

Uso de implantes dentales para retener y soportar prótesis parciales removibles en situaciones de clase I Kennedy mandibular. Estudio de elementos finitos tridimensional.

Octavi Ortiz Puigpelat

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tesisenxarxa.net) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tesisenred.net) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tesisenxarxa.net) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.



USO DE IMPLANTES DENTALES PARA RETENER Y SOPORTAR
PRÓTESIS PARCIALES REMOVIBLES EN SITUACIONES DE CLASE I
KENNEDY MANDIBULAR. ESTUDIO DE ELEMENTOS FINITOS
TRIDIMENSIONAL.

Departamento de Cirugía Oral y Maxilofacial

Facultad de Odontología

Universitat Internacional de Catalunya

TESIS DOCTORAL

OCTAVI ORTIZ PUIGPELAT

Barcelona, 2015.

DIRECTOR: Dr. Josep Cabratosa

CODIRECTOR: Dr. Jordi Gargallo

AGRADECIMIENTOS

Han habido muchas personas que de una manera directa o indirecta han contribuido en el desarrollo de esta tesis doctoral, a todas ellas muchas gracias.

Gracias a mi director de tesis al Dr. Josep Cabratosa que sin su apoyo, confianza y dedicación esta tesis no hubiera sido posible. Josep eres una gran persona. Gracias a mi codirector de tesis el Dr. Jordi Gargallo por sus ánimos y recomendaciones.

Gracias a mis padres Anna y Eduard y a mi hermana Julia por su apoyo, cariño y paciencia enorme. Ellos han sido la motivación para tirar este proyecto adelante. En especial a mi hermana Julia por su apoyo informático eres una crack!

Gracias al Dr. Javier De Medrano que a parte de ser una gran persona, sin su experiencia en el mundo 3D no hubiera podido ni empezarla.

Gracias al Dr. Eduard Ferrés del quien tuve un gran apoyo en los inicios de profesor en esta universidad y fue el instigador de que empezara mi carrera académica.

Gracias al Dr. Federico Hernández Alfaro por su apoyo y por creer en nosotros.

Gracias a todos los compañeros y amigos del departamento en especial a Albert Barroso, Pau Altuna, Jorge Bertos y Susana Garcia por vuestro apoyo y comprensión.

Gracias a todos mis amigos en general por aguantar mis ausencias y por vuestros ánimos.

Gracias a los ingenieros del ASCAMM, en especial a Joaquim González por su dedicación e implicación en el trabajo.

A tod@s vostr@s muchas GRACIAS.

ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS.....	IX
ÍNDICE DE TABLAS.....	XIII
1. JUSTIFICACION.....	15
2. ESTADO DE LA CUESTIÓN.....	19
2.1 El edentulismo y sus consecuencias.....	21
2.2 El edentulismo y el envejecimiento de la población.....	21
2.3 Clasificación del edentulismo parcial.....	22
2.4 Tratamiento del edentulismo parcial bilateral posterior.....	23
2.4.1. Prótesis parcial removible.....	24
2.4.2. Prótesis parcial fija sobre implantes.....	25
2.4.3. Alternativas de tratamiento del edentulismo parcial bilateral posterior.....	26
2.4.3.1. Prótesis parcial mixta.....	26
2.4.3.2. Prótesis parcial removible sobre restos radiculares.....	26
2.4.3.3. Prótesis parcial removible en combinación con implantes dentales.....	27
2.5. El análisis de elementos finitos en implantología dental.....	30
2.5.1. Parámetros o variables de estudio de los AEF.....	31
2.5.2. Proceso de una simulación de AEF en implantología.....	33
2.5.2.1. Fase de modelización.....	33
2.5.2.1.1. Obtención del modelo de AEF.....	33
2.5.2.1.2. Simplificación del modelo de AEF.....	34
2.5.2.1.3. Creación del mallado.....	34
2.5.2.1.4. Asignación de las propiedades físicas.....	34
2.5.2.1.5. Asignación de las condiciones de	

5.3. Preprocesado de los modelos geométricos.....	70
5.3.1. Mallado de los diferentes modelos.....	70
5.3.2. Asignación de propiedades físicas de los diferentes materiales.....	71
5.3.3. Asignación de las condiciones de contorno o restricciones.....	73
5.3.4. Asignación de cargas mecánicas.....	74
5.4. Cálculo numérico de elementos finitos con AnsysWorkbench®.....	74
5.5. Análisis de los resultados.....	75
5.6. Tipo de análisis estadístico.....	75
6. RESULTADOS.....	77
6.1. Resultados obtenidos en condiciones de asimetría.....	79
6.1.1. Desplazamientos máximos y su distribución.....	80
6.1.2. Tensiones mecánicas máximas y su distribución.....	83
6.1.3. Deformaciones no lineales del ligamento periodontal y su distribución	89
6.2. Resultados obtenidos en condiciones de simetría.....	90
6.2.1. Desplazamientos máximos y su distribución.....	91
6.2.2. Tensiones mecánicas máximas y su distribución.....	94
6.2.3. Deformaciones no lineales del ligamento periodontal y su distribución	100
6.3. Selección del modelo para realizar el segundo objetivo del estudio...	101
6.4. Resultados del segundo objetivo.....	101
6.4.1. Desplazamientos máximos y su distribución.....	102
6.4.2. Tensiones mecánicas máximas y su distribución.....	106
6.4.3. Deformaciones no lineales del ligamento periodontal y su distribución	112
7. DISCUSIÓN.....	115
8. CONCLUSIONES.....	129
9. PERSPECTIVAS DE FUTURO.....	133

