de tornillo” en prótesis parcial de 2-6 unidades.

	MAXILAR / MANDÍBULA	AFLOJAMIENTO DE TORNILLO		TOTAL
		SÍ	NO	
MAXILAR	RECuento (#)	9	19	28
	% dentro MAXILAR/MANDÍBULA (%)	32,1%	67,9%	100,0%
	RESIDUO CORREGIDO	2,0	-2,0	-
MANDÍBULAR	RECuento (#)	4	31	35

	% dentro MAXILAR/MANDÍBULA (%)	11,4%	88,6%	100,0%
	RESIDUO CORREGIDO	-2,0	2,0	-
TOTAL	RECuento (#)	13	50	63
	% dentro MAXILAR/MANDÍBULA (%)	20,6%	79,4%	100,0%

Nota 1: 0 casillas han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es de 5,78.

Nota 2: Sólo se han calculado para una tabla de 2x2.

En este caso existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($P \leq 0,05$) ya que $P=0,044$ entre la localización en el maxilar/mandíbula y la presencia de complicaciones; así, las prótesis de 2-6 unidades en el maxilar tienen más aflojamientos (32,1% frente a lo esperado 20,6%). De acuerdo a estos resultados, cuando tenemos una prótesis de 2-6 unidades que vamos a colocar en maxilar cabe esperar mayor número de aflojamientos que si la prótesis estuviera a nivel mandibular.

Tabla 55.: Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo "localización maxilar/mandibular" y la complicación "aflojamiento de tornillo" en prótesis parcial de 2-6 unidades.

PRUEBAS DE CHI-CUADRADO					
Parámetro	Valor	Grados de libertad	Significación asintótica (2 caras)	Significación exacta (2 caras)	Significación exacta (1 cara)
Chi-cuadrado de Pearson	4,076 ^a	1	0,044	-	-
Corrección de continuidad ^b	2,909	1	0,088	-	-
Razón de verosimilitud	4,102	1	0,043	-	-
Prueba exacta de Fisher	-	-	-	0,062	0,044
Asociación lineal por lineal	4,011	1	0,045	-	-
Número de casos válidos (#)	63	-	-	-	-

7.2.2.2. MAXILAR/MANDÍBULA – COMPLICACIÓN

Tabla 56.: Relación entre “localización maxilar/mandibular” y “complicación” (en general) en prótesis parcial de 2-6 unidades.

MAXILAR-MANDÍBULA		COMPLICACIÓN		TOTAL
		SÍ	NO	
MAXILAR	RECuento (#)	12	16	28
	% dentro MAXILAR/MANDÍBULA (%)	42,9%	57,1%	100,0%
	RESIDUO CORREGIDO	1,7	-1,7	-
MANDÍBULAR	RECuento (#)	8	27	35
	% dentro MAXILAR/MANDÍBULA (%)	22,9%	77,1%	100,0%
	RESIDUO CORREGIDO	-1,7	1,7	-
TOTAL	RECuento (#)	20	43	63
	% dentro MAXILAR/MANDÍBULA (%)	31,7%	68,3%	100,0%

Nota 1: 0 casillas (0,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es de 8,89.

Nota 2: Sólo se han calculado para una tabla de 2x2.

En este caso se observa que hay más complicaciones en el maxilar (un 42,9% respecto a un 22,9% de la mandíbula) aunque no es estadísticamente significativo con la significación establecida al 95%; no obstante, se observa una tendencia de una mayor aparición de complicaciones mecánicas en prótesis de 2-6 unidades cuando estas se localizan a nivel maxilar.

Tabla 57.: Valores de P (después de aplicación del test de Chi cuadrado) entre el factor de riesgo “localización maxilar/mandibular” y “complicación” (en general) en prótesis parcial de 2-6 unidades.

PRUEBAS DE CHI-CUADRADO					
Parámetro	Valor	Grados de libertad	Significación asintótica (2 caras)	Significación exacta (2 caras)	Significación exacta (1 cara)
Chi-cuadrado de Pearson	2,872 ^a	1	0,090	-	-
Corrección de continuidad ^b	2,023	1	0,155	-	-
Razón de verosimilitud	2,872	1	0,090	-	-

<i>Prueba exacta de Fisher</i>	-	-	-	0,109	0,078
<i>Asociación lineal por lineal</i>	2,826	1	0,093	-	-
<i>Número de casos válidos (#)</i>	63	-	-	-	-

8. *DISCUSIÓN*

8. DISCUSIÓN

8.1. COMPLICACIONES

Se ha realizado la toma de una muestra entre los pacientes atendidos en el Título Propio de implantoprótesis de la Universidad Complutense de Madrid; estos pacientes habían sido previamente operados para la colocación de implantes en el master de Cirugía Oral, Periodoncia o Implantoprótesis de la misma universidad.

Contamos finalmente con 133 prótesis parciales repartidas en 70 prótesis unitarias y 63 prótesis parciales de 2-6 unidades. Para un mejor análisis de las prótesis y sus complicaciones, se ha decidido separar ambos tipos de prótesis y realizar 2 estadísticas paralelas.

En el caso de las prótesis unitarias, se han registrado de forma generalizada un 15,7% de complicaciones ya que 11 prótesis de las 70 habían mostrado problemas, siendo la complicación más frecuente registrada el aflojamiento del tornillo con un porcentaje del 10% seguida de la fractura de la porcelana con un 5,7%; no se ha registrado ninguna complicación del tipo fractura del implante o fractura del tornillo. Entre las prótesis cementadas la fractura del pilar se ha dado con una frecuencia de aproximadamente del 2,1% en prótesis unitaria

En el caso de las prótesis parciales de 2-6 unidades, se han registrado 20 complicaciones o un 31,7%, siendo la complicación más frecuente encontrada de nuevo el aflojamiento del tornillo con un porcentaje de 20,6% seguido de la fractura de la porcelana con un porcentaje del 12,7%. La siguiente complicación más frecuente en el caso de las prótesis de 2-6 unidades que se ha encontrado ha sido la fractura del tornillo con un 3,2% de los casos, continuando con el implante fracturado 1,6%. La fractura del pilar se contabilizó para las prótesis cementadas con un porcentaje del 3,1%.

Combinando ambos tipos de prótesis podemos afirmar que la primera complicación más frecuente es el aflojamiento del tornillo con un porcentaje del 15,05%; en segundo lugar, la fractura de la porcelana con un porcentaje del 9,02%; el resto de complicaciones contabilizadas tienen un porcentaje muy bajo como en el caso de la fractura del pilar con un 2,53%, la fractura del implante con un porcentaje del 0,75% además de la fractura del tornillo de la prótesis con un porcentaje del 1,5%. El número de complicaciones encontradas es de un 23,3%. en un periodo que va desde los años 2002 a 2015 para el caso de las prótesis parciales y de 2004 a 2012 para las unitarias; en general es un periodo de colocación de prótesis que abarca desde 2002 hasta 2015 (13 años).

Este resultado es ligeramente diferente a los porcentajes encontrados por Julia Gabriella Wittneben que obtiene unas cifras de fractura de porcelana de 20,31% y de 2,57% de

aflojamiento del tornillo; también encuentra un porcentaje de 2,06% de pérdida de retención; al igual que en nuestro estudio las complicaciones más frecuentes que encuentra son la fractura de la porcelana y el aflojamiento del tornillo y las menos frecuentes la fractura de tornillo, fractura de implante o la fractura de pilar; no hay coincidencia en los porcentajes de las principales complicaciones (fractura de la porcelana, aflojamiento de tornillo); además, éstas se encuentran invertidas en la frecuencia de aparición respecto a nuestro estudio; sin embargo, encontramos una coincidencia con su estudio ya que el porcentaje en general de complicaciones mecánicas encontradas por Wittneben es de un 24,7%, mientras que en nuestro estudio encontramos un porcentaje de complicaciones mecánicas (contabilizando prótesis unitarias y parciales) de un 23,3% en un periodo de tiempo similar (13 años para nuestro estudio, y 10,75 años para Wittneben). Brägger apunta en su estudio unos porcentajes de complicaciones mecánicas de aproximadamente un 20,4%, porcentaje algo más bajo pero similar con el obtenido en nuestro estudio y con el de Wittneben (Wittneben et al. 2014; Brägger et al. 2001).

La mayor diferencia con el estudio de Wittneben radica en el aflojamiento del tornillo; una de las posibles causas puede residir en la diferencia que ha hecho Wittneben a la hora de especificar el tipo de complicaciones contabilizadas, puesto que la autora ha diferenciado entre aflojamiento del tornillo, aflojamiento del pilar y pérdida retención; en nuestro estudio estos conceptos no los podemos separar puesto que las notas prostodónticas revisadas no han especificado estos tres conceptos; las notas clínicas recogen el concepto de “aflojamiento” sin más especificación por lo que es posible que esos tres conceptos se hayan combinado en nuestro estudio. Esto podría haber aumentado sensiblemente la complicación que nosotros denominamos “aflojamiento”. No obstante, en el cómputo general podemos afirmar que el porcentaje de complicaciones encontradas en este estudio coincide con el encontrado por Wittneben (Wittneben et al. 2014).

Shim realiza un estudio sobre los implantes ankylos en población coreana y su posibles complicaciones mecánicas y encuentra un porcentaje de fractura de pilar de un 2,2% similar al que obtenemos nosotros que es de un 2,1% (Shim et al. 2015).

Vanioğlu en su análisis retrospectivo obtiene un porcentaje de fractura de porcelana a los 5 años de tan solo un 3,95%; este porcentaje es más bajo que el que nosotros encontramos en nuestro estudio que es de un 9,02% y todavía más alejado del estudio de Wittneben 20,31%; en relación al aflojamiento del tornillo, Vanioğlu presenta una incidencia del 0%; en nuestro estudio a los 5 años tenemos ya 12 casos de tornillos aflojados sobre un total de 20, lo que hace un porcentaje de 9,02% (3 casos unitarios y 9 casos de prótesis parcial) (Vanioğlu et al. 2013). Una de las razones que podrían explicar la diferencia de porcentajes entre el estudio de Vanioğlu y el nuestro es que el estudio de Vanioğlu se compone de 177 prótesis fijas siendo la mayoría de ellas (125)

coronas unitarias; los otros tipos de prótesis son 34 prótesis parciales de 3 unidades y 18 coronas unidas soportadas por dos implantes; es decir que un 70,62% de las prótesis analizadas por Vanioglu van a ser prótesis unitarias lo que balancea el resultado del porcentaje final hacia las prótesis unitarias; en este sentido, a los 5 años en nuestro estudio se han dado 3 casos de aflojamiento de tornillo y 3 casos de fractura de porcelana (sobre 70) por lo que obtenemos a los 5 años tanto en aflojamiento como en la fractura de la porcelana un porcentaje de 4,28% ; este porcentaje se aproxima más al 3,95% que obtiene Vanioglu para fractura de porcelana a pesar de que Vanioglu adopta como criterio de exclusión a los pacientes bruxómanos ; sin embargo queda algo lejos del 0% a los 5 años que obtiene Vanioglu de aflojamiento de tornillo. En este sentido, otro hecho a destacar es que el diagnóstico del bruxismo clínico es complicado ya que a día de hoy todavía no existe un protocolo clínico válido de diagnóstico (Tawil et al. 2006).

Tanto Vanioglu como Wittneben coinciden en que la complicación más frecuente es la fractura de la porcelana a diferencia de nuestro estudio en el que la complicación mecánica más frecuente es el aflojamiento del tornillo. Bragger también coincide en este sentido con los autores anteriores (Bragger et al. 2001).

Para Bragger la aparición de una complicación como la fractura de la porcelana ocurre en un 10,4% de los casos; este porcentaje es similar en nuestro estudio, ya que obtenemos un porcentaje de fractura de porcelana de un 12,7% para prótesis parciales, sin contabilizar las prótesis unitarias; para el caso del aflojamiento del tornillo contamos con unos porcentajes que son muy diferentes a los nuestros si lo comparamos con el estudio de Bragger; este anuncia un porcentaje de aflojamiento del tornillo oclusal de un 6,6% lo que difiere en gran medida ya que en nuestro caso el aflojamiento del tornillo es la primera complicación con un porcentaje en prótesis parcial de 20,6% (Bragger et al. 2001). De nuevo la mayor diferencia entre nuestro estudio y el de Bragger es el mayor porcentaje de casos de aflojamiento que observamos. Una de las diferencias puede radicar en que nuestro estudio tiene una duración de 13 años, mientras que el estudio de Bragger en la examinación clínica de las prótesis, estas habían estado en función una media de 40 a 78 meses con una media de 56,8 meses (4,73 años); en nuestro estudio la media en funcionamiento de nuestras prótesis parciales ha sido de 156 meses; por otra parte Bragger al igual que en el estudio de Wittneben, añade el concepto “pérdida de retención” que posiblemente en nuestro estudio ha sido englobado dentro de la complicación “aflojamiento”; en nuestro caso esta diferenciación no ha sido posible ya que siendo el estudio de un diseño retrospectivo, dependemos de la calidad de las notas clínicas que en este caso no han registrado este concepto; este hecho ha podido aumentar de forma significativa nuestro porcentaje de casos de aflojamiento.

Panos Paspaspyridakos estima en su estudio un porcentaje de complicaciones de aproximadamente un 24,6% para las prótesis sobre implantes implantosoportadas, porcentaje similar respecto a nuestro estudio: 23,3%. La complicación más frecuente en

este estudio de Panos es la fractura del material de cobertura con unos porcentajes extremadamente altos, un 33% a los 5 años y un 66% a los 10 años; en nuestro caso, la fractura de la porcelana a los 5 años es de un 4,51 % (tenemos a los 5 años 6 casos de fractura de porcelana, 3 de prótesis unitaria y 3 de prótesis parcial); a los 10 años tenemos un porcentaje de fractura de porcelana de un 12,78 % ya que contamos a los 10 años con 10 casos de fractura de la porcelana en prótesis parcial y 7 casos de fractura de porcelana en prótesis unitaria (Papaspriidakos et al. 2012).

Para Papaspriidakos la fractura del tornillo tiene una tasa de complicación a los 5 años de 10,4% y a los 10 años de 20,8%, mientras que en nuestro estudio tanto a los 5 como a los 10 años tenemos solamente una fractura de tornillo correspondiente a la prótesis parcial, lo que hace un porcentaje del 0,75%; la otra fractura del tornillo ocurre pasados los 10 años; estos porcentajes son bastante más altos que los encontrados en nuestro estudio, si bien puede ser cierto que los resultados no sean totalmente comparables, al no contar nuestro estudio con ninguna prótesis cerámica completa o con una prótesis de resina completa.