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	137
ANEXOS.....	151
I. Series de casos clínicos retrospectivos publicados en la revista “International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry”	153
II. Revisión sistemática enviada al “Journal of Oral Rehabilitation”	161
III. Carta de aprobación del estudio por parte del Comité Ético de Investigación (CER) de la Universitat Internacional de Catalunya.....	176
IV. Consentimiento informado.....	177
V. Contrato de confidencialidad de la casa comercial Dentsply®.....	178
VI. Resumen.....	180

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Exploración tomográfica de haz de cono de la paciente.....	54
Figura 2. Modelo sinterizado obtenido a partir del fichero STL.....	54
Figura 3. Toma de impresiones del modelo sinterizado.....	55
Figura 4. Diversas vistas del modelo de yeso obtenido.....	55
Figura 5. Encerado de la encía en el modelo de yeso.....	56
Figura 6. Modelo de encía desmontable	56
Figura 7. Toma de impresión del modelo mandibular con dientes y la encía.....	57
Figura 8. Estructura metálica de la PPR.....	58
Figura 9. PPR convencional obtenida.....	58
Figura 10. PPR con las bases de resina desmontables.....	59
Figura 11. Comprobación del ajuste de la PPR en el modelo de trabajo.....	59
Figura 12. Escáner usado para digitalizar los modelos de trabajo.....	60
Figura 13. Modelos STL obtenidos después del escaneado.....	61
Figura 14. Modelos STL de los componentes de implantes.....	62
Figura 15. Modelos en formato IGES.....	63
Figura 16. Comprobación entre el modelo físico y el modelo digital.....	64
Figura 17. Modelo A1 con el implante colocado en la zona del segundo molar.....	66
Figura 18. Modelo B1 con el implante colocado en la posición del primer molar.....	66

Figura 19. Modelo C1 con el implante posicionado en la zona intermedia de premolares.....	67
Figura 20. Modelo control sin implantes con la PPR.....	67
Figura 21. Modelo A2 con el pilar de cicatrización.....	68
Figura 22. Modelo B2 con el retenedor tipo bola de Ankylos® y la estructura metálica de la PPR.....	69
Figura 23. Modelo C2 con el retenedor tipo ERA®.....	69
Figura 24. Mallado del modelo de trabajo final.....	70
Figura 25. Curva de tensión-deformación del ligamento periodontal.....	73
Figura 26. Condiciones de contorno, dirección y aplicación de las fuerzas mecánicas.....	74
Figura 27. Desplazamientos globales máximos y sus distribuciones.....	80
Figura 28. Desplazamientos máximos de la prótesis y sus distribuciones en los diferentes ejes del espacio X, Y y Z.....	81
Figura 29. Desplazamientos máximos y sus distribuciones en el diente 3.3.....	83
Figura 30. Tensiones máximas y sus distribuciones en el hueso mandibular.....	84
Figura 31. Tensiones máximas y sus distribuciones en la encía.....	85
Figura 32. Tensiones máximas y sus distribuciones en el diente 3.3.....	85
Figura 33. Tensiones máximas y sus distribuciones en el ligamento periodontal.....	86
Figura 34. Tensiones máximas y sus distribuciones en la estructura metálica.....	87
Figura 35. Tensiones máximas y sus distribuciones en la resina.....	88
Figura 36. Tensiones máximas y sus distribuciones en el implante.....	89
Figura 37. Deformaciones no lineales máximas y sus distribuciones	

en el ligamento periodontal.....	90
Figura 38. Desplazamientos globales máximos y sus distribuciones bajo condiciones de simetría.....	92
Figura 39. Desplazamientos máximos de la prótesis y sus distribuciones en los diferentes ejes del espacio X, Y y Z.....	92
Figura 40. Desplazamientos máximos y sus distribuciones del diente 3.3.....	94
Figura 41. Tensiones máximas y sus distribuciones en el hueso mandibular.....	95
Figura 42. Tensiones máximas y sus distribuciones en la encía.....	96
Figura 43. Tensiones máximas y sus distribuciones en el diente 3.3.....	96
Figura 44. Tensiones máximas y sus distribuciones en el ligamento periodontal.....	97
Figura 45. Tensiones máximas y sus distribuciones en la estructura metálica.....	98
Figura 46. Tensiones máximas y sus distribuciones en la resina.....	99
Figura 47. Tensiones máximas y sus distribuciones en el implante.....	100
Figura 48. Deformaciones no lineales máximas y sus distribuciones en el ligamento periodontal.....	101
Figura 49. Desplazamientos globales máximos y sus distribuciones.....	103
Figura 50. Desplazamientos máximos de la prótesis y sus distribuciones en los diferentes ejes del espacio X, Y y Z.....	104
Figura 51. Desplazamientos máximos y sus distribuciones en el diente 3.3.....	105
Figura 52. Tensiones máximas y sus distribuciones en el hueso mandibular.....	107
Figura 53. Tensiones máximas y sus distribuciones en la encía.....	108
Figura 54. Tensiones máximas y sus distribuciones en el diente 3.3.....	109
Figura 55. Tensiones máximas y sus distribuciones en el ligamento periodontal...	110