Nedir afirma que las complicaciones en las prótesis unitarias ocurren en un 7,3%; en nuestro caso las complicaciones en prótesis unitaria ocurren en un porcentaje de 15,7%, porcentaje que dista respecto al que obtiene Nedir, pero similar para otro tipo de casos como por ejemplo Vermylen o Merickse-Ster que obtienen unos porcentajes que van desde el 10-20%. Nedir también afirma que la fractura de la porcelana se da en un 7,3% de las prótesis; este porcentaje es ligeramente mayor que en el caso de nuestra estadística de prótesis unitaria ya que obtenemos un porcentaje de fracturas de porcelana de un 5,7%. (Nedir et al. 2006; Vermylen et al. 2003; Merickse-Ster et al. 2001). De nuevo, encontramos que Nedir cuenta con 265 prótesis fijas, siendo estas 171 coronas unitarias, 93 parciales y tan sólo una prótesis completa. En este estudio, Nedir encuentra 2 aflojamientos de pilar, 1 fractura de pilar, ningún aflojamiento del tornillo de prótesis, 4 descementaciones de tornillo y 25 fracturas de porcelana. Además Nedir también contabiliza aflojamientos en la realización de nuevas prótesis; esto ocurrió en 13 casos. En este caso el porcentaje de complicaciones es de un 12,07%; más bajo que en nuestro estudio en el que las complicaciones se dan con una frecuencia del 23,3%; los aflojamientos en el estudio de Nedir se dan con una frecuencia del 0,75%; un porcentaje francamente bajo en comparación con nuestro estudio en el que el aflojamiento tanto del tornillo y del pilar es de un 15,05% siendo esta además la primera complicación en nuestro caso; la fractura del pilar en el estudio de Nedir se da en un 0,37%, pero en el nuestro se da en un 2,53%; la única complicación en la que los porcentajes son similares es en el caso de la fractura de la porcelana (Nedir 9,43% vs 9,02% de nuestro estudio); este dato está en consonancia con otros estudios como puede ser el de Vermylen (11,6% o el de Brägger 10,4%) (Vermylen et al. 2003; Brägger et al. 2001).

La mayor diferencia entre nuestro estudio y el de Nedir, es posiblemente el aflojamiento (0,75 vs 15,05%), pero Nedir explica que esto podría deberse a que la mayoría de las prótesis atornilladas en su estudio están situadas a nivel anterior en el que la carga es menor que a nivel posterior; Tal y como señala Nedir esta particularidad no es compartida en el estudio de Mericks-Stern en el que el aflojamiento reportado en el primer año es del 18,6%, porcentaje similar al nuestro, aunque el nuestro se da en un periodo de 13 años 15,05% (Nedir et al. 2006; Mericks-Stern et al. 2001).

Según de Boever un 25% de las coronas unitarias en su estudio tenía algún tipo de complicación mientras que en nuestro estudio el número de complicaciones en general sufrido por las coronas unitarias ha sido de un 15,7%, ligeramente más bajo que en el estudio de De Boever y un 44,4% de complicaciones en las prótesis parciales implantosoportadas de 3 a 4 unidades; en nuestro estudio hemos considerado además prótesis parciales de 2-6 unidades y aun así contamos con un porcentaje de complicaciones menor, un 31,7%; con De Boever se coincide en el hecho de afirmar que tanto en su estudio como en el nuestro, hay un mayor número de complicaciones con las prótesis parciales implantosoportadas que con las prótesis unitarias. De forma general De Boever afirma que hay un aflojamiento del 12% mientras que en nuestro estudio el aflojamiento en general es de un 15,05%, porcentaje ligeramente mayor, pero similar (De Boever et al. 2006).

De Boever en su estudio no ha encontrado ninguna fractura de implante a diferencia de nuestro estudio; no obstante, es cierto que la prevalencia de esta complicación, es afortunadamente muy extraña (De Boever et al. 2006).

Abt en una revisión sistemática en el que contabilizan estudios retrospectivos y de cohorte que cuentan tanto con prótesis parcial como con prótesis unitaria, explican que a los 5 años la incidencia de las fracturas de implantes, era de un 0,14%; por tanto, un evento bastante extraño; en nuestro estudio la fractura del implante ocurre con una prevalencia del 0,75%, pero la incidencia a los 5 años es del 0%. En nuestro estudio el aflojamiento del tornillo/pilar a los 5 años tenía una incidencia del 8,27 % ya que había 3 casos unitarios aflojados a los 5 años y 8 casos de prótesis parciales con aflojamiento a los 5 años. Este porcentaje es más bajo que la revisión sistemática presentada por Jung que obtiene una incidencia de aflojamiento de tornillo o pilar de un 12,7%; A los 5 años Jung describe una incidencia acumulativa de fractura de tornillo o pilar de un 0,35%; en nuestro caso a los 5 años tenemos 2 casos de fractura de tornillo o de pilar en prótesis unitaria y en prótesis parcial lo cual hace un porcentaje de 1,50% ligeramente mayor. A los 5 años la incidencia acumulativa de la fractura de la porcelana o la resina en el caso de la revisión sistemática de Jung es de un 4,5%. mientras que en nuestro estudio a los 5 años había una incidencia de fractura de un 4,5% teniendo en cuenta prótesis unitarias y totales ya que nos encontramos que a los 5 años solamente 6 casos habían sufrido fractura de la porcelana; este porcentaje es exactamente igual que el de Abt (Abt, 2008).

Comparando la revisión sistemática de Pjetursson con nuestro estudio, encontramos varias diferencias; la revisión sistemática de Pjetursson en el que incluye 32 artículos expone que la complicación más frecuente sobre los 5 años de observación es la fractura del material de porcelana con un porcentaje del 7,8 %; en nuestro caso el porcentaje de fractura de la porcelana en nuestro estudio a los 5 años es de para prótesis parcial es de 4,76% ya que solo contaríamos con 3 casos de fractura de porcelana sobre 63 prótesis. Pjetursson afirma que el aflojamiento del tornillo se da en un 5,3% de los casos siendo la tercera complicación más frecuente, mientras que en nuestro estudio a los 5 años contamos con un porcentaje de aflojamiento de 14,28% ya que contamos con 9 casos de aflojamiento de tornillo. Pjetursson explica que la segunda complicación más frecuente en su revisión sistemática es la pérdida de la cavidad del tornillo, pero ésta es una complicación que no se ha recogido en las historias clínicas revisadas. Una de las coincidencias reside en que en el caso de Pjetursson, la fractura del tornillo, del pilar o del implante son complicaciones más ocasionales y su aparición suele ser muy baja. En el caso de la revisión sistemática de Pjetursson estas aparecen a los 5 años en un porcentaje de 1,3% para la fractura de los tornillos oclusales así como la fractura de los pilares; en nuestro caso los porcentajes serían a los 5 años de un 1,58% para la fractura del pilar y de 1,58% para la fractura del tornillo pues de las 63 prótesis a los 5 años hay una caso de fractura de tornillo y otro de fractura de pilar; para Pterjursson los 5 años la fractura del implante tiene una incidencia del 0,5%, mientras que en nuestro caso la fractura del implante a los 5 años es de un 0% (Pjetursson et al. 2012).

En general tanto en prótesis parcial como en unitaria podemos afirmar que las complicaciones más frecuentes son 2: el aflojamiento del tornillo y la fractura de la porcelana; para la mayoría de los autores la principal complicación es la fractura de la porcelana: (Wittbeben et al. 2014; Vanioğlu et al. 2013; Brägger et al. 2001, Pjetursson et al. 2012); sin embargo aunque en nuestro estudio las complicaciones más frecuentes son esas dos, éstas se encuentran invertidas en la frecuencia de aparición ya que la primera de las complicaciones en nuestro caso es el aflojamiento del tornillo y la segunda de las complicaciones es la fractura de la porcelana. En este sentido coincidimos con Abt que también encuentra más casos de aflojamiento de tornillo que de fractura de porcelana (Abt, 2008)

Una de las posibles causas de esta inversión de las complicaciones podría ser el hecho de que muchas fracturas de porcelana pasan desapercibidas al no ser visibles o a la falta de manifestación de este hecho por parte de los pacientes si esta complicación no altera la funcionalidad de la prótesis o si en términos estéticos no se viera la fractura

8.2. COMPLICACIONES Y FACTORES DE RIESGO

Una de los principales objetivos de este estudio ha sido relacionar las complicaciones que van apareciendo en las prótesis con los factores determinados que llamamos “factores de riesgo”; es sabido que cuando una prótesis cuenta con unos determinados factores de riesgo, se puede dar un incremento en el caso de las complicaciones mecánicas. Uno de los factores que podrían influir en la posterior aparición de complicaciones es el número de unidades que posee la prótesis; así en algunos estudios se ha determinado que, a mayor número de unidades, mayor incidencia de complicaciones; se ha decidido homogeneizar al máximo los dos tipos de prótesis encontradas para poder inferenciar la influencia de los factores de riesgo en las complicaciones posteriores. Una complicación se define en el glosario de implantes orales y maxilofaciales como una desviación no esperada del resultado normal de un tratamiento (Laney, 2017).

En el caso de las prótesis unitarias, vemos que cobra mucha relevancia la forma de retención que tiene la prótesis a la fijación; es decir existe una relación estadísticamente significativa; así, en el caso de las prótesis unitarias la forma de unión sería significativa en la generación de complicaciones futuras $P = 0,028$ y, en concreto, en la fractura de la porcelana $P = 0,007$. Significa que en nuestro estudio las prótesis unitarias atornilladas presentan por lo general un mayor número de complicaciones que las cementadas. Además, encontramos que las prótesis unitarias atornilladas tendrían más fractura de la porcelana que las cementadas; esta relación no se encuentra sin embargo en el caso de las prótesis parciales $P = 0,143$; en el caso de las prótesis parciales de 2 a 6 unidades, encontramos que se encuentra un mayor número de fractura de porcelana en las prótesis atornilladas que en las cementadas, pero esta relación no es estadísticamente significativa $P = 0,143$. Nedir en su estudio encuentra mayor número de complicaciones para prótesis cementadas que en las prótesis atornilladas teniendo en cuenta prótesis parcial, así como prótesis unitarias, aunque la diferencia no es estadísticamente significativa. Brägger encuentra mayor número de complicaciones en las prótesis cementadas de 2 a 12 unidades que en las prótesis atornilladas pero la diferencia no es estadísticamente significativa (Nedir et al. 2006; Brägger et al. 2001).

Sin embargo, al contrario que lo que se muestra en otros estudios y en el nuestro, podemos afirmar que Wang no encuentra diferencias estadísticamente significativas en las fracturas de la porcelana en coronas unitarias con diferentes modos de retención (Wang et al. 2016).

Wittneben encuentra en la realización de una revisión sistemática que hay un mayor número de complicaciones técnicas en general con las reconstrucciones cementadas que con las atornilladas, pero en este estudio no se ha evaluado las complicaciones técnicas de forma individual según el tipo de prótesis. Wittneben afirma especificando

que en concreto el chipping o la fractura de la cerámica es más frecuente en las prótesis atornilladas que en las cementadas y ambas son estadísticamente significativas $P = 0,03$, fundamentalmente por los picos de estrés que se generan alrededor de la cavidad de acceso (Wittneben et al. 2014).

Millen realiza una revisión sistemática para determinar la influencia del tipo de prótesis en las complicaciones técnicas. El autor no ha considerado el “aflojamiento del tornillo” porque considera que solo lo poseen las prótesis atornilladas y ha considerado el “aflojamiento del pilar” para ambos tipos de prótesis; el llamado “aflojamiento del pilar” que para nosotros es “aflojamiento del tornillo” ocurre con mayor frecuencia en la prótesis atornillada que en la cementada a nivel de prótesis unitaria $P = 0,03$; esta diferencia no la encontramos $P = 0,245$ para prótesis parcial de 2-6 unidades; Millen también explica que para prótesis unitarias advierten una tendencia de un mayor número de complicaciones con las prótesis unitarias atornilladas que con las cementadas $P = 0,71$ mientras que en nuestro estudio para prótesis unitarias observamos mayores complicaciones mecánicas con prótesis atornilladas que con cementadas; además, esta relación es estadísticamente significativa $P = 0,028$. Millen, sin embargo, encuentra para las prótesis parciales que hay un mayor número de problemas técnicos en prótesis parcial atornillada que en cementada $P = 0,009$; sin embargo, nosotros no encontramos tal relación $P = 0,649$ (Millen et al. 2015).

En prótesis unitaria, encontramos que también habría que tener en cuenta en las prótesis cementadas que llevan un pilar, la localización anterior y posterior y la posición que ocupan en la arcada dentaria. Así una posición anterior entre incisivo central y canino tendría mayor riesgo de fractura del pilar que una posición posterior (a partir del primer premolar) $P = 0,008$ y esta relación es estadísticamente significativa; en concreto, una posición de un incisivo central superior, sería la posición en la que podrían ocurrir mayor número de fracturas del pilar; en nuestro estudio la posición 21 es en la que más vulnerabilidad encontramos y es estadísticamente significativa respecto a otras posiciones $P = 0,001$; en concreto, podría parecer una incongruencia que la fractura del pilar se diera más frecuentemente a nivel anterior que a nivel posterior, pero no se puede olvidar que los dientes anteriores guían a los posteriores cuando se realiza una guía anterior, por lo que en principio no sería raro que las fracturas se podrían producir a ese nivel; por otro lado es cierto que las prótesis cementadas casi siempre se suelen colocar a nivel anterior por problemas de inclinación por poca disponibilidad ósea lo que “obliga” a la elección de una prótesis cementada a nivel anterior. En el caso de una prótesis parcial de 2-6 unidades, no encontramos que haya mayores fracturas de pilar si esta prótesis se sitúa a nivel anterior que a nivel posterior por lo que $P = 0,062$. Gabriella Wittneben sin embargo no encuentra que la localización anterior/ posterior sea un factor de riesgo en la aparición de complicaciones. En concreto, en relación a la fractura de la porcelana tanto en prótesis parcial como en prótesis unitaria (Wittneben et al. 2014).

Gabriella Wittneben realiza una revisión sistemática; esta autora encuentra en relación al pilar como factor de riesgo, el método de retención; así según la revisión sistemática elaborada, el aflojamiento del pilar es más frecuente en las prótesis cementadas, aunque en nuestro caso hemos unificado el aflojamiento del tornillo y del pilar en un solo concepto "aflojamiento" y no hemos encontrado en nuestro estudio que la forma de unión (atornillada/cementada) sea determinante para el aflojamiento de tornillo o pilar puesto que en unitaria $P = 0,245$, y en parcial de 2-6 unidades $P = 0,105$ (Wittneben et al. 2014).

Sin embargo, Shim, en su estudio sobre complicaciones mecánicas en población coreana con implantes unitarios ankylos, explica que en los pacientes de edad mediana la posición molar y un implante de diámetro grande están relacionados con una alta incidencia de fracturas del pilar, a diferencia de nuestro estudio en el que una fractura del pilar está relacionada con una posición anterior, resultado que en principio es contrario a lo declarado en el estudio de Shim (Shim et al. 2005).