Figura 56. Tensiones máximas y sus distribuciones en la estructura metálica.....110

Figura 57. Tensiones máximas y sus distribuciones en la resina.....111

Figura 58. Tensiones máximas y sus distribuciones en el implante.....112

Figura 59. Deformaciones no lineales máximas y sus distribuciones
en el ligamento periodontal.....113

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Diferentes grosores de malla utilizados.....	71
Tabla 2. Propiedades físicas de los materiales empleados.....	72
Tabla 3. Valores máximos obtenidos del primer objetivo bajo condiciones de asimetría.....	79
Tabla 4. Valores máximos obtenidos del primer objetivo bajo condiciones de simetría.....	91
Tabla 5. Valores máximos obtenidos del segundo objetivo bajo condiciones de asimetría.....	102

1. JUSTIFICACIÓN

En los países industrializados se ha producido una importante reducción del porcentaje de pacientes totalmente edéntulos, como resultado de la mejora asistencial en la salud oral y dental (1). Además se prevé en un futuro no muy lejano un elevado número de pacientes parcialmente edéntulos y por lo tanto una mayor demanda de prótesis parciales (2). En tales situaciones la rehabilitación con implantes dentales para soportar una prótesis fija parece una buena opción de tratamiento (3, 4). Sin embargo este tratamiento no siempre es una opción viable debido a la necesidad de cirugías de regeneración ósea extensas, rehabilitación protésica generalizada, estado de salud general del paciente comprometido, y además por razones económicas (5, 6). La prótesis parcial removible (PPR) convencional es una opción de tratamiento con una aceptable relación coste-efectividad en determinados edentulismos parciales. No obstante con frecuencia, la PPR puede desestabilizarse ya que se apoya en dos tejidos con diferente comportamiento biomecánico: dientes y mucosa (7, 8).

Varios estudios clínicos han recomendado el uso de los implantes dentales en combinación con una PPR (9-14). Los implantes dentales pueden dar soporte a una PPR con el uso de pilares de cicatrización, convirtiéndola en una prótesis parcial removible implantosoportada (PPRIS) o pueden darle retención además de soporte mediante alguno de los distintos sistemas de retención que existen, convirtiéndola en una prótesis parcial removible implantoreténida (PPRIR) (15).

El uso de PPRIS o PPRIR, no sólo puede aumentar la retención de la prótesis y por lo tanto limitar el desplazamiento lateral y vertical de la PPR, sino que también puede lograr una distribución más eficiente de las fuerzas masticatorias en la PPR y los dientes remanentes (16), así como que podría minimizar el proceso de reabsorción que ocurre debajo de la prótesis. También se ha descrito que el uso de implantes en combinación con una PPR aumenta la satisfacción del paciente, mejora la capacidad de masticación, la fonética y también la estética ya que a veces los ganchos vestibulares metálicos pueden eliminarse de la prótesis (8, 12, 14, 17, 18).

La localización más conveniente del implante dentro del tramo edéntulo y el sistema retentivo más eficaz para estabilizar la prótesis son dos cuestiones importantes en el tratamiento de PPRIR que son actualmente fuente de debate

tanto en estudios clínicos como *in vitro*, ya que pueden tener un papel crucial en la distribución de fuerzas de la PPRIR (10, 13, 14, 17, 19-25).

El análisis de elementos finitos (AEF) ha sido y sigue siendo ampliamente utilizado para la predicción del comportamiento biomecánico de los implantes dentales con el hueso periimplantario (26). El AEF aplicado a PPRIR han sido utilizados en numerosos estudios (21, 27-34). Cunha et al. (21), en su estudio de AEF bidimensional trató de esclarecer cual era la posición ideal del implante dentro del tramo edéntulo. Sus conclusiones, al contrario que otros estudios clínicos e *in vitro*, fueron que la posición del primer molar era la que ofrecía menor desplazamiento de la prótesis y por lo tanto mejor repartimiento de las fuerzas a lo largo de los dientes remanentes y del reborde alveolar. Pellizer et al. (29) también en su estudio de AEF bidimensional evaluó diferentes sistemas retentivos resilientes en la PPRIR. Concluyó que el sistema ERA® fue el más eficiente en la distribución de las fuerzas tensionales. No obstante, en dichos estudios al basarse en modelos bidimensionales simplificados y no tener en cuenta la geometría tridimensional de un paciente real se podían hacer algunas suposiciones que disminuyeran la exactitud predictiva del modelo de AEF (26). En la actualidad no existen en la literatura estudios de AEF tridimensionales basados en modelos de pacientes reales para la investigación de la posición ideal del implante y del sistema retentivo más eficaz en PPRIR. Este estudio pretende dar respuesta a estas dos cuestiones focalizándose en la Clase I de Kennedy que es la configuración más frecuente y a la vez más desfavorable en el edentulismo parcial (35).