A nivel de prótesis unitaria, otro de los factores de riesgo que en el que encontramos una cierta tendencia para la generación de complicaciones es la parafunción aunque no es estadísticamente significativo al 95%, encontramos que es estadísticamente significativo al 90%, puesto que observamos que en nuestro estudio, en prótesis unitarias, existe en general un mayor número de complicaciones mecánicas entre los pacientes que tienen bruxismo $P = 0,088$, y en concreto en prótesis unitaria encontramos que el bruxismo estaría muy relacionada con la fractura de la porcelana de las prótesis, siendo esta asociación es estadísticamente significativa al 90% $P = 0,083$. En el caso de las prótesis parciales de 2 a 6 unidades, no encontraríamos que la parafunción pueda causar mayor número de complicaciones en un paciente que la sufre respecto a un paciente que no la sufre $P = 0,441$ y tampoco encontramos esta asociación en concreto con la fractura de la porcelana ya que $P = 0,550$; en este sentido encontramos cierta controversia en relación a otros autores respecto a la presencia de mayor número de complicaciones cuando un paciente sufre bruxismo o cualquier otro tipo de parafunción; hay autores que encuentran una asociación positiva mientras que otros autores no la encuentran; en nuestro estudio hemos encontrado esa asociación para prótesis unitarias pero no la encontramos para prótesis parcial de 2-6 unidades; se debe tener en cuenta es que el bruxismo es una complicación del paciente que es muy difícil de diagnosticar de forma objetiva ya que en muchos casos su diagnóstico viene dado de las consecuencias clínicas que observamos como un desgaste excesivo de los dientes o la fractura de componentes protésicos, restauraciones o a partir de cuestionarios personales en los que entra en juego la propia subjetividad o percepción del paciente que puede introducir un sesgo importante. Por otro lado, puesto que encontramos cada vez mayor número de pacientes con prótesis con implantes, diagnosticadas correcta o incorrectamente de bruxismo en la práctica diaria que portan dispositivos de relajación miofacial como férulas Michigan de descarga, sería conveniente tener en cuenta este

aspecto como factor protector ya que podría llegar a alterar los resultados; así en nuestro estudio decidimos no incluir este aspecto, ya que las notas clínicas no aportaban información sobre la presencia o no de estos dispositivos. En este sentido, la presencia de una férula puede haber introducido sin querer un sesgo en la recogida de los datos, puesto que su presencia normalmente elimina o retrasa la presencia de complicaciones; en nuestro estudio nos encontramos con que no hemos podido recoger como factor de protección “férula” con lo que no sabemos el grado real de implicación que puede tener dicho dispositivo en la presencia o ausencia de complicaciones.

Wittneben por ejemplo si encuentra una relación estadísticamente significativa en los pacientes que tienen una atrición generalizada y una prótesis parcial con mayores tasas de fractura de porcelana; esto no ocurre con las prótesis unitarias según Wittneben (Wittneben et al. 2014).

Nedir en su estudio de prótesis fija en el que tiene en cuenta prótesis fija parcial y unitaria explica que la mayoría de las complicaciones ocurren en pacientes que no son bruxistas por lo que el bruxismo como hábito parafuncional no podía ser identificado como un factor de riesgo (Nedir et al. 2006). Urs Brägger sí que identifica el bruxismo como un factor de riesgo asociado a un mayor número de complicaciones mecánicas en las prótesis parciales de 2 a 14 unidades, además de las extensiones, aunque este último factor nosotros no lo hemos considerado (Brägger et al. 2001).

Wang realiza un estudio sobre complicaciones mecánicas en prótesis parciales y unitarias y también concluye que la atrición como parafunción manifestada por los pacientes en su estudio estaba relacionada con una tasa mayor de fractura de la porcelana (Wang et al. 2016).

En el caso de la prótesis parcial el único factor de riesgo que encontramos que puede tener relevancia a la hora de la presentación de complicaciones mecánicas es la posición en maxilar o en la mandíbula; así, encontramos mayor presencia de aflojamientos de tornillo o de pilar en las prótesis de 2-6 unidades que se encuentran en una posición maxilar que la que hallaríamos en una prótesis que está situada en la mandíbula y esta asociación en el caso de las prótesis parciales de 2-6 unidades es estadísticamente significativa ya que $P = 0,044$; En el caso de las prótesis unitarias no encontramos esta asociación ya que obtenemos una $P = 0,690$. De nuevo, sería interesante ver el grado de implicación del factor “férula” en la aparición de estas complicaciones, ya que podría añadir una ventaja diferencial sobre la aparición de las complicaciones en el maxilar en el caso de que las férulas se colocaran en mandíbula.

A nivel de prótesis parcial de 2-6 unidades, también encontramos que en general la posición de la prótesis en maxilar o en la mandíbula condiciona la mayor o menor aparición de complicaciones; en nuestro estudio, tal y como previamente se había señalado, también se ve una tendencia por la aparición de más complicaciones (de

forma general) en el maxilar que en la mandíbula ya que $P = 0,090$; a nivel de prótesis unitaria no se aprecia la aparición de un mayor número de complicaciones en el maxilar más que en la mandíbula ya que $P = 0,743$.

Algunos de los factores que no han mostrado ninguna relación con la aparición de complicaciones tanto en prótesis unitaria como en prótesis parcial de 2-6 unidades han sido la conexión y el antagonista. Habiendo inferenciado estos factores, no se ha encontrado que sean determinantes en la aparición de complicaciones ni en prótesis unitaria ni en prótesis de 2-6 unidades. En este sentido se pronuncia también Gabriella Wittneben que tampoco encuentra mayores complicaciones en relación a la retención cementada o atornillada (Wittneben et al. 2014).

En general podemos afirmar que en nuestro estudio encontramos que en prótesis unitarias podemos encontrar complicaciones mecánicas con las prótesis atornilladas en mayor frecuencia que en las prótesis cementadas; también encontramos más fracturas de porcelana en prótesis atornilladas unitarias que en cementadas; la parafunción también puede generar en prótesis unitarias mayor número de fracturas de porcelana y de complicaciones en general. Una localización anterior además, tiene más posibilidades de fracturar un pilar en prótesis cementada que una localización posterior. En prótesis unitaria los factores localización maxilar/mandibular, antagonista o conexión no jugarían ningún papel en la aparición de complicaciones. Chaar en su revisión sistemática afirma que no encuentra ningún tipo de complicaciones, en concreto un mayor aflojamiento en función del sistema de conexión interna o externa en prótesis unitaria (Chaar et al. 2011); en este sentido hay otros autores que en el caso de prótesis unitaria sí que encuentran menores aflojamientos con una conexión interna (Wennström et al. 2005).

En relación a la prótesis parcial de 2-6 unidades solamente tiene relevancia como factor de riesgo en la aparición del aflojamiento del tornillo y de complicaciones mecánicas en general que la prótesis se sitúe a nivel maxilar. No encontramos ninguna relevancia a otros factores de riesgo como pueden ser la posición anteroposterior, la conexión, la parafunción, el antagonista o la forma de unión de la prótesis al implante (cementada/atornillada). En este sentido, Nedir afirma que las prótesis fijas situadas a nivel posterior tienen más complicaciones que las anteriores, aunque los resultados no son estadísticamente significativos (Nedir et al. 2006). Kinsel por el contrario ha mencionado que las fracturas de la porcelana eran más frecuentes en prótesis fija sobre implantes cuando estas tienen como prótesis antagonista una prótesis parcial unitaria o parcial implantosoportada (Kinsel et al. 2009). Sailer reportó una tendencia en su estudio de prótesis fija implantosoportada en la que la conexión interna tenía menos aflojamientos que la conexión externa (Sailer et al. 2007).

En este sentido, no podemos olvidar que entre las fortalezas del estudio se encuentra haber homogeneizado y separado las prótesis como unitarias y como parciales de 2-6 unidades, la realización de dos estadísticas paralelas y la recogida de datos por el mismo operador; no obstante, como debilidades podríamos señalar el carácter retrospectivo del estudio, en el que siempre hay posibilidades de aparición de sesgos o pérdida de información.

El hecho de que los datos se hayan recogido dentro de una institución universitaria también garantiza unos resultados cuya extrapolación a la población general tiene que hacerse de manera prudente puesto que el ambiente de una universidad es más controlado y protocolizado que el que nos podemos encontrar en la vida laboral real. Además, es posible que la implicación de varias personas en el apunte de los datos (puesto que los pacientes proceden de un máster cuya finalidad es la didáctica), haya evitado la precisión de todos aquellos datos relevantes para la realización de una investigación. La amplitud y la exactitud de los datos eran también limitadas por la calidad de las notas en las historias clínicas. No hay establecido un protocolo de rellamada estandarizado por lo que la detección de las complicaciones no es consistente entre los distintos operadores implicados, en este caso los alumnos del máster. Dependemos casi en la totalidad de las complicaciones que nos comunican los propios pacientes lo que puede llevar a una subrepresentación de la prevalencia de las complicaciones.

Por otro lado, sería conveniente para futuros estudios ver el grado de implicación que tienen además los factores protectores como las férulas o los dispositivos de limitación de fuerzas en la disminución de complicaciones mecánicas en las prótesis; sería deseable en el caso de prótesis parciales la realización de estudios en los que se homogeneizara al máximo el tipo de prótesis en todos sus aspectos, como por ejemplo una prótesis parcial con dos implantes y cuatro unidades, de conexión interna sustituyendo el 12, 11, 21 y 22; de esta forma, al homogeneizar y tener todos los especímenes con las mismas características, podemos saber el grado de implicación real de cada factor de riesgo.

Otro de los aspectos a mejorar en posibles investigaciones futuras es determinar que implante en concreto puede sufrir complicaciones dentro de una prótesis múltiple para inferir si el diámetro y la longitud del implante juegan un papel en la aparición de complicaciones mecánicas de una prótesis.

Pjetursson recomienda que para los estudios a largo plazo debemos recoger factores esenciales; en concreto en los estudios de cohorte se deben presentar una serie de factores que pueden ser muy interesantes; para ello presenta el protocolo STROBE. En concreto, para las complicaciones técnicas sería interesante dividir las en mayores (fractura del implante, pérdida de las supraestructuras), medianas (fractura de pilar, fractura de la porcelana o de la estructura y complicaciones fonéticas) y menores

(aflojamiento del tornillo y pilar, pérdida de retención, descementado, pérdida de tapón de cierre y chipping) (Pjertursson et al. 2012).

En general encontramos que para comparar la información entre estudios se debería realizar una estandarización de los criterios cuando se quieren reportar complicaciones mecánicas o técnicas, ya que la mayoría de la información y la diversidad de los estudios hace muy complicado la comparación entre estos (Ma et al. 2015).

9. CONCLUSIONES

9. CONCLUSIONES

- 1) Las complicaciones mecánicas más comunes en prótesis fija implantosoportada son la fractura de la porcelana y el aflojamiento del tornillo.
- 2) La fractura del tornillo, del pilar o del implante son complicaciones mecánicas poco frecuentes.
- 3) Hay factores de riesgo implicados en la aparición de complicaciones mecánicas: en prótesis unitaria la ubicación en boca, la posición anterior/posterior o la forma de unión cementada/atornillada influyen en la aparición de complicaciones; también la parafunción es un factor a tener en cuenta en la aparición de posibles complicaciones; en prótesis parcial de 2-6 unidades, el factor de riesgo a tener en cuenta es la ubicación maxilar/mandibular únicamente.
- 4) Es necesario realizar un diseño tipo estudio controlado randomizado para evitar las limitaciones de los estudios retrospectivos como la pérdida de información o la inclusión de sesgos.
- 5) Para la realización de estudios a largo plazo tipo cohorte es conveniente utilizar el protocolo STROBE de manera que las complicaciones técnicas recogidas fueran clasificadas como mayores, medianas y menores; de esta forma, la comparación entre diferentes estudios se puede realizar de una manera más fácil.
- 6) Las complicaciones tipo fractura de porcelana y aflojamiento del tornillo ocurren de forma constante a lo largo del periodo de observación del estudio.

10. BIBLIOGRAFÍA

10. BIBLIOGRAFÍA

- Abt E. Growing body of evidence on survival rates of implant-supported fixed prostheses. *Evid Based Dent.* 2008; 9(2): 51-2.
- Akpınar I, Anil N, Parnas L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. *J Oral Rehabil.* 2000 Jun; 27(6): 538-45.
- Al-Johany SS, Al Amri MD¹, Alsaeed S, Alalola B. Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *J Prosthodont.* 2017 Apr; 26(3): 252-260.
- Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. *Clin Oral Implants Res.* 2008 Jun; 19(6): 553-9.
- Arisan V, Bölükbaşı N, Ersanli S, Ozdemir T. Evaluation of 316 narrow diameter implants followed for 5-10 years: a clinical and radiographic retrospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Mar; 21(3): 296-307.
- Assaf A, Saad M, Daas M, Abdallah J, Abdallah R. Use of narrow-diameter implants in the posterior jaw: a systematic review. *Implant Dent.* 2015 Jun; 24(3): 294-306.
- Assenza B, Scarano A, Leghissa G, Carusi G, Thams U, Roman FS, Piattelli A. Screw- vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the Beagle. Part 1. Screw and abutment loosening. *J Oral Implantol.* 2005; 31(5): 242-6.
- Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008 Dec; 100(6): 422-31.
- Bakaeen LG, Winkler S, Neff PA. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. *J Oral Implantol.* 2001; 27(2): 63-72.
- Balaji Anitha, Jumshad B. Mohamed, and R. Kathiresan A Pilot Study of Mini Implants as a Treatment Option for Prosthetic Rehabilitation of Ridges with Sub-Optimal Bone Volume. *J Maxillofac Oral Surg.* 2010 Dec; 9(4): 334-338.
- Bölükbaşı N, Yeniyoğlu S. Number and localization of the implants for the fixed prosthetic reconstructions: on the strain in the anterior maxillary region. *Med Eng Phys.* 2015 Apr; 37(4): 431-45.
- Bordin D, Witek L, Fardin VP, Bonfante EA, Coelho PG². Fatigue Failure of Narrow Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. *J Prosthodont.* 2016 Nov 18.
- Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12: 26-34.
- Brägger U, Hirt-Steiner S, Schnell N, Schmidlin K, Salvi GE, Pjetursson B, Matuliene G, Zwahlen M, Lang NP. Complication and failure rates of fixed dental prostheses in patients treated for periodontal disease. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Jan; 22(1): 70-7.
- Brandini DA, Pedrini D, Panzarini SR, Benete IM, Trevisan CL. Clinical evaluation of the association of noncarious cervical lesions, parafunctional habits, and TMD diagnosis. *Quintessence Int.* 2012 Mar; 43(3): 255-62.
- Brizuela-Velasco A, Álvarez-Arenal Á, Ellakuria-Echevarria J, del Río-Highsmith J, Santamaría-Arrieta G, Martín-Blanco N. Influence of Articulating Paper Thickness on Occlusal Contacts Registration: A Preliminary Report. *Int J Prosthodont.* 2015 Jul-Aug; 28(4): 360-2.
- Cehreli MC, Akça K. Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three-unit FPDs: a biomechanical analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004 Dec; 24(6): 513-9.
- Chaar MS, Att W, Strub JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2011 Sep; 38(9): 697-711.
- Chan HL, Oh WS, Ong HS, Fu JH, Steigmann M, Sierraaalta M, Wang HL. Impact of implantoplasty on strength of the implant-abutment complex. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 Nov-Dec; 28(6): 1530-5.

- Chee WW, Mordohai N. Tooth-to-implant connection: a systematic review of the literature and a case report utilizing a new connection design. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010 Jun 1; 12(2): 122-33.
- Cimen H, Yengin E. Analyzing the effects of the platform-switching procedure on stresses in the bone and implant-abutment complex by 3-dimensional fem analysis. *J Oral Implantol*. 2012 Feb; 38(1): 21-6.
- Coelho Goiato M, Pesqueira AA, Falcón-Antenucci RM, Dos Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC, Moreno A. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontol Scand*. 2013 Mar; 71(2): 283-8.
- Coelho Goiato M, Pesqueira AA, Santos DM, Haddad MF, Moreno A. Photoelastic stress analysis in prosthetic implants of different diameters: mini, narrow, standard or wide. *J Clin Diagn Res*. 2014 Sep; 8(9): 86-90.
- Comfort MB, Chu FC, Chai J, Wat PY, Chow TW. A 5-year prospective study on small diameter screw-shaped oral implants. *J Oral Rehabil*. 2005 May; 32(5): 341-5.
- Coppedè AR, Faria AC, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Shibli JA, Ribeiro RF. Mechanical comparison of experimental conical-head abutment screws with conventional flat-head abutment screws for external-hex and internal tri-channel implant connections: an in vitro evaluation of loosening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Nov-Dec; 28(6): e321-9.
- Correa S, Ivancik J, Isaza JF, Naranjo M. Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis. *J Prosthodont Res*. 2012 Apr; 56(2): 110-9.
- Danza M, Grecchi F, Zollino I, Casadio C, Carinci F. Spiral implants bearing full-arch rehabilitation: analysis of clinical outcome. *J Oral Implantol*. 2011 Aug; 37(4): 447-55.
- Davies SJ. Occlusal considerations in implantology: good occlusal practice in implantology. *Dent Update*. 2010 Nov; 37(9): 610-2, 615-6, 619-20.
- De Boever AL, Keersmaekers K, Vanmaele G, Kerschbaum T, Theuniers G, De Boever JA. Prosthetic complications in fixed edentulous implant-borne reconstructions after an observations period of at least 40 months. *J Oral Rehabil*. 2006 Nov; 33(11): 833-9.
- De Vasconcellos LG, Kojima AN, Nishioka RS, de Vasconcellos LM, Balducci I. Axial loads on implant-supported partial fixed prostheses for external and internal hex connections and machined and plastic copings: strain gauge analysis. *J Oral Implantol*. 2015 Apr; 41(2): 149-54.
- Degidi M, Piattelli A, Carinci F. Clinical outcome of narrow diameter implants: a retrospective study of 510 implants. *J Periodontol*. 2008 Jan; 79(1): 49-54.
- Dos Santos Marsico V, Lehmann RB, de Assis Claro CA, Amaral M, Vitti RP, Neves ACC, da Silva Concilio LR. Three-dimensional finite element analysis of occlusal splint and implant connection on stress distribution in implant-supported fixed dental prosthesis and peri-implant bone. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017 Nov 1; 80: 141-148.
- Duncan JP, Nazarova E, Vogiatzi T, Taylor TD. Prosthodontic complications in a prospective clinical trial of single-stage implants at 36 months. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Jul-Aug; 18(4): 561-5.
- El Askary AS, Meffert RM, Griffin T. Why do dental implants fail? Part I. *Implant Dent*. 1999; 8(2): 173-85.
- Eliasson A, Eriksson T, Johansson A, Wennerberg A. Fixed partial prostheses supported by 2 or 3 implants: a retrospective study up to 18 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Jul-Aug; 21(4): 567-74.
- Engel E, Gomez-Roman G, Axmann-Krcmar D. Effect of occlusal wear on bone loss and Periotest value of dental implants. *Int J Prosthodont*. 2001 Sep-Oct; 14(5): 444-50.
- Engfors I, Ortorp A, Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in elderly patients: a 5-year retrospective study of 133 edentulous patients older than 79 years. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004; 6(4): 190-8.
- Esposito M, Maghaireh H, Pistilli R, Grusovin MG, Lee ST, Trullenque-Eriksson A, Gualini F. Dental implants with internal versus external connections: 5-year post-loading results from a pragmatic multicenter randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2016; 9 Suppl 1(2): 129-41.

Flanagan D. Fixed partial dentures and crowns supported by very small diameter dental implants in compromised sites. *Implant Dent*. 2008 Jun; 17(2): 182-91.

Freitas GP, Hirata R, Bonfante EA, Tovar N, Coelho PG. Survival Probability of Narrow and Standard-Diameter Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. *Int J Prosthodont*. 2016 Mar-Apr; 29(2): 179-85.

Freitas-Junior AC, Bonfante EA, Martins LM, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Effect of implant diameter on reliability and failure modes of molar crowns. *Int J Prosthodont*. 2011 Nov-Dec; 24(6): 557-61.

Freitas AC Jr, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. *Eur J Oral Sci*. 2011 Aug; 119(4): 323-30.

Friberg B, Jemt T. Rehabilitation of edentulous mandibles by means of osseointegrated implants: a 5-year follow-up study on one or two-stage surgery, number of implants, implant surfaces, and age at surgery. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Jun; 17(3): 413-24.

Galindo-Moreno P, Nilsson P, King P, Worsaae N, Schramm A, Padial-Molina M, Maiorana C. Clinical and radiographic evaluation of early loaded narrow-diameter implants: 5-year follow-up of a multicenter prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 2017 Dec; 28(12): 1584-1591.

Garcez-Filho J, Tolentino L, Sukekava F, Seabra M, Cesar-Neto JB, Araújo MG. Long-term outcomes from implants installed by using split-crest technique in posterior maxillae: 10 years of follow-up. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Mar; 26(3): 326-31.

Garcia-Garcia A, Somoza-Martin M, Gandara-Vila P, Saulacic N, Gandara-Rey JM. Horizontal alveolar distraction: a surgical technique with the transport segment pedicled to the mucoperiosteum. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004 Nov; 62(11): 1408-12.

Goiato MC, Pellizzer EP, da Silva EV, Bonatto Lda R, dos Santos DM. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac Surg*. 2015 Sep; 19(3): 229-42.

Gonda T, Yasuda D, Ikebe K, Maeda Y. Biomechanical factors associated with mandibular cantilevers: analysis with three-dimensional finite element models. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Nov-Dec; 29(6): e275-82.

Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez-Polo C, Celemin A, Del Rio Highsmith J. Factors Affecting the Decision to Use Cemented or Screw-Retained Fixed Implant-Supported Protheses: A Critical Review. *Int J Prosthodont*. 2018 January/February; 31(1): 43-54.

Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1999 May; 81(5): 537-52.

Göre E, Evlioğlu G. Assessment of the effect of two occlusal concepts for implant-supported fixed protheses by finite element analysis in patients with bruxism. *J Oral Implantol*. 2014 Feb; 40(1): 68-75.

Gotfredsen K, Wiskott A; Working Group 4. Consensus report - reconstructions on implants. The Third EAO Consensus Conference 2012. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Oct; 23 Suppl 6: 238-41.

Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments / reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Oct; 23 Suppl 6: 202-16.

Guida L, Iezzi G, Annunziata M, Salierno A, Iuorio G, Costigliola G, Piattelli A. Immediate placement and loading of dental implants: a human histologic case report. *J Periodontol*. 2008 Mar; 79(3): 575-81.

Hamidreza Barikani, Shadab Rashtak, Soolmaz Akbari, Samareh Badri, Niloufar Daneshparvar, Amirreza Rokn The Effect of Implant Length and Diameter on the Primary Stability in Different Bone Types *J Dent (Tehran)*. 2013 Sep; 10(5): 449-455.

Hämmerle CH, Wagner D, Brägger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, Lang NP. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clin Oral Implants Res*. 1995 Jun; 6(2): 83-90.

Hansson S Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000; 2(1): 33-41.

Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. 1997 Jan; 77(1): 28-35.

- Heydecke G, Zwahlen M, Nicol A, Nisand D, Payer M, Renouard F, Grohmann P, Mühlemann S, Joda T. What is the optimal number of implants for fixed reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct; 23 Suppl 6: 217-28.
- Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004 Jan; 91(1): 20-5.
- Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998; 24(2): 80-8.
- Hoshino K, Miura H, Morikawa O, Kato H, Okada D, Shinki T. Influence of occlusal height for an implant prosthesis on the periodontal tissues of the antagonist. *J Med Dent Sci.* 2004 Dec; 51(4): 187-96.
- Hurson S. Practical clinical guidelines to prevent screw loosening. *International Journal of Dental Symposia* 01 Jan 1995, 3(1): 22-25.
- Javed F, Romanos GE. Role of implant diameter on long-term survival of dental implants placed in posterior maxilla: a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2015 Jan; 19(1): 1-10.
- Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991 Spring; 6(1): 29-36.
- Johansson A, Omar R, Carlsson GE. Bruxism and prosthetic treatment: a critical review. *J Prosthodont Res.* 2011 Jul; 55(3): 127-36.
- Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992 Fall; 7(3): 353-9.
- Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2008 Feb; 19(2): 119-30.
- Kaminaka A, Nakano T, Ono S, Kato T, Yatani H. Cone-Beam Computed Tomography Evaluation of Horizontal and Vertical Dimensional Changes in Buccal Peri-Implant Alveolar Bone and Soft Tissue: A 1-Year Prospective Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Oct; 17 Suppl 2: e576-85.
- Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999 May-Jun; 14(3): 369-78.
- Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Feb; 16(1): 26-35.
- King P, Maiorana C, Luthardt RG, Sondell K, Øland J, Galindo-Moreno P, Nilsson P. Clinical and Radiographic Evaluation of a Small-Diameter Dental Implant Used for the Restoration of Patients with Permanent Tooth Agenesis (Hypodontia) in the Maxillary Lateral Incisor and Mandibular Incisor Regions: A 36-Month Follow-Up. *Int J Prosthodont.* 2016 Mar-Apr; 29(2): 147-53.
- Kinsel RP, Lin D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *J Prosthet Dent.* 2009 Jun; 101(6): 388-94.
- Klineberg I, Kingston D, Murray G. The bases for using a particular occlusal design in tooth and implant-borne reconstructions and complete dentures. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Jun; 18 Suppl 3: 151-67.
- Kolerman R, Nissan J, Tal H. Combined osteotome-induced ridge expansion and guided bone regeneration simultaneous with implant placement: a biometric study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014 Oct; 16(5): 691-704.
- Korsch M, Walther W. Retrospective analysis of loosening of cement-retained vs screw-retained fixed implant-supported reconstructions. *Quintessence Int.* 2015 Jul-Aug; 46(7): 583-9.
- Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Dec; 18(6): 720-6.
- Lambert FE, Lecloux G, Grenade C, Bouhy A, Lamy M, Rompen EH. Less Invasive Surgical Procedures Using Narrow-Diameter Implants: A Prospective Study in 20 Consecutive Patients. *J Oral Implantol.* 2015 Dec; 41(6): 693-9.

Lambert FE, Weber HP, Susarla SM, Belser UC, Gallucci GO. Descriptive analysis of implant and prosthodontic survival rates with fixed implant-supported rehabilitations in the edentulous maxilla. *J Periodontol.* 2009 Aug; 80(8): 1220-30.

Laney WR. Glossary of Oral and Maxillofacial Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017 Jul/Aug; 32(4): Gi-G200.

Lazzara RJ. Criteria for implant selection: surgical and prosthetic considerations. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1994 Nov-Dec; 6(9): 55-62; quiz 64.

Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent.* 2010 Feb; 19(1): 8-15.

Lee JI, Lee Y, Kim YL, Cho HW. Effect of implant number and distribution on load transfer in implant-supported partial fixed dental prostheses for the anterior maxilla: A photoelastic stress analysis study. *J Prosthet Dent.* 2016 Feb; 115(2): 161-9.

Lee JS, Kim HM, Kim CS, Choi SH, Chai JK, Jung UW. Long-term retrospective study of narrow implants for fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Aug; 24(8): 847-52.

Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent.* 1992 Apr; 67(4): 509-15.

Lobbezoo F, Brouwers JE, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. *Oral Rehabil.* 2006 Feb; 33(2): 152-9.

López-Frías FJ, Castellanos-Cosano L, Martín-González J, Llamas-Carreras JM, Segura-Egea JJ. Clinical measurement of tooth wear: Tooth wear indices. *J Clin Exp Dent.* 2012 Feb 1; 4(1): e48-53.

Loza-Herrero MA, Rivas-Tumanyan S, Morou-Bermudez E. Success and complications of implant-retained prostheses provided by the Post-Doctoral Prosthodontics Program, University of Puerto Rico: a cross-sectional study. *J Prosthet Dent.* 2015 Nov; 114(5): 637-43.

Ma S, Fenton A. Screw- versus cement-retained implant prostheses: a systematic review of prosthodontic maintenance and complications. *Int J Prosthodont.* 2015 Mar-Apr; 28(2): 127-45.

Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res.* 2007 Oct; 18(5): 581-4.

Maló P, de Araújo Nobre M. Implants (3.3 mm diameter) for the rehabilitation of edentulous posterior regions: a retrospective clinical study with up to 11 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011 Jun; 13(2): 95-103.

Maminskas J, Puisys A, Kuoppala R, Raustia A, Juodzbalys G. The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic Literature Review of Finite Element Studies. *J Oral Maxillofac Res.* 2016 Sep 9; 7(3).

Manfredini D, Poggio CE, Lobbezoo F. Is bruxism a risk factor for dental implants? A systematic review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014 Jun; 16(3): 460-9.

Mangano F, Macchi A, Caprioglio A, Sammons RL, Piattelli A, Mangano C. Survival and complication rates of fixed restorations supported by locking-taper implants: a prospective study with 1 to 10 years of follow-up. *J Prosthodont.* 2014 Aug; 23(6): 434-44.

Mangano F, Pozzi-Taubert S, Zecca PA, Luongo G, Sammons RL, Mangano C. Immediate restoration of fixed partial prostheses supported by one-piece narrow-diameter selective laser sintering implants: a 2-year prospective study in the posterior jaws of 16 patients. *Implant Dent.* 2013 Aug; 22(4): 388-93.

Mahshid M, Geramy A, Ejlali M, Sedaghat Monfared M, Rezvani Habib Abadi S. Effect of the number of implants on stress distribution of anterior implant-supported fixed prostheses combined with a removable partial denture: a finite element analysis. *J Dent (Tehran).* 2014 May; 11(3): 335-42.

Martin-Gili D, Molmeneu M, Fernandez M, Punset M, Giner L, Armengou J, Gil FJ. Determination of fluid leakages in the different screw-retained implant-abutment connections in a mechanical artificial mouth. *J Mater Sci Mater Med.* 2015 Jul; 26(7): 211.

Mazor Z, Steigmann M, Leshem R, Peleg M. Mini-implants to reconstruct missing teeth in severe ridge deficiency and small interdental space: a 5-year case series. *Implant Dent.* 2004 Dec; 13(4): 336-41.