2. ESTADO DE LA CUESTIÓN

2.1. El edentulismo y sus consecuencias

El edentulismo es una condición médica que se caracteriza por la ausencia de una o varias piezas dentarias en la cavidad oral. Esta dolencia es causada por la pérdida de los dientes por diferentes causas: caries dental, la enfermedad periodontal, la patología pulpar, el traumatismo dental y el cáncer oral (36).

Las consecuencias de la pérdida parcial o total de la dentición natural son numerosas y variadas: alteraciones estéticas; disminución de la eficacia masticatoria; inclinación, migración y rotación de los dientes remanentes; extrusión de dientes; desviación mandibular; atrición dental; pérdida de la dimensión vertical; disfunción de la articulación temporomandibular; y pérdida del hueso alveolar. Todas estas consecuencias hacen que el edentulismo tenga un impacto negativo en el nivel de calidad de vida de los pacientes (37, 38).

La pérdida del volumen óseo alveolar es una de las consecuencias más relevantes después de perder los dientes. Generalmente, la pérdida ósea es mayor en la mandíbula que en el maxilar y más exagerada en el área posterior. La reabsorción ósea en el hueso maxilar es centrípeta mientras que el hueso mandibular es centrifuga. Estos cambios anatómicos hacen que con frecuencia se presenten limitaciones a la hora de rehabilitar estos pacientes tanto con prótesis fija como removible (39).

2.2. El edentulismo y envejecimiento de la población

El edentulismo es frecuente entre las personas mayores de todo el mundo (40) y está altamente asociado con el estatus socio-económico. Los estudios epidemiológicos muestran que las personas de clase social baja o con pocos ingresos económicos y personas con poca o ninguna educación son más propensos a ser desdentados que las personas de clase social alta y altos niveles de ingresos y educación (41). En algunos países industrializados ha habido una tendencia positiva hacia la disminución de la pérdida de dientes entre los adultos (41, 42), incluyendo las personas mayores. En los últimos años, la desigualdad social en el estado de salud oral persiste incluso en países con programas de salud dental pública avanzadas (42). No obstante, cabe destacar que la población mundial está viviendo más tiempo y reteniendo más sus dientes en la vejez (5). Esta tendencia es probable

que continúe ya que la población de mediana edad actual, las personas de la tercera edad del mañana, están mostrando una notable mejora en su salud oral en comparación con grupos similares de hace 20 años atrás (5). A pesar de esto, la necesidad de tratamiento prostodóntico para tratar el edentulismo parcial seguirá en aumento durante los próximos años (2).

2.3. Clasificación del edentulismo parcial.

Los pacientes parcialmente edéntulos exhiben una amplia gama de variaciones físicas. La ausencia de criterios diagnósticos para el edentulismo parcial puede ser un impedimento para el reconocimiento efectivo de los factores de riesgo que pueden afectar los resultados del tratamiento prostodóntico (43). Por este motivo Edward Kennedy describió en 1925 la clasificación del edentulismo parcial para poder iniciar la planificación del paciente parcial edéntulo (43). La clasificación de Kennedy es la siguiente:

- Clase I: Presenta ambas zonas posteriores desdentadas, es decir, bilateral y solo están presente los dientes del grupo anterior. Según el número de dientes que falten en ese grupo, se puede subdividir en las siguientes modificaciones:

- Modificación 1: con un espacio en el tramo dentado.
- Modificación 2: con dos espacios en el tramo dentado.
- Modificación 3: con tres espacios en el tramo dentado.
- Modificación 4: con cuatro espacios en el tramo dentado.

- Clase II: Presenta una sola zona posterior desdentada a partir del canino, unilateral y están presentes dientes en la zona anterior y grupo posterior contralateral. Presenta también sus cuatro modificaciones como la clase I.

- Clase III: Presenta espacios edéntulos entre los dientes remanentes de la boca. Presenta también los cuatro tipos de modificaciones.

- Clase IV: Presenta una zona edéntula, solamente en el grupo anterior.

- Clase V: Solamente están presentes dos molares posteriores en una misma arcada.

-Clase VI: Solo están presentes los dos incisivos centrales.

Según Curtis et al. (35) la configuración más frecuente y a la vez más desfavorable en el edentulismo parcial es la clase I Kennedy seguido de la clase II. Es por este motivo que el objeto de estudio de la presente tesis doctoral será la configuración de clase I de Kennedy.

2.4. Tratamiento del edentulismo parcial bilateral posterior

El tratamiento de este tipo de edentulismo se considera fundamental para poder restablecer la capacidad masticatoria, estética y de fonación de los pacientes. Sin embargo, en la literatura se ha cuestionado la necesidad real de tener que rehabilitar estos pacientes. Durante mucho tiempo, se afirmó en prácticamente todos los libros de texto sobre prostodoncia y enseñado en la mayoría de las escuelas dentales que un arco dentario completo es un requisito previo indispensable para un sistema masticatorio saludable y una función oral satisfactoria. En consecuencia, por muchos considerado un dogma, los dientes que se pierden deben sustituirse para evitar una serie de secuelas negativas (44). Como muchos individuos mastican bastante bien con la ausencia de molares, la no sustitución de estos puede ser considerado como una alternativa para dichos pacientes. Sin embargo, esta creencia fue controvertida y generalmente no aceptada, sobre todo, en el mundo académico. Carecían de apoyo científico en ese momento, que era también en el caso de reemplazar todos los dientes perdidos (45).

El término arco dental acortado (ADA) se utilizó por primera vez en 1981 por el prostodoncista holandés Arnd Käyserr para designar una dentadura con la pérdida de los dientes posteriores (46). Después de varios estudios clínicos, se llegó a la conclusión de que hay suficiente capacidad de adaptación de sujetos con ADA, cuando al menos, cuatro unidades oclusales permanecen en boca (una unidad corresponde a un par de premolares en oclusión y un par de molares en oclusión corresponde a dos unidades). Sin embargo, el concepto de ADA todavía se considera polémico por muchos odontólogos. Ha sido criticado porque la pérdida de los molares se asocia a una reducción del rendimiento masticatorio y a la inducción del desplazamiento mandibular (47). Además, el ADA se ha podido asociar con un mayor riesgo de cambios en la articulación temporomandibular (ATM) (47, 48). No obstante, varios estudios mostraron que las arcadas dentarias acortadas que

comprenden dientes anteriores y premolares, en general, cumplen con los requisitos de una dentición funcional (49-51). Por lo tanto, se puede concluir que el concepto merece una seria consideración en la planificación del tratamiento para los pacientes parcialmente desdentados.

Debido a cambios en la salud dental y económicos, el concepto requiere una investigación, evaluación y discusión continua. Las necesidades y demandas de los pacientes varían mucho y deberían ser evaluadas de forma individual, y el concepto del ADA debería ser incluido dentro de los planes de tratamiento para los pacientes parcialmente desdentados (45).

No obstante, existen dos grandes tipos de tratamiento prostodóntico para el paciente parcial edéntulo con falta de apoyo molar bilateral: la prótesis parcial removible y la prótesis parcial fija sobre implantes (39).

2.4.1. Prótesis parcial removible

La prótesis parcial removible (PPR) es seleccionada por muchos pacientes parcialmente edéntulos porque es un tratamiento conservador, proporcionado rápidamente y económico (38).

Una PPR con extensión distal debe ser diseñada con precisión para poder proporcionar un soporte dual. El soporte debe ser proporcionado por la estructura metálica a través del contacto con los dientes y por la base de la extensión distal. Los tejidos blandos en la zona de la extensión distal proporcionan un soporte vertical y lateral para la base de la PPR. Sin embargo, la zona de la extensión distal de la mandíbula ofrece muy poco soporte en comparación con la zona distal del maxilar (39). Además, pueden existir cambios de esos tejidos distales de soporte con el tiempo, pudiendo llegar a comprometer el apoyo de la prótesis durante la función. También, estos tejidos blandos tienen una resiliencia distinta a los dientes remanentes. Esta diferencia entre tejidos blandos y dientes causarán la rotación de la prótesis en relación a los tres planos espaciales (39). Es más, estas dos estructuras (dientes y mucosa) tienen diferentes comportamientos de resiliencia ante la carga mecánica. El tejido blando bajo carga tiene un rango de desplazamiento de entre 350-500 micrometros (μm), mientras que un diente sano (no comprometido periodontalmente) tiene un desplazamiento de 20 μm bajo la misma carga (52).

Estas diferentes resiliencias se traducirán en una transmisión de fuerzas de torsión a los dientes pilares a través de movimientos de rotación de la PPR (53).

Las PPR mucodentosoportadas, a diferencia de las dentosoportadas, sufren tres movimientos de rotación o fulcros según los tres planos espaciales. El fulcro en el plano horizontal supone que la PPR rote alrededor del eje formado por los últimos dientes pilares adyacentes al tramo edéntulo. El fulcro en el plano sagital supone que la PPR rote alrededor de un eje longitudinal anteroposterior a través de los apoyos oclusales de los últimos dientes pilares remanentes y por la parte media de la cresta alveolar. El fulcro en el plano vertical supone que la PPR rote siguiendo un eje vertical situado en la línea media lingual de los dientes anteriores (53). Estos movimientos de rotación transmiten fuerzas de torsión al tejido blando subyacente a la PPR, y a su vez, estas se transmiten al hueso alveolar como una fuerza de cizallamiento que provoca progresivamente la reabsorción del reborde alveolar (54) (55).

Otro problema relacionado con la PPR mandibular con extensión distal bilateral, es el síndrome combinado o síndrome de Kelly. Este síndrome ocurre cuando la PPR mandibular tiene como antagonista maxilar una prótesis completa, esto provoca una extrusión de las tuberosidades maxilares, la reabsorción de la premaxila, erupción excesiva de los dientes anteriores inferiores, y la reabsorción del reborde mandibular posterior (55).