- Mericske-Stern R, Grütter L, Rösch R, Mericske E. Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non-submerged implants. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Aug; 12(4): 309-18.
- Mericske-Stern R, Worni A. Optimal number of oral implants for fixed reconstructions: a review of the literature. *Eur J Oral Implantol.* 2014 Summer; 7 Suppl 2: S133-53.
- Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Jul-Aug; 15(4): 519-26.
- McCoy G. Occlusion and implants. *Dent Today.* 1997 May; 16(5): 108, 110-1.
- Michalakis K, Calvani P, Muftu S, Pissiotis A, Hirayama H. The effect of different implant-abutment connection on screw joint stability. *J Oral Implantol.* 2012.
- Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Sep-Oct; 18(5): 719-28.
- Mijiritsky E, Mazor Z, Lorean A, Levin L. Implant diameter and length influence on survival: interim results during the first 2 years of function of implants by a single manufacturer. *Implant Dent.* 2013 Aug; 22(4): 394-8.
- Millen C, Brägger U, Wittneben JG. Influence of prosthesis type and retention mechanism on complications with fixed implant-supported prostheses: a systematic review applying multivariate analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015 Jan-Feb; 30(1): 110-24.
- Minoo Mahshid, Allahyar Geramy, Massoud Ejali, Majid Sedaghat Monfared, and Shirin Rezvani Habib Abadi Effect of the Number of Implants on Stress Distribution of Anterior Implant-Supported Fixed Prostheses Combined with a Removable Partial Denture: A Finite Element Analysis. *J Dent (Tehran).* 2014 May; 11(3): 335–342.
- Misch CE. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dent Today.* 2002 Sep; 21(9): 76-81.
- Möhlhenrich SC, Heussen N, Elvers D, Steiner T, Hölzle F, Modabber A. Compensating for poor primary implant stability in different bone densities by varying implantgeometry: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015 Dec; 44(12): 1514-20.
- Montero J, Manzano G, Beltrán D, Lynch CD, Suárez-García MJ, Castillo-Oyagüe R. Clinical evaluation of the incidence of prosthetic complications in implant crowns constructed with UCLA castable abutments. A cohort follow-up study. *J Dent.* 2012 Dec; 40(12): 1081-9.
- Moráguez O, Vailati F, Grütter L, Sailer I, Belser UC. Four-unit fixed dental prostheses replacing the maxillary incisors supported by two narrow-diameter implants - a five-year case series. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Jul; 28(7): 887-892.
- Mpikos P, Kafantaris N, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarlis G, Koidis P. The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external- and internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Nov-Dec; 27(6): 1422-8.
- Mundt T, Mack F, Schwahn C, Biffar R Private practice results of screw-type tapered implants: survival and evaluation of risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Jul-Aug; 21(4): 607-14.
- Narby B, Hallberg U, Bagewitz IC, Soderfeldt B. Grounded theory on factors involved in the decision-making processes of patients treated with implant therapy. *Int J Prosthodont.* 2012 May-Jun; 25(3): 270-8.
- Nascimento Cd, Ikeda LN, Pita MS, Pedroso e Silva RC, Pedrazzi V, Albuquerque RF, Ribeiro RF. Marginal fit and microbial leakage along the implant-abutment interface of fixed partial prostheses: An in vitro analysis using Checkerboard DNA-DNA hybridization. *J Prosthet Dent.* 2015 Dec; 114(6): 831-8.
- Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser UC, Samson J. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Nov-Dec; 21(6): 919-28
- Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, de Vasconcellos LG, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci.* 2010 May-Jun; 18(3): 225-30.
- Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Sep-Oct; 26(5): 1102-7.

- Ohkubo C, Baek KW. Does the presence of antagonist remaining teeth affect implant overdenture success? A systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010 Apr; 37(4): 306-12.
- Ortega-Oller I, Suárez F, Galindo-Moreno P, Torrecillas-Martínez L, Monje A, Catena A, Wang HL. The influence of implant diameter on its survival: a meta-analysis based on prospective clinical trials. *J Periodontol.* 2014 Apr; 85(4): 569-80.
- Ortorp A, Jemt T. Early laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 15-year comparative follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009 Dec; 11(4): 311-22.
- Ostman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont.* 2006 Jan-Feb; 19(1): 77-83.
- Oyama K, Kan JY, Rungcharassaeng K, Lozada J. Immediate provisionalization of 3.0-mm-diameter implants replacing single missing maxillary and mandibular incisors: 1-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Jan-Feb; 27(1): 173-80.
- Palmeiro MR, Barcellos LH, Naconecy M, Geremia T, Cervieri A, Shinkai RS. Stress on implant-supported fixed prostheses with different numbers of abutments after the application of acrylic resin. *J Prosthet Dent.* 2015 Apr; 113(4): 323-8.
- Papadimitriou DE, Friedland B, Gannam C, Salari S, Gallucci GO. Narrow-Diameter versus Standard-Diameter Implants and Their Effect on the Need for Guided Bone Regeneration: A Virtual Three-Dimensional Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Dec; 17(6): 1127-33.
- Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Jan-Feb; 27(1): 102-10.
- Papaspyridakos P, Mokti M, Chen CJ, Benic GI, Gallucci GO, Chronopoulos V. Implant and prosthodontic survival rates with implant fixed complete dental prostheses in the edentulous mandible after at least 5 years: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014 Oct; 16(5): 705-17.
- Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996 Dec; 76(6): 633-40.
- Patil PG. A technique for repairing a loosening abutment screw for a cement-retained implant prosthesis. *J Prosthodont.* 2011 Dec; 20(8): 652-5.
- Peñarocha-Diago M, Carrillo-García C, Boronat-Lopez A, García-Mira B. Comparative study of wide-diameter implants placed after dental extraction and implants positioned in mature bone for molar replacement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008 May-Jun; 23(3): 497-501.
- Piattelli Adriano, Piattelli Maurizio, Scarano Antonio, Montesani Luigi. Light and Scanning Electron Microscopic Report of Four Fractured Implants. *Int J of Oral and Maxillofac Implants.* 1998; 13: 561-564.
- Pieri F, Forlivesi C, Caselli E, Corinaldesi G. Narrow- (3.0 mm) Versus Standard-Diameter (4.0 and 4.5 mm) Implants for Splinted Partial Fixed Restoration of Posterior Mandibular and Maxillary Jaws: A 5-Year Retrospective Cohort Study. *J Periodontol.* 2017 Apr; 88(4): 338-347.
- Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014; 29 Suppl: 308-24.
- Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res.* 2007 Jun; 18 Suppl 3: 97-113.
- Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct; 23 Suppl 6: 22-38.
- Polizzi G, Fabbro S, Furri M, Herrmann I, Squarzone S. Clinical application of narrow Brånemark System implants for single-tooth restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999 Jul-Aug; 14(4): 496-503.

- Pommer B, Mailath-Pokorny G, Haas R, Busenlechner D, Fürhauser R, Watzek G. Patients' preferences towards minimally invasive treatment alternatives for implant rehabilitation of edentulous jaws. *Eur J Oral Implantol*. 2014 Summer; 7 Suppl 2: S91-109.
- Preciado A, Del Río J, Suárez-García MJ, Montero J, Lynch CD, Castillo-Oyagüe R. Differences in impact of patient and prosthetic characteristics on oral health-related quality of life among implant-retained overdenture wearers. *J Dent*. 2012 Oct; 40(10): 857-65.
- Preoteasa E, Imre M, Preoteasa CT. A 3-year follow-up study of overdentures retained by mini-dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Sep-Oct; 29(5): 1170-6.
- Quesada-García MP, Prados-Sánchez E, Olmedo-Gaya MV, Muñoz-Soto E, Vallecillo-Capilla M, Bravo M. Dental implant stability is influenced by implant diameter and localization and by the use of plasma rich in growth factors. *J Oral Maxillofac Surg*. 2012 Dec; 70(12): 2761-7.
- Rinke S, Roediger M, Eickholz P, Lange K, Ziebolz D. Technical and biological complications of single-molar implant restoration. *Clinical Oral Implants Research*. Volume 26, Issue 9; September 2015; Pages 1024-1030.
- 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 Implants Res*. 2006 Apr; 17(2): 139-48.
- Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent*. 2001 Nov; 86(5): 468-73.
- Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Oct; 23 Suppl 6: 163-201.
- Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2007 Jun; 18 Suppl 3: 86-96.
- Salvi GE, Brägger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24 Suppl: 69-85.
- Santagata M, Guariniello L, Tartaro G. Modified edentulous ridge expansion technique and immediate implant placement: a 3-year follow-up. *J Oral Implantol*. 2015 Apr; 41(2): 184-7.
- Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iaculli F, Iezzi G. Sealing capability of implant-abutment junction under cyclic loading: a toluidine blue in vitro study. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2015 Oct 16; 13(3): e293-5.
- Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res A*. 2014 Feb; 102(2): 552-74.
- Schneider D, Witt L, Hämmerle CH. Influence of the crown-to-implant length ratio on the clinical performance of implants supporting single crown restorations: a cross-sectional retrospective 5-year investigation. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Feb; 23(2): 169-74.
- Schwarz S, Bernhart G, Hassel AJ, Rammelsberg P. Survival of double-crown-retained dentures either tooth-implant or solely implant-supported: an 8-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014 Aug; 16(4): 618-25.
- Seol HW, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Kim SK. Axial displacement of external and internal implant-abutment connection evaluated by linear mixed model analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Nov-Dec; 30(6): 1387-99.
- Sharifi MN, Pang IC, Chai J. Alternative restorative techniques of the CeraOne single-tooth abutment: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 Mar-Apr; 9(2): 235-8.
- Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei EE. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part I: mechanical behavior. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014 Apr; 16(2): 172-7.
- Shim HW, Yang BE. Long-term cumulative survival and mechanical complications of single-tooth Ankylos Implants: focus on the abutment neck fractures. *J Adv Prosthodont*. 2015 Dec; 7(6): 423-30.
- Siadat H, Belbasi S, Alikhasi M, Nazari V, Beyabanaki E. Effect of Implant Connection Type and Depth on the Seating Accuracy of Hand-Tightened Abutments. *J Prosthodont*. 2017 Dec 14.

- Sierra-Sánchez JL, Martínez-González A, García-Sala Bonmatí F, Mañes-Ferrer JF, Brotons-Oliver A. Narrow-diameter implants: are they a predictable treatment option? A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2014 Jan 1; 19(1): e74-81.
- Simonis P, Dufour T, Tenenbaum H. Long-term implant survival and success: a 10-16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Jul; 21(7): 772-7.
- Sohn DS, Bae MS, Heo JU, Park JS, Yea SH, Romanos GE. Retrospective multicenter analysis of immediate provisionalization using one-piece narrow-diameter (3.0-mm) implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Jan-Feb; 26(1): 163-8.
- Sohrabi K, Mushantat A, Esfandiari S, Feine J. How successful are small-diameter implants? A literature review. *Clin Oral Implants Res*. 2012 May; 23(5): 515-25.
- Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Dec; 19(12): 1276-84.
- Stuginski-Barbosa J, Porporatti AL, Costa YM, Svensson P, Conti PC. Agreement of the International Classification of Sleep Disorders Criteria with polysomnography for sleep bruxism diagnosis: A preliminary study. *J Prosthet Dent*. 2017 Jan; 117(1): 61-66.
- Stvrtecky RO, Borgetti ZA, Manzano M. Subperiosteal implants. *J Oral Implantol*. 1993; 19(1): 48-53.
- Tabrizi R, Arabion H, Aliabadi E, Hasanzadeh F. Does increasing the number of short implants reduce marginal bone loss in the posterior mandible? A prospective study. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2016 Sep; 54(7): 731-5.
- Tao Li, Kaijin Hu, Libo Cheng, Yin Ding, Yuxiang Ding, Jinling Shao, Liang Kong. Applied Mathematical Modelling Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A 3D finite element analysis. Volume 35, Issue 1, January 2011, Pages 446-456.
- Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 275–282.
- Termeie D, Klokkevold PR, Caputo AA. Effect of Implant Diameter and Ridge Dimension on Stress Distribution in Mandibular First Molar Sites-A Photoelastic Study. *J Oral Implantol*. 2015 Oct; 41(5): e165-73.
- Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 Jul-Aug; 23(4): 681-90.
- Tonella BP, Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Ferraço R, de Faria Almeida DA. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. *J Craniofac Surg*. 2011 Nov; 22(6): 2060-3.
- Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Júnior JF, de Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2015 Nov; 114(5): 644-51.
- Tosun T, Karabuda C, Cuhadaroglu C. Evaluation of sleep bruxism by polysomnographic analysis in patients with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Mar-Apr; 18(2): 286-92.
- Tsouknidas A, Lypoudi E, Michalakis K, Giannopoulos D, Michailidis N, Pissiotis A, Fytanidis D, Kugiumtzis D. Influence of Alveolar Bone Loss and Different Alloys on the Biomechanical Behavior of Internal-and External-Connection Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 May-Jun; 30(3): e30-42.
- Vanlioğlu B, Özkan Y, Kulak-Özkan Y. Retrospective analysis of prosthetic complications of implant-supported fixed partial dentures after an observation period of 5 to 10 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Sep-Oct; 28(5): 1300-4.
- Vermeylen K, Collaert B, Lindén U, Björn AL, De Bruyn H. Patient satisfaction and quality of single-tooth restorations. *Clin Oral Implants Res*. 2003 Feb; 14(1): 119-24.
- Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 Mar-Apr; 23(2): 247-52.
- Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Mar-Apr; 19(2): 260-5.

- Wadhvani C, Rapoport D, La Rosa S, Hess T, Kretschmar S. Radiographic detection and characteristic patterns of residual excess cement associated with cement-retained implant restorations: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2012 Mar; 107(3): 151-7. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60046-8.
- Wahlström M¹, Sagulin GB, Jansson LE. Clinical follow-up of unilateral, fixed dental prosthesis on maxillary implants. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Nov; 21(11): 1294-300.
- Wang JH, Judge R, Bailey D. A 5-Year Retrospective Assay of Implant Treatments and Complications in Private Practice: The Restorative Complications of Single and Short-Span Implant-Supported Fixed Prostheses. *Int J Prosthodont.* 2016 Sep-Oct; 29(5): 435-44.
- Weber HP, Sukotjo C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22 Suppl: 140-72.
- Wennström JL, Ekstubby A, Gröndahl K, Karlsson S, Lindhe J. Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study. *J Clin Periodontol.* 2005 Jun; 32(6): 567-74.
- Wilson TG Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol.* 2009 Sep; 80(9): 1388-92.
- Winter W, Möhrle S, Holst S, Karl M. Parameters of implant stability measurements based on resonance frequency and damping capacity: a comparative finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010 May-Jun; 25(3): 532-9.
- Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Bürgin W, Hicklin S, Brägger U. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014 Jun; 16(3): 356-64.
- Wittneben JG, Millen C, Brägger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions- a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014; 29 Suppl: 84-98.
- Woo IH, Kim JW, Kang SY, Kim YH, Yang BE. Narrow-diameter implants with conical connection for restoring the posterior edentulous region. *Maxillofac Plast Reconstr Surg.* 2016 Aug 5; 38(1): 31.
- Wolleb K, Sailer I, Thoma A, Menghini G, Hammerle CH. Clinical and radiographic evaluation of patients receiving both tooth- and implant-supported prosthodontic treatment after 5 years of function. *Int J Prosthodont.* 2012 May-Jun; 25(3): 252-9.
- Yadav K, Nagpal A, Agarwal SK, Kochhar A. Intricate Assessment and Evaluation of Effect of Bruxism on Long-term Survival and Failure of Dental Implants: A Comparative Study. *J Contemp Dent Pract.* 2016 Aug 1; 17(8): 670-4.
- Yi YJ, Lee JY, Kim YK. Comparative clinical study of three-unit fixed partial prostheses supported by two or three implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 Jul-Aug; 28(4): 1110-5.
- Zinsli B, Sägesser T, Mericske E, Mericske-Stern R. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004 Jan-Feb; 19(1): 92-9.