La presencia de caries en la porción distal de los dientes remanentes en contacto con la prótesis es otro de los problemas asociados a la PPR ; así como la falta de estética debido a la presencia de los ganchos vestibulares, lo que disminuye la satisfacción del paciente (51, 56).

2.4.2. Prótesis parcial fija sobre implantes

El uso de implantes dentales para tratar el edentulismo parcial posterior es la opción más óptima ya que se puede rehabilitar de forma más eficaz la falta de soporte posterior en comparación con otras opciones terapéuticas (3, 4). Sin embargo, la anatomía del reborde alveolar no siempre es favorable para poder albergar dichos implantes y muchas veces es necesario la realización de cirugías complejas de regeneración ósea previas a la colocación de los implantes. Dichas intervenciones,

más el estado general de salud del paciente pueden suponer un incremento en las complicaciones de la intervención, además de incrementar los costes y tiempo de cicatrización (5, 6).

2.4.3. Alternativas de tratamiento del edentulismo parcial bilateral posterior

Existen varias alternativas al tratamiento convencional del edentulismo parcial posterior, con el fin de poder mejorar los inconvenientes derivados de los tratamientos convencionales como sería el aumento de la estética y estabilidad de la PPR y el hecho de reducir los costes y duración de tratamiento con prótesis fija sobre implantes.

2.4.3.1. Prótesis parcial removible mixta

Una alternativa a la PPR es el uso de anclajes intra o extracoronales de precisión o semiprecisión con elementos resilientes en los dientes remanentes. De esta manera se mejora la estética ya que se eliminan los ganchos vestibulares y se limita el movimiento vertical y lateral de la PPR en los tramos distales bilaterales (57). Sin embargo, a pesar del uso de estos anclajes, la reabsorción del reborde alveolar debajo de las bases de la PPR sigue ocurriendo (58). Además, para tener éxito a largo plazo en el uso de este tipo de anclajes, se deben tallar como mínimo dos dientes por cada tramo edéntulo y ferulizarlos, incrementando los costes económicos y el riesgo de complicaciones futuras (58). Otro problema de este tipo de tratamiento es el desgaste de los anclajes tanto si son de precisión como de semiprecisión con elementos resilientes, lo que obliga a cambiar la PPR o las coronas de los dientes que albergan los componentes de los anclajes (57).

2.4.3.2. Prótesis parcial removible sobre restos radiculares

Utilizar restos radiculares para apoyar una PPR con extensiones distales bilaterales es otra alternativa con ciertas ventajas. Las fuerzas de compresión de la prótesis se transfieren mediante fuerzas de tracción en el hueso cuando estas pasan a través de las raíces y los ligamentos periodontales, en lugar del mucoperiostio y el reborde alveolar (59). Por lo tanto, los tejidos duros y blandos debajo de la base de la prótesis experimentan menos fuerzas tensionales (60). Además, los propioceptores del ligamento periodontal generan una señal ante la sobrecarga fisiológica y previene la reabsorción ósea (59, 60). Sin embargo, la PPR en

combinación con restos radiculares requieren más tiempo de elaboración y suponen un incremento económico, además de requerir procedimientos clínicos y de laboratorio más sofisticados (59, 60). La higiene oral del paciente también debe mantenerse a un alto nivel, de lo contrario el paciente es susceptible a caries dental y enfermedad periodontal que afectaría el pronóstico global del tratamiento (61, 62).

2.4.3.3. Prótesis parcial removible en combinación con implantes dentales

Todos los problemas anteriormente mencionados de las PPR convencionales o mixtas mandibulares con extensión posterior bilateral se podrían mejorar mediante el uso combinado de la PPR con implantes. Se ha propuesto la colocación de dos implantes, uno en cada tramo edéntulo posterior, para transformar una PPR de extensión distal bilateral en una PPR implantosoportada o implantoretendida para ayudar a redistribuir la carga masticatoria posterior y mejorar el diseño de la PPR convencional (10-14, 63). El uso de PPRIS o PPRIR puede llegar a ser una alternativa de tratamiento al uso de prótesis fija con implantes dentales en el edentulismo posterior bilateral cuando el paciente refiere problemas de salud general graves, necesidad de cirugías de regeneración ósea avanzadas o por razones económicas (7).

El primer autor en publicar sobre el uso combinado de implantes y PPR fue Fields y Campfield en el año 1974 (9), usaron un implante laminado para realizar una PPRIS. Los autores concluyeron que el implante había ayudado significativamente a estabilizar la prótesis y había habido una mejoría en cuanto a la satisfacción del paciente (9). Des de entonces se han publicado en la literatura numerosos estudios sobre el uso clínico de PPRIS y PPRIR (10-13, 15, 20, 22-25, 64-87). La mayoría de estos artículos publicados son series de casos y estudios retrospectivos con un nivel de evidencia científica bajo (8, 18). A pesar del bajo nivel de evidencia científica publicado (8, 18), la mayoría de los estudios con un mínimo de dos pacientes y con un seguimiento clínico de más de dos años (10, 12, 15, 22, 25, 68, 71, 78, 87) describieron buenos resultados clínicos de las PPRIS y PPRIR en términos de tasas de supervivencia y éxito de los implantes, complicaciones, supervivencia protésica y satisfacción de los pacientes. Todos los estudios demostraron una mejoría significativa en la función, la estética y la estabilidad de la prótesis; y coincidieron en concluir que estudios clínicos bien diseñados con

periodos de seguimiento más largos, son necesarios para considerar el tratamiento de PPRIS y PPRIR como una opción de tratamiento predecible a largo plazo.