11. ANEXO

***Anexo I –
Tabla Prótesis Unitaria***

Nº HISTORIA	PRÓTESIS	NOMBRE	EDAD	LOCALI- ZACIÓN	MAXILAR/ MANDÍBULA	ANTERIOR/ POSTERIOR	CONEXIÓN	PARA- FUNCIÓN	ANTAGO- NISTA	CEMENTADA / ATORNIL- LLADA	FRACTURA CERÁMICA	AFLUJAMEN- TO TORNILLO- PILAR	FRACTURA TORNILLO- PRÓTESIS	FRACTURA PILAR	IMPLANTE FRACTURA- DO	COMPLICA- CIONES SUMA TOTAL
617100	unitario	P. C. A.	68	16	1	2	2	2	1	2	2	1	2	2	2	1
617100	unitario	P. C. A.	68	36	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2
813616	unitario	J. B. S.	65	16	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
814668	unitario	J. C. G.	55	46	2	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
814666	unitario	C. C. M.	57	36	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
814666	unitario	C. C. M.	57	46	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
617368	unitario	L. C. G.	56	46	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2
617368	unitario	L. C. G.	56	25	1	2	1	1	1	0	2	2	2	2	2	2
617311	unitario	M. C. G.	47	36	2	2	1	2	1	2	2	1	2	2	2	1
6643	unitario	M. I. C.	65	36	2	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
270485	unitario	S. D. H.	42	14	1	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
270485	unitario	S. D. H.	42	26	1	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	1
719856	unitario	P. I. S.	55	37	2	2	2	1	1	1	2	2	2	2	2	1
1022529	unitario	C. E. C.	68	26	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
1022529	unitario	C. E. C.	68	47	2	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
1020884	unitario	A. F.	72	36	2	2	1	1	1	1	2	1	2	2	2	1
1020884	unitario	A. F.	72	24	1	2	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2
9904369	unitario	M. F. G.	61	17	1	2	1	1	6	0	2	2	2	2	2	2
9904369	unitario	M. F. G.	61	46	2	2	1	1	6	2	2	2	2	2	2	2
9904369	unitario	M. F. G.	61	22	1	2	1	1	6	2	2	2	2	2	2	2
9904369	unitario	M. F. G.	61	26	1	2	1	1	2	1	2	2	2	2	2	2
515472	unitario	P. F. M.	59	15	1	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
515472	unitario	P. F. M.	59	37	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2
9803410	unitario	M. R. F.	55	24	1	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1557894	unitario	J. M. F. L.	57	11	1	1	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1557894	unitario	J. M. F. L.	57	21	1	1	2	1	1	2	2	2	2	1	2	1
918040	unitario	A. B.	59	46	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2
1128490	unitario	G. G. A.	57	36	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2
617638	unitario	A. G. G.-O.	57	26	1	2	1	1	1	1	1	1	2	2	2	1
515109	unitario	A. G.	57	45	2	2	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2
515109	unitario	A. G.	57	47	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1236650	unitario	M. D. H. G.	59	36	2	2	1	2	1	1	2	2	2	2	2	2
1236650	unitario	M. D. H. G.	59	37	2	2	1	2	1	1	2	2	2	2	2	2
918568	unitario	A. H. M.	74	17	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
9701644	unitario	S. I.	29	15	1	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
6634	unitario	R. T.	76	13	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2
6634	unitario	R. T.	76	46	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
6634	unitario	R. T.	76	45	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
6634	unitario	R. T.	76	44	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
1234579	unitario	G. L. M.L.	35	15	1	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
516064	unitario	R. L. G.	45	25	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
1023642	unitario	E. L. M.	69	46	2	2	1	1	2	1	2	2	2	2	2	2
1024649	unitario	T. M. C.	54	16	1	2	1	2	2	1	2	2	2	2	2	2
1024649	unitario	T. M. C.	54	23	1	1	1	2	1	1	2	2	2	2	2	2
1024649	unitario	T. M. C.	54	46	2	2	1	2	2	1	2	2	2	2	2	2
414714	unitario	M. A. L. L.	48	16	1	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2
414714	unitario	M. A. L. L.	48	46	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2
9803311	unitario	J. R. L. T.	53	36	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2
618089	unitario	M. C. J. P.	58	23	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
618089	unitario	M. C. J. P.	58	27	1	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
618089	unitario	M. C. J. P.	58	46	2	2	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2
9700333	unitario	P. L. N.	34	23	1	1	1	2	1	1	2	2	2	2	2	2
1450252	unitario	M. C.	67	14	1	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1450252	unitario	M. C.	67	16	1	2	1	1	4	2	2	2	2	2	2	2
1450252	unitario	M. C.	67	37	2	2	1	1	4	2	2	2	2	2	2	2
1556844	unitario	P. E. C.	56	16	1	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2
1556844	unitario	P. E. C.	56	35	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	1
1556844	unitario	P. E. C.	56	36	2	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1
6575	unitario	J. C. D. M.	48	34	2	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2
1125930	unitario	I. E.	56	16	1	2	1	1	1	1	1	1	2	2	2	1
1125930	unitario	I. E.	56	26	1	2	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2
515655	unitario	P. E. M.	65	46	2	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2

***Anexo II –
Tabla Prótesis Parcial 2-6 unidades***

Nº HISTORIA	PRÓTESIS	PRÓTESIS	NOMBRE	EDAD	LOCALIZA- CIÓN	MAXILAR/ MANDIBULA	ANTERIOR/ POSTERIOR	CONEXIÓN	PARA- FUNCIÓN	ANTAGO- NISTA	CEMENTADA / ATORNI- LLADA	FRACHTURA CERÁMICA	AFLOJAMIE- TO TORNILO- PILAR	FRACHTURA TORNILO	FRACHTURA PILAR	IMPLANTE FRACHTU- RADO	COMPLICA- CIONES SUMA TOTAL
210518	2 IM	1	M.A.A.S.	74	35/36	2	2	1	2	4	1	2	2	2	2	2	2
210518	2 IM	1	M.A.A.S.	74	46/47	2	2	1	2	4	1	2	2	2	2	2	2
814530	3 IM 3 PO (1ES)	5	A.A.B.	76	13/15/17	1	2	1	2	4	1	2	1	2	2	1	1
814530	3 IM 1 PO	3	A.A.B.	76	23/25/26	1	2	2	2	4	1	2	2	2	2	2	2
814666	3 IM	2	A.A.B.	66	45/46/47	2	2	2	2	4	1	2	2	2	2	2	2
814666	3 IM	2	A.A.B.	66	34/35/36	2	2	2	2	4	1	2	2	2	2	2	2
1346203	2 IM	1	J.B.M.	71	14/15	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
617368	2 IM	1	L.C.G.	56	16/17	1	2	1	2	1	1	2	1	2	2	2	1
617368	2 IM	1	L.C.G.	56	26/27	1	2	1	2	1	1	2	1	2	2	2	1
515658	2 IM	1	M.J.B.	60	45/46	2	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2
515658	2 IM	1	M.J.B.	60	25/26	1	2	1	2	2	2	2	2	2	1	2	1
617311	2 IM 1 PO	2	M.C.G.	47	15/13	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
1021524	2 IM	1	F.C.A.	70	36/37	2	2	2	2	6	2	2	2	2	2	2	2
1021524	2 IM	1	F.C.A.	70	46/47	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2
1233757	2 IM	1	J.C.M.	71	16/17	1	2	1	2	1	1	2	2	2	2	2	2
617831	2 IM	1	J.F.M.	72	46/47	2	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
919594	2 IM	1	H.D.S.	58	36/37	2	2	1	2	1	1	2	2	2	2	2	2
919594	2 IM	1	H.D.S.	58	46/47	2	2	1	2	4	1	2	2	2	2	2	2
1126615	2 IM	1	C.F.L.	57	36/37	2	2	2	2	4	1	2	2	2	2	2	2
9904369	2 IM	1	M.F.G.	61	36/37	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2
918688	2 IM	1	F.L.G.I.	56	46/47	2	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
1557894	2 IM	1	J.M.F.L.	57	24/25	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
1128490	3 IM	2	G.G.A.	57	14/15/16	1	2	1	2	2	1	2	2	2	2	2	2
1128490	2 IM 1 PO	2	G.G.A.	57	24/26	1	2	1	2	2	1	2	2	2	2	2	2
1022575	2 IM	1	P.G.O.	68	35/37	2	2	1	2	4	1	2	2	2	2	2	2
1558374	2 IM 2 PO	3	J.G.L.	63	32/42	2	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	1
516031	2 IM	1	J.G.R.	72	24/25	1	2	2	2	6	1	2	2	2	2	2	2
516031	3 IM 1 PO	3	J.G.R.	72	14/15/16	1	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	1
413892	2 IM	1	M.J.G.P.	70	13/16/17	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	1
413892	2 IM	1	M.J.G.P.	70	24/25	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2
413892	4 IM 1 PO	4	M.J.G.P.	70	34/35	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2
617406	2 IM	1	L.H.A.	71	16/17	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
617406	2 IM	1	L.H.A.	71	26/27	1	2	1	2	1	1	2	1	2	2	2	1
918568	3 IM 1 PO	3	A.H.M.	74	34/36/37	2	2	1	2	1	1	2	2	2	2	2	2
1233750	2 IM 2 PO	3	M.A.G.B.	60	12/22	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	1
1233750	3 IM 1 PO	3	M.A.G.B.	60	24/25/27	1	2	1	2	4	2	2	2	2	2	2	2
9907373	3 IM	2	J.A.L.C.	82	35/36/37	2	2	2	2	4	1	2	2	2	2	2	2
9907373	3 IM	2	J.A.L.C.	82	45/46/47	2	2	2	2	4	1	2	2	2	2	2	2
6634	3 IM	2	R.T.	76	14/15/16	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1
6634	4 IM	3	R.T.	76	42/41/31/32	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2
6634	3 IM	2	R.T.	76	24/25/26	1	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	1
618178	2 IM	1	L.L.A.	68	13/14	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
916588	2 IM- 1 PO CA	2	J.M.LI.	71	36/37	2	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	1
1023642	2 IM	1	E.L.M.	69	11/12	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
1023642	2 IM 1 PO	2	E.L.M.	69	14/16	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
1023642	2 IM 1 PO	2	E.L.M.	69	24/26	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
1023642	2 IM	1	E.L.M.	69	36/37	2	2	1	2	1	1	2	2	2	2	2	1
1024649	2 IM	1	T.M.C.	54	26/27	1	2	1	2	2	1	2	2	2	2	2	2
1024649	2 IM	1	T.M.C.	54	36/37	2	2	1	2	2	1	2	2	2	2	2	2
1661911	3 IM 1 PO CA	3	M.A.L.L.	48	35/36/37	2	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	1
73418	3 IM	2	C.L.G.	73	45/46/47	2	2	2	2	3	1	2	2	2	2	2	2
73418	3 IM	2	M.A.A.A.	69	35/36/37	2	2	2	2	4	1	2	2	2	2	2	2
73418	3 IM	2	M.A.A.A.	69	45/46/47	2	2	2	2	4	1	2	2	2	2	2	2
8132521	2 IM	1	F.F.G.	55	46/47	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2
618347	3 IM	2	T.P.J.	71	34/35/36	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	1
618347	2 IM	1	T.P.J.	71	45/46	2	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	1
1021344	3 IM 1 PO	3	A.P.T.	67	44/45/47	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	1
1021344	2 IM	1	A.P.T.	67	36/37	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2
1024667	3 IM	2	R.C.R.	65	15/16/17	1	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2
1024667	3 IM	2	R.C.R.	65	35/36/37	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2	1
1234261	2 IM	1	J.M.P.	50	15/16	1	2	1	2	1	1	2	2	2	2	2	1