Existen en la literatura algunos estudios retrospectivos de PPRIR a largo plazo, de 8, 10 y 15 años de seguimiento (15, 22, 25). En estos estudios, se incluyeron varias situaciones de edentulismo parcial, desde clases I hasta clases IV de Kennedy, y se describió un óptimo comportamiento clínico de PPRIR con unas tasas de supervivencia de los implantes de entre 90% y 100%. También concluyeron que para obtener buenos resultados clínicos a largo plazo con este tipo de tratamiento es sumamente importante incluir a los pacientes en programas de mantenimiento estrictos (15, 22, 25). Otros estudios retrospectivos similares de Mijiritsky et al. (68) y Bortolini et al. (15) con menores períodos de seguimiento, de 84 meses y 96 meses, respectivamente, llegaron a la conclusión de que la supervivencia y la reabsorción ósea alrededor de los implantes son parecidos a los encontrados en los implantes soportando prótesis fijas. Otros estudios con seguimiento de entre 24 a 43 meses han descrito tasas de supervivencia similares, entre el 90% y 100% (10, 12, 68, 71, 78, 87).

En cuanto al éxito de los implantes en PPRIS y PPRIR se ha evaluado en muy pocos estudios. Los estudios de Bortolini et al. y el El Mekawy et al. describen unas tasas de éxito en el tratamiento de PPRIS del 95% (78) y para el tratamiento con PPRIR del 94% (15).

En general se han observado muy pocas complicaciones en el tratamiento de PPRIS y PPRIR (10, 12, 15, 22, 25, 68, 71, 78, 87). Payne et al. (19) realizó un estudio comparativo del rendimiento clínico entre una PPR convencional, una PPRIS y una PPRIR en un mismo paciente. Observaron una mejoría significativa en cuanto a la función y la satisfacción del paciente cuando la prótesis fue asistida con pilares con un sistema retentivo tipo bola. Sin embargo, se observaron más complicaciones protésicas en este tipo de tratamiento como: activación y desactivación de las partes retentivas de la bola, desajuste de los ganchos vestibulares y fracturas del acrílico en las base de la prótesis (19).

La pérdida de los implantes en este tipo de tratamiento parece que no afectaría a la supervivencia de la prótesis en la mayoría de ocasiones, ya que, según diversos estudios la nueva posición del implante reemplazado no significó

realizar una nueva prótesis, haciendo este tratamiento una opción muy versátil (22) (15, 87). Sin embargo, hay dos estudios en los que la estructura metálica de la prótesis se fracturó (12, 87) y se tuvo que volver a confeccionar. Al respecto, los autores concluyeron que era necesario realizar un correcto diseño de la estructura metálica de la PPR alrededor del elemento de soporte o del retentivo para evitar complicaciones como las que les acontecieron (12, 22, 87).

La posición del implante a lo largo del tramo edéntulo en la PPRIS y PPRIR ha sido un tema de debate en numerosos estudios clínicos, ya que la posición del implante puede tener un efecto crucial en la distribución de fuerzas masticatorias a través de la prótesis, dientes remanentes, mucosa y hueso alveolar (10, 13, 14, 19-25). Cuando nos encontramos con un edentulismo parcial posterior tipo clase I o II de Kennedy, los estudios clínicos sugieren que la colocación de los implantes sea en la zona de primer o segundo molar con el fin dar mas apoyo y estabilidad a la prótesis (14, 17, 20-22). Sin embargo, muchas veces debido a la reabsorción alveolar en dichas zonas no existe suficiente hueso para colocar los implantes y estos solamente pueden ir colocados en zonas más anteriores, de los primeros premolares y caninos (15, 25, 87). Por otra parte, algunos autores recomiendan la colocación de los implantes cerca de los dientes remanentes siguiendo una colocación protésicamente guiada, para poder utilizar estos implantes en una posible futura prótesis fija sobre implantes (12, 14, 22).

En cuanto al uso del sistema retentivo en PPRIR existe en la literatura una gran heterogeneidad de sistemas retentivos utilizados, siendo el retenedor tipo bola el más utilizado (15, 19, 25, 68, 71). El uso de retenedores tipo Locator® en sobredentaduras han demostrado que pueden proporcionar una mayor retención y estabilidad de la prótesis en comparación con la bola y otros sistemas retentivos de tipo magnético (88-90). Sin embargo, el uso del retenedor Locator® en PPRIR se ha descrito en pocas publicaciones (22, 23, 87). En el estudio retrospectivo realizado por Ortiz-Puigpelat et al. (87) se utilizó únicamente el retenedor Locator® y se describieron mínimas complicaciones prostodónticas y no se observó ningún aflojamiento del retenedor. Resultados similares han sido encontrados en estudios de sobredentaduras mandibulares soportadas por retenedores Locator® (91). No

obstante, existe un vacío en la literatura que recomiende el sistema retentivo más adecuado en el tratamiento con PPRIR.