***Anexo III –
Tabla de implantes***

Nº HISTORIA	NOMBRE	EDAD	Nº IMPLANTES / POSICIÓN	DIÁMETRO	DIÁMETRO (CODIFICADO)	MARCA	MARCA (CODIFICADO)	LONGITUD	LONGITUD (CODIFICADO)	LOCALIZACIÓN	LOCALIZACIÓN (CODIFICADO)	CONEXIÓN
617100	P. C. A.	68	1/2	5	4	branamark MK III groovy	1	10	2	16	2	2
617100	P. C. A.	68	2/2	3,75	2	branamark MK III groovy	1	10	2	36	4	2
210518	M. A. A. S.	74	1/4	4,5	3	astra	3	9	1	35	4	1
210518	M. A. A. S.	74	2/4	5	4	astra	3	11	2	36	4	1
210518	M. A. A. S.	74	3/4	5	4	astra	3	11	2	46	4	1
210518	M. A. A. S.	74	4/4	5	4	astra	3	11	2	47	4	1
813616	J. B. S.	65	1/1	5	4	nobel replace Tapered Groovy	2	11,5	2	16	2	1
814530	A. A. B.	76	1/7	5	4	nobel replace Tapered Groovy	2	13	2	17	2	1
814530	A. A. B.	76	2/7	4,3	3	nobel replace Tapered Groovy	2	10	2	15	2	1
814530	A. A. B.	76	3/7	4,3	3	nobel replace Tapered Groovy	2	10	2	26	2	1
814530	A. A. B.	76	4/7	3,5	1	nobel replace Tapered Groovy	2	10	2	16	2	1
814530	A. A. B.	76	5/7	3,5	1	nobel replace Tapered Groovy	2	13	2	13	1	1
814530	A. A. B.	76	6/7	3,5	1	nobel replace Tapered Groovy	2	13	2	23	1	1
814530	A. A. B.	76	7/7	3,5	1	nobel replace Tapered Groovy	2	10	2	25	2	1
814668	J. C. G.	55	1/1	4,1	2	straumann standard plus RN	4	10	2	46	4	1
814666	C. C. M.	57	1/2	4	2	nobel Biocare AB	2	10	2	36	4	2
814666	C. C. M.	57	2/2	4	2	nobel Biocare AB	2	11,5	2	46	4	2
814666	A. C. G.	66	1/6	3,3	1	branamark MK III groovy	1	10	2	46	4	2
814666	A. C. G.	66	2/6	3,3	1	branamark MK III groovy	1	13	2	34	4	2
814666	A. C. G.	66	3/6	3,3	1	branamark MK III groovy	1	11,5	2	45	4	2
814666	A. C. G.	66	4/6	3,3	1	branamark MK III groovy	1	13	2	44	4	2
814666	A. C. G.	66	5/6	3,3	1	branamark MK III groovy	1	10	2	35	4	2
814666	A. C. G.	66	6/6	3,3	1	branamark MK III groovy	1	10	2	36	4	2
1346203	J. B. M.	71	1/2	3,7	1	zimmer OPB 10	5	10	2	14	4	1
1346203	J. B. M.	71	2/2	4,1	2	zimmer SPB 10	5	10	2	15	2	1
515031	R. C. R.	75	1/6	3,5	1	astra	3	13	2	33	3	1
515031	R. C. R.	75	2/6	3,5	1	astra	3	13	2	32	3	1
515031	R. C. R.	75	3/6	3,5	1	astra	3	13	2	42	3	1
515031	R. C. R.	75	4/6	3,5	1	astra	3	13	2	43	3	1
515031	R. C. R.	75	5/6	4	2	astra	3	13	2	34	4	1
515031	R. C. R.	75	6/6	4	2	astra	3	13	2	44	4	1
617368	L. C. G.	56	1/6	5	4	nobel replace tapered groovy	2	13	2	17	2	1
617368	L. C. G.	56	2/6	5	4	nobel replace tapered groovy	2	16	3	16	2	1
617368	L. C. G.	56	3/6	5	4	nobel replace tapered groovy	2	16	3	26	2	1
617368	L. C. G.	56	4/6	5	4	nobel replace tapered groovy	2	13	2	27	2	1
617368	L. C. G.	56	5/6	4,8	4	straumann	4	12	2	46	4	1
617368	L. C. G.	56	6/6	4,3	3	nobel replace tapered groovy	2	10	2	25	2	1
515658	M. J. B.	60	1/4	4	2	branamark MK III groovy	1	8,5	1	45	4	2
515658	M. J. B.	60	2/4	4	2	branamark MK III groovy	1	8,5	1	46	4	2
515658	M. J. B.	60	3/4	4,5	3	astra	3	9	1	25	2	1
515658	M. J. B.	60	4/4	4,5	3	astra	3	9	1	26	2	1
617311	M. C. G.	47	1/4	5	4	astra	3	9	1	36	4	1
617311	M. C. G.	47	2/4	4,5	3	astra	3	11	2	15	2	1
617311	M. C. G.	47	3/4	3,5	1	astra	3	13	2	13	1	1
617311	M. C. G.	47	4/4	3,5	1	astra	3	9	1	34	4	1
1021524	F. C. A.	70	1/4	4	2	branamark MK III groovy	1	11,5	2	46	4	2
1021524	F. C. A.	70	2/4	4	2	branamark MK III groovy	1	11,5	2	47	4	2
1021524	F. C. A.	70	3/4	4	2	branamark MK III groovy	1	11,5	2	36	4	2
1021524	F. C. A.	70	4/4	4	2	branamark MK III groovy	1	8,5	1	37	4	2
6643	M. I. C.	65	1	6	4	nobel replace select tapered	2	13	2	36	4	1
1233757	J. C. M.	71	1/2	3,3	1	straumann	4	10	2	16	2	1
1233757	J. C. M.	71	2/2	3,3	1	straumann	4	10	2	17	2	1
270485	S. D. H.	42	1/2	4,1	2	straumann ITI Esthetic Plus	4	12	2	14	2	1

Nº HISTORIA	NOMBRE	EDAD	Nº IMPLANTES / POSICIÓN	DIÁMETRO	DIÁMETRO (CODIFICADO)	MARCA	MARCA (CODIFICADO)	LONGITUD	LONGITUD (CODIFICADO)	LOCALIZACIÓN	LOCALIZACIÓN (CODIFICADO)	CONEXIÓN
270485	S. D. H.	42	2/2	4,8	4	ITI WN Standard	4	10	2	26	2	1
617831	J. F. M.	72	1/2	4,1	2	straumann standard plus	4	10	2	46	4	1
617831	J. F. M.	72	2/2	4,8	4	straumann standard plus	4	10	2	47	4	1
719956	P. I. S.	55	3/3	3,75	2	branemark MK III groovy	1	10	2	37	4	2
919594	H. D. S.	58	1/4	4	2	astra	3	11	2	36	4	1
919594	H. D. S.	58	2/4	4	2	astra	3	9	1	37	4	1
919594	H. D. S.	58	3/4	4	2	astra	3	9	1	46	4	1
919594	H. D. S.	58	4/4	4	2	astra	3	9	1	47	4	1
1022529	C. E. C.	68	1/2	4,5	3	astra	3	11	2	26	2	1
1022529	C. E. C.	68	2/2	4	2	astra	3	11	2	47	4	1
1020884	A. F.	72	1/2	4,3	3	nobel replace tapered groovy	2	13	2	36	4	1
1020884	A. F.	72	2/2	3,5	1	nobel replace tapered groovy	2	13	2	24	2	1
1126615	C. F. L.	57	1/2	4	2	branemark MK III groovy	1	13	2	36	4	2
1126615	C. F. L.	57	2/2	3,75	2	branemark MK III groovy	1	11,5	2	37	4	2
9904369	M. F. G.	61	1/6	5	4	nobel replace tapered groovy	1	10	2	17	2	1
9904369	M. F. G.	61	2/6	4,8	4	straumann	4	10	2	46	4	1
9904369	M. F. G.	61	3/6	3,75	2	3i	6	15	3	22	1	2
9904369	M. F. G.	61	4/6	5	4	nobel replace tapered groovy	2	13	2	26	2	1
9904369	M. F. G.	61	5/6	4,1	2	straumann ITI	5	12	2	36	4	1
9904369	M. F. G.	61	6/6	4,8	4	straumann ITI	5	8	1	37	4	1
515472	P. F. M.	59	1/2	3,3	1	branemark MK III groovy	1	11,5	2	15	2	2
515472	P. F. M.	59	2/2	4	2	branemark MK III groovy	1	13	2	37	4	2
9803410	M. R. F.	55	1/1	3,25	1	3i	6	13	2	24	2	1
918688	F. L. G. I.	56	1/2	5	4	nobel replace	2	10	2	47	4	1
918688	F. L. G. I.	56	2/2	3,5	1	nobel replace	2	10	2	46	4	1
1557894	J. M. F. L.	57	1/4	4,5	3	astra	3	15	3	24	2	1
1557894	J. M. F. L.	57	2/4	4,5	3	astra	3	13	2	25	2	1
1557894	J. M. F. L.	57	3/4	4	2	nobel Biocare AB	2	13	2	11	1	2
1557894	J. M. F. L.	57	4/4	4	2	nobel Biocare AB	2	11,5	2	21	1	2
918040	A. B.	59	9/9	3,5	1	astra	3	11	2	46	4	1
918040	A. B.	59	10/11	3,5	1	astra	3	11	2	36	4	1
918040	A. B.	59	11/11	3,5	1	astra	3	11	2	37	4	1
1128490	G. G. A.	57	1/6	4,8	4	straumann bone level RC	4	8	1	16	2	1
1128490	G. G. A.	57	2/6	4,8	4	straumann bone level RC	4	10	2	26	2	1
1128490	G. G. A.	57	3/6	4,8	4	straumann tissue level WN	4	10	2	36	4	1
1128490	G. G. A.	57	4/6	4,1	2	straumann bone level RC	4	10	2	15	2	1
1128490	G. G. A.	57	5/6	4,1	2	straumann bone level RC	4	12	2	14	2	1
1128490	G. G. A.	57	6/6	4,1	2	straumann bone level RC	4	12	2	24	2	1
1022575	P. G. O.	68	1/2	4,25	3	mozo-Grau	7	11,5	2	35	4	1
1022575	P. G. O.	68	2/2	4,25	3	mozo-Grau	7	8	1	37	4	1
1558374	I. G. L.	63	1/2	3,75	2	3i	6	20	4	32	3	1
1558374	I. G. L.	63	2/2	3,75	2	3i	6	20	4	42	3	1
516031	J. G. R.	72	1/5	3,5	1	nobel replace tapered groovy	2	16	3	24	2	2
516031	J. G. R.	72	2/5	3,5	1	nobel replace tapered groovy	2	10	2	25	2	2
516031	J. G. R.	72	3/5	3,5	1	nobel replace tapered groovy	2	10	2	14	2	2
516031	J. G. R.	72	4/5	3,5	1	nobel replace tapered groovy	2	13	2	15	2	2
516031	J. G. R.	72	5/5	3,5	1	nobel replace tapered groovy	2	13	2	16	2	2
413892	M. J. G. P.	70	1/10	4,5	3	astra	3	13	2	45	4	1
413892	M. J. G. P.	70	2/10	4,5	3	astra	3	13	2	17	2	1
413892	M. J. G. P.	70	3/10	3,5	1	astra	3	13	2	13	1	1
413892	M. J. G. P.	70	4/10	3,5	1	astra	3	13	2	16	2	1
413892	M. J. G. P.	70	5/10	3,5	1	astra	3	13	2	24	2	1
413892	M. J. G. P.	70	6/10	3,5	1	astra	3	13	2	25	2	1

N° HISTORIA	NOMBRE	EDAD	N° IMPLANTES / POSICIÓN	DIÁMETRO	DIÁMETRO (CODIFI-CADO)	MARCA	MARCA (CODIFI-CADO)	LONGITUD	LONGITUD (CODIFI-CADO)	LOCALI-ZACIÓN	LOCALIZA-CIÓN (CO-DIFICADO)	CONEXIÓN
413892	M. J. G. P.	70	7/10	4	2	astra	3	11	2	35	4	1
413892	M. J. G. P.	70	8/10	4	2	astra	3	11	2	37	4	1
413892	M. J. G. P.	70	9/10	4	2	astra	3	11	2	44	4	1
413892	M. J. G. P.	70	10/10	5	4	astra	3	9	1	48	4	1
617638	A. G. G.-O.	57	1/1	5	4	nobel replace tapered groovy	2	13	2	26	2	1
617406	L. H. A.	71	1/4	5	4	nobel replace tapered groovy	2	10	2	16	2	1
617406	L. H. A.	71	2/4	5	4	nobel replace tapered groovy	2	13	2	17	2	1
617406	L. H. A.	71	3/4	5	4	nobel replace tapered groovy	2	10	2	27	2	1
617406	L. H. A.	71	4/4	4,3	3	nobel replace tapered groovy	2	13	2	26	2	1
515109	A. G.	57	1/2	3,3	1	branemark MK III groovy	1	11,5	2	45	4	2
515109	A. G.	57	2/2	5	4	branemark MK III groovy	1	10	2	47	4	2
1236850	M. D. H. G.	59	1/2	4	2	astra	3	6	1	36	4	1
1236850	M. D. H. G.	59	2/2	4	2	astra	3	6	1	37	4	1
918568	A. H. M.	74	1/4	4,1	2	straumann	4	12	2	34	4	1
918568	A. H. M.	74	2/4	4,1	2	straumann	4	12	2	36	4	1
918568	A. H. M.	74	3/4	4,1	2	straumann	4	10	2	37	4	1
918568	A. H. M.	74	4/4	4,8	4	straumann	4	10	2	17	2	1
9701644	S. I.	29	1	3,75	2	3i	6	10	2	15	2	2
1233750	M. A. G. B.	60	1/2	3,3	1	straumann	4	14	3	12	1	1
1233750	M. A. G. B.	60	2/2	3,3	1	straumann	4	14	3	22	1	1
1233750	M. A. G. B.	60	1/3	3,3	1	straumann	4	12	2	24	2	1
1233750	M. A. G. B.	60	2/3	3,3	1	straumann	4	12	2	25	2	1
1233750	M. A. G. B.	60	3/3	4,1	2	straumann	4	12	2	27	2	1
9907373	J. A. L. C.	82	1/5	3,75	2	nobel Biocare AB	2	10	2	35	4	2
9907373	J. A. L. C.	82	2/5	5	4	nobel Biocare AB	2	10	2	36	4	2
9907373	J. A. L. C.	82	3/5	5	4	nobel Biocare AB	2	8,5	1	37	4	2
9907373	J. A. L. C.	82	4/5	3,75	2	nobel Biocare AB	2	13	2	45	4	2
9907373	J. A. L. C.	82	5/5	4	2	nobel Biocare AB	2	13	2	46	4	2
9907373	J. A. L. C.	82	6/5	5	4	nobel Biocare AB	2	10	2	47	4	2
6634	R. T.	76	1/14	3,75	2	branemark	1	18	4	13	1	1
6634	R. T.	76	2/14	3,75	2	branemark MK III unite	1	18	4	14	2	2
6634	R. T.	76	3/14	4	2	branemark MK III unite	1	13	2	15	2	2
6634	R. T.	76	4/14	5	4	branemark MK III unite	1	15	3	16	2	2
6634	R. T.	76	5/14	4	2	branemark	1	13	2	42	3	2
6634	R. T.	76	6/14	4	2	branemark	1	13	2	41	3	2
6634	R. T.	76	7/14	4	2	branemark	1	13	2	31	3	2
6634	R. T.	76	8/14	4	2	branemark	1	13	2	32	3	2
6634	R. T.	76	9/14	4	2	branemark MK III groovy	1	10	2	45	4	2
6634	R. T.	76	10/14	5	4	branemark MK III groovy	1	11,5	2	46	4	2
6634	R. T.	76	11/14	5	4	branemark MK III groovy	1	11,5	2	44	4	2
6634	R. T.	76	12/14	4	2	branemark	1	18	4	24	2	2
6634	R. T.	76	13/14	4	2	branemark	1	18	4	25	2	2
6634	R. T.	76	14/14	4	2	branemark	1	18	4	26	2	2
1234579	G. L. M.-L.	35	6/5	3,5	1	nobel replace tapered groovy	2	13	2	15	2	1
618178	L. A.	68	1/2	3,5	1	nobel replace tapered groovy	2	16	3	13	1	1
618178	L. A.	68	2/2	3,5	1	nobel replace tapered groovy	2	16	3	14	2	1
516064	R. L. G.	45	1/1	4,1	2	strauman standard plus	4	12	2	25	2	1
916588	J. M. LI.	71	1/2	4,8	4	strauman	4	10	2	36	4	1
916588	J. M. LI.	71	2/2	4,8	4	strauman	4	10	2	37	4	1
1023642	E. L. M.	69	1/9	3,5	1	astra	3	13	2	11	1	1
1023642	E. L. M.	69	1/9	3,5	1	astra	3	11	2	12	1	1
1023642	E. L. M.	69	1/9	4	2	astra	3	13	2	14	2	1
1023642	E. L. M.	69	1/9	4,5	3	astra	3	11	2	16	2	1

Nº HISTORIA	NOMBRE	EDAD	Nº IMPLANTES / POSICIÓN	DIÁMETRO	DIÁMETRO (CODIFICADO)	MARCA	MARCA (CODIFICADO)	LONGITUD	LONGITUD (CODIFICADO)	LOCALIZACIÓN	LOCALIZACIÓN (CODIFICADO)	CONEXIÓN
1023642	E. L. M.	69	1/9	4	2	astra	3	13	2	24	2	1
1023642	E. L. M.	69	1/9	5	4	astra	3	13	2	26	2	1
1023642	E. L. M.	69	1/9	4	2	astra	3	13	2	36	4	1
1023642	E. L. M.	69	1/9	5	4	astra	3	13	2	37	4	1
1023642	E. L. M.	69	1/9	5	4	astra	3	13	2	46	4	1
1024649	T. M. C.	54	1/7	4,8	4	strauman bone level	4	12	2	16	2	1
1024649	T. M. C.	54	1/7	4,1	2	strauman bone level	4	12	2	23	1	1
1024649	T. M. C.	54	1/7	4,1	2	strauman bone level	4	12	2	26	1	1
1024649	T. M. C.	54	1/7	4,1	2	strauman bone level	4	8	1	27	2	1
1024649	T. M. C.	54	1/7	4,8	4	strauman standard plus	4	10	2	36	4	1
1024649	T. M. C.	54	1/7	4,1	2	strauman standard plus	4	10	2	37	4	1
1024649	T. M. C.	54	1/7	4,8	4	strauman standard plus	4	10	2	46	4	1
414714	M. A. L. L.	48	1/5	4,5	3	astra	3	13	2	16	2	1
414714	M. A. L. L.	48	1/5	3,5	1	astra	3	9	1	35	4	1
414714	M. A. L. L.	48	1/5	4	2	astra	3	9	1	36	4	1
414714	M. A. L. L.	48	1/5	4	2	astra	3	9	1	37	4	1
414714	M. A. L. L.	48	1/5	4	2	astra	3	11	2	46	4	1
516229	M. L. B.	54	6/6	3,75	2	branemark MK III groovy	1	10	2	46	4	2
9803311	J. R. L. T.	53	1/1	5	4	nobel replace select	2	13	2	36	4	1
618089	M. C. J. P.	58	1/3	5	4	nobel replace straight groovy	2	10	2	23	1	1
618089	M. C. J. P.	58	2/3	3,5	1	nobel replace tapered groovy	2	11,5	2	27	2	1
618089	M. C. J. P.	58	3/3	5	4	astra	3	11	2	46	4	1
9700333	P. L. N.	34	1/1	3,3	1	ITI strauman	4	10	2	23	1	1
1661911	C. L. G.	73	1/3	4	2	branemark MK III groovy	1	10	2	45	4	2
1661911	C. L. G.	73	2/3	4	2	branemark MK III groovy	1	10	2	46	4	2
1661911	C. L. G.	73	3/3	3,75	2	branemark MK III groovy	1	8,5	1	47	4	2
1450252	M. C.	67	1/3	4	2	branemark MK III groovy	1	13	2	14	2	2
1450252	M. C.	67	2/3	5	4	branemark MK III groovy	1	13	2	16	2	2
1450252	M. C.	67	3/3	4,8	4	straumann ITI	4	14	3	37	4	1
73418	M. A. A. A.	69	1/6	4	2	3i	6	8,5	1	37	4	2
73418	M. A. A. A.	69	2/6	4	2	3i	6	8,5	1	36	4	2
73418	M. A. A. A.	69	3/6	4	2	3i	6	8,5	1	35	4	2
73418	M. A. A. A.	69	4/6	4	2	3i	6	10	2	45	4	2
73418	M. A. A. A.	69	5/6	4	2	3i	6	10	2	46	4	2
73418	M. A. A. A.	69	6/6	4	2	3i	6	8,5	1	47	4	2
1556844	P. E. C.	56	1/3	5	4	nobel Biocare AB	2	10	2	16	2	2
1556844	P. E. C.	56	2/3	4	2	branemark MK IV groovy	1	11,5	2	35	4	2
1556844	P. E. C.	56	3/3	5	4	branemark MK III groovy	1	11,5	2	46	4	2
8132521	F. F. G.	55	1/3	4,1	2	3i	6	10	2	46	4	2
8132521	F. F. G.	55	2/3	4,1	2	3i	6	8,5	1	47	4	2
6575	J. C. D. M.	48	1/1	4	2	branemark MK III groovy	1	10	2	34	4	2
1125930	I. E.	56	1/2	4,25	3	mozo-Grau	7	11,5	2	16	2	1
1125930	I. E.	56	2/2	4,25	3	mozo-Grau	7	11,5	2	26	2	1
515655	P. E. M.	65	1/1	4,8	4	straumann ITI	4	12	2	46	4	1
1128044	G. G. T.	54	1/2	3,5	1	astra	3	11	2	16	2	1
1128044	G. G. T.	54	2/2	4	2	astra	3	11	2	36	4	1
1558365	J. G. G.	60	1/2	5	4	nobel replace tapered groovy	2	13	2	16	2	2
1558365	J. G. G.	60	2/2	5	4	nobel replace tapered groovy	2	10	2	46	4	2
1128489	M. C. F.	67	1/1	4,3	3	nobel replace tapered groovy	2	13	2	14	2	1
618347	T. P. J.	71	1/5	4,3	3	nobel replace tapered groovy	2	10	2	34	4	1
618347	T. P. J.	71	2/5	4,3	3	nobel replace tapered groovy	2	10	2	35	4	1
618347	T. P. J.	71	3/5	4,3	3	nobel replace tapered groovy	2	10	2	36	4	1
618347	T. P. J.	71	4/5	4,3	3	nobel replace tapered groovy	2	10	2	45	4	1

Nº HISTORIA	NOMBRE	EDAD	Nº IMPLANTES / POSICIÓN	DIÁMETRO	DIÁMETRO (CODIFICADO)	MARCA	MARCA (CODIFICADO)	LONGITUD	LONGITUD (CODIFICADO)	LOCALIZACIÓN	LOCALIZACIÓN (CODIFICADO)	CONEXIÓN
618347	T. P. J.	71	5/5	4,3	3	nobel replace tapered groovy	2	10	2	46	4	1
1021344	A. P. T.	67	1/5	4	2	astra	3	11	2	47	4	1
1021344	A. P. T.	67	2/5	4	2	astra	3	9	1	45	4	1
1021344	A. P. T.	67	3/5	4	2	astra	3	13	2	44	4	1
1021344	A. P. T.	67	4/5	4	2	astra	3	11	2	36	4	1
1021344	A. P. T.	67	5/5	4	2	astra	3	9	1	37	4	1
1024667	R. C. R.	65	1/6	4,3	3	nobel replace tapered groovy	2	8	1	17	2	2
1024667	R. C. R.	65	2/6	4,3	3	nobel replace tapered groovy	2	8	1	16	2	2
1024667	R. C. R.	65	3/6	3,5	1	nobel replace tapered groovy	2	11,5	2	15	2	2
1024667	R. C. R.	65	4/6	4	2	branemark MK III groovy	1	11,5	2	35	4	2
1024667	R. C. R.	65	5/6	4	2	branemark MK III groovy	1	10	2	36	4	2
1024667	R. C. R.	65	6/6	4	2	branemark MK III groovy	1	10	2	37	4	2
-	-	-	-	-	1 = 3,25-3,70 mm 2 = 3,71-4,10 mm 3 = 4,11-4,50 mm 4 = 4,51-6,00 mm	-	1 = Sistema Branemark 2 = Nobel Biocare 3 = Astra 4 = Straumann 5 = Zimmer 6 = 3i 7 = Mozo Grau	-	1 = 6-9 mm 2 = 10-13 mm 3 = 14-17 mm 4 = 18-21 mm	-	1 = Antero-superior 2 = Postero-superior 3 = Antero-inferior 4 = Postero-inferior	1 = Interna 2 = Externa

Nº HISTORIA	PILAR TRANSEPI- TELIAL	TIPO DE PRÓTESIS	PARA- FUNCIÓN	ANTAGO- NISTA	Nº UNIDADES	MATERIAL	CEMENTADA/ ATORNI- LLADA	FRACHTURA CERÁMICA	AFLOJAMIE- TO TORNILLO	FRACHTURA TORNILLO PRÓTESIS	AFLOJAMIE- TO PILAR	FRACHTURA PILAR
617100	2	1	2	1	1	2	2	2	1	2	1	2
617100	2	1	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
210518	2	2	2	4	1	2	1	2	2	2	2	2
210518	2	2	2	4	1	2	1	2	2	2	2	2
210518	2	2	2	4	1	2	1	2	2	2	2	2
210518	2	2	2	4	1	2	1	2	2	2	2	2
210518	2	2	2	4	1	2	1	2	2	2	2	2
813616	2	1	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
814530	1	2	2	4	2	2	1	2	1	2	2	2
814530	1	2	2	4	2	2	1	2	1	2	2	2
814530	1	2	2	4	1	2	1	2	2	2	2	2
814668	2	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
814666	2	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
814666	1	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
814666	2	2	2	4	1	2	1	2	2	2	2	2
814666	2	2	2	4	1	2	1	2	2	2	2	2
814666	2	2	2	4	1	2	1	2	2	2	2	2
814666	2	2	2	4	1	2	1	2	2	2	2	2
814666	2	2	2	4	1	2	1	2	2	2	2	2
1346203	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1346203	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
515031	2	4	1	5	4	1	1	2	2	2	2	2
515031	2	4	1	5	4	1	1	2	2	2	2	2
515031	2	4	1	5	4	1	1	2	2	2	2	2
515031	2	4	1	5	4	1	1	2	2	2	2	2
515031	2	4	1	5	4	1	1	2	2	2	2	2
515031	2	4	1	5	4	1	1	2	2	2	2	2
617368	1	2	1	1	1	2	1	2	1	2	2	2
617368	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	2	2
617368	1	2	1	1	1	2	1	2	1	2	1	2
617368	1	2	1	1	1	2	1	2	1	2	2	2
617368	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
617368	2	2	1	1	1	2	0	2	2	2	2	2
515658	2	2	2	1	1	2	1	2	2	2	2	2
515658	2	2	2	1	1	2	1	2	2	2	2	2
515658	1	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	1
515658	1	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	1
617311	1	2	2	1	1	2	1	2	2	2	2	2
617311	1	2	2	1	1	2	2	2	2	2	1	2
617311	1	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
617311	1	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1021524	2	2	2	6	1	2	2	2	2	2	2	2
1021524	2	2	2	6	1	2	2	2	2	2	2	2
1021524	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1021524	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
6643	2	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1233757	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1233757	2	2	2	1	1	2	1	2	2	2	2	2
270485	2	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2

Nº HISTORIA	PILAR TRANSEPI- TELIAL	TIPO DE PRÓTESIS	PARA- FUNCIÓN	ANTAGO- NISTA	Nº UNIDADES	MATERIAL	CEMENTADA/ ATORNI- LLADA	FRACHTURA CERÁMICA	AFLOJAMEN- TO TORNILLO	FRACHTURA TORNILLO PRÓTESIS	AFLOJAMEN- TO PILAR	FRACHTURA PILAR
270485	2	1	1	1	1	2	2	2	2	2	1	2
617831	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
617831	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
719956	2	1	1	1	1	2	1	2	1	2	2	2
919594	2	2	1	1	1	2	1	2	2	2	2	2
919594	2	2	1	1	1	2	1	2	2	2	2	2
919594	2	2	1	4	1	2	1	2	2	2	2	2
919594	2	2	1	4	1	2	1	2	2	2	2	2
1022529	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1022529	1	1	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1020884	2	1	1	1	1	2	1	2	1	2	2	2
1020884	2	1	1	1	1	2	1	2	2	2	2	2
1126615	2	2	2	4	1	2	1	2	2	2	2	2
1126615	2	2	2	1	1	2	1	2	2	2	2	2
9904369	2	1	1	6	1	2	0	2	2	2	2	2
9904369	2	1	1	6	1	2	2	2	2	2	2	2
9904369	2	1	1	6	1	2	2	2	2	2	2	2
9904369	2	1	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2
9904369	2	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
9904369	2	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
515472	2	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
515472	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
9803410	2	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
918688	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
918688	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1557894	2	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1557894	2	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1557894	2	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2
1557894	2	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	1
1557894	2	1	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
918040	2	1	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2
918040	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2
918040	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2
1128490	2	2	2	1	1	2	1	2	2	2	2	2
1128490	2	2	2	2	1	2	1	2	2	2	2	2
1128490	2	1	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2
1128490	2	2	2	1	1	2	1	2	2	2	2	2
1128490	2	2	2	1	1	2	1	2	2	2	2	2
1128490	2	2	2	2	1	2	1	2	2	2	2	2
1022575	2	2	1	4	1	2	1	2	2	2	2	2
1022575	1	2	1	4	1	2	1	2	2	2	2	2
1558374	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2
1558374	2	2	2	1	1	2	2	1	2	2	2	2
516031	1	2	2	6	1	2	1	2	2	2	2	2
516031	1	2	2	6	1	2	1	2	2	2	2	2
516031	2	2	2	1	1	2	1	2	1	2	2	2
516031	2	2	2	1	1	2	1	2	1	2	2	2
516031	2	2	2	1	1	2	1	2	1	2	2	2
413892	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2
413892	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
413892	1	2	2	1	2	2	2	1	2	2	2	2
413892	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
413892	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2
413892	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2

Nº HISTORIA	PILAR TRANSEPI- TELIAL	TIPO DE PRÓTESIS	PARA- FUNCIÓN	ANTAGO- NISTA	Nº UNIDADES	MATERIAL	CEMENTADA/ ATORNI- LLADA	FRACTURA CERÁMICA	AFLOJAMEN- TO TORNILLO	FRACTURA TORNILLO PRÓTESIS	AFLOJAMEN- TO PILAR	FRACTURA PILAR
618347	2	2	2	1	2	2	2	1	2	2	2	2
1021344	2	2	1	2	4	2	2	2	2	2	1	2
1021344	2	2	1	2	4	2	2	2	2	2	1	2
1021344	2	2	1	2	4	2	2	2	2	2	1	2
1021344	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2
1021344	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2
1024667	2	2	2	1	3	2	2	2	2	2	2	2
1024667	2	2	2	1	3	2	2	2	2	2	2	2
1024667	2	2	2	1	3	2	2	2	2	2	2	2
1024667	2	2	2	1	3	2	2	2	2	2	1	2
1024667	2	2	1	1	3	2	2	2	2	2	1	2
1024667	2	2	1	1	3	2	2	2	2	2	1	2
-	1 = Sí 2 = No	1 = Unitaria 2 = Parcial implanto- soportada 3 = Fija implanto- soportada completa 4 = Híbrida	1 = Sí 2 = No	1 = Diente natural 2 = Implante 3 = Sobredenta- dura 4 = Prótesis fija dento- soportada 5 = Prótesis removible 6 = Ausencia antagonista	1 = 1-4 unidades 2 = 5-8 unidades 3 = 9-12 unidades 4 = 13-16 unidades	1 = Resina 2 = Cerámica	1 = Atornillada 2 = Cementada 0 = No rehabilitada	1 = Sí 2 = No	1 = Sí 2 = No	1 = Sí 2 = No	1 = Sí 2 = No	1 = Sí 2 = No