La satisfacción del paciente respecto a PPRIS y PPRIR ha sido evaluado en varios estudios retrospectivos (12, 15, 25, 87), utilizando cuestionarios simples de satisfacción. Todos ellos obtuvieron buenos niveles de satisfacción en ambos tratamientos. Recientemente se han publicado varios estudios clínicos prospectivos en los que no solamente se evalúa la satisfacción del paciente respecto al tratamiento con PPRIR, sino que también el impacto de este tipo de tratamiento en la salud oral de los pacientes (24, 76, 84). Dichos estudios concluyeron que el tratamiento con PPRIR es la opción preferente para aquel paciente insatisfecho con su PPR convencional y que por algún motivo no puedan realizarse otro tipo de tratamiento más complejo. También mencionaban que con este tipo de tratamiento se aumenta el confort y la estabilidad de la prótesis, lo que repercutía positivamente en la calidad de la salud oral de los pacientes (24, 76, 84).

Existen también estudios clínicos prospectivos en los que se evalúa la capacidad masticatoria en el tratamiento con PPRIR (79, 84, 85). Estos estudios mencionan que mediante el tratamiento con PPRIR se aumenta la capacidad y fuerza masticatoria, y consecuentemente se mejoraba la absorción de alimentos por parte del paciente (84, 85).

La evidencia científica de la PPRIR se basa principalmente en estudios retrospectivos y en pocos estudios clínicos prospectivos controlados. A pesar de esta limitación, estos estudios indican que la función, la estética y la conservación de las estructuras de los tejidos duros y blandos pueden ser mejoradas en comparación con una PPR convencional (18). La PPRIR puede representar una alternativa de tratamiento para rehabilitaciones orales más complejas. Sin embargo, algunos aspectos siguen sin estar resueltos y que podrían reducir el éxito y la supervivencia del tratamiento a largo plazo (8).

2.5. El análisis de elementos finitos en implantología dental

El análisis de elementos finitos (AEF), también llamado método de elementos finitos, es una técnica de análisis numérico usado ampliamente para resolver problemas de ingeniería y biomecánica antes de que estos ocurran en un escenario

real (92). El modelo de elementos finitos se basa en dividir un objeto sólido en diversos elementos que están conectados por un punto nodal común. A cada elemento se le asigna unas propiedades físicas determinadas correspondientes a las propiedades del objeto a estudiar. El primer paso en esta metodología consiste en subdividir la compleja geometría del objeto en un conjunto de pequeños elementos de dimensiones finitas, de aquí el nombre de elementos finitos (26).

El AEF se ha convertido en uno de los métodos de ingeniería computacional más exitoso y en una de las herramientas de análisis más útiles desde los años 1960 (93). Recientemente está mostrando una capacidad y versatilidad abrumadora en la investigación de los implantes dentales (26, 92, 94-115). En la literatura de implantología dental, los estudios de AEF se pueden clasificar en: estudios sobre el diseño de los implantes, estudios del hueso periimplantario y estudios de las restauraciones sobre implantes (26).

2.5.1. Parámetros o variables de estudio de los AEF

Generalmente, los estudios de implantología que usan el AEF para evaluar el comportamiento biomecánico de determinadas estructuras biológicas y no biológicas, se basan en el análisis de varios parámetros o variables y fundamentalmente son: los valores de desplazamientos, valores de deformación y valores de tensiones mecánicas.

Los desplazamientos nos muestran las zonas de las estructuras que han sufrido un desplazamiento en el espacio, por lo tanto, no indican valores de deformación. Normalmente, en AEF en implantología estos valores se expresan en milímetros (mm), debido al pequeño tamaño de las estructuras a evaluar (26, 116).

Las deformaciones hacen referencia a cualquier cambio en forma o tamaño de una determinada estructura, bajo la aplicación de una determinada fuerza. Estas fuerzas pueden ser tensionales, compresivas, cizallamiento o torsión (117). Dependiendo del tipo de material, tamaño y geometría de la estructura, y las fuerzas aplicadas, pueden dar lugar a varios tipos de deformación. La deformación elástica es un tipo de deformación reversible. Una vez que las fuerzas ya no se aplican, el objeto vuelve a su forma original. La deformación plástica es irreversible. Sin embargo, un objeto en el rango de deformación plástica primero habrá

experimentado una deformación elástica, que es reversible, por lo que parte del tamaño de la estructura volverá a su forma original. La fractura es un tipo de deformación irreversible. Una fractura se produce después de que el material ha alcanzado el final de los rangos de deformación elástica y plástica. En este punto, las fuerzas se acumulan hasta que son suficientes para causar la fractura. Todos los materiales eventualmente se pueden fracturar, si se aplican fuerzas suficientes (117). Las deformaciones generalmente se expresan en mm/mm o % indicando el grado de cambio en tamaño de la estructura respecto su tamaño original.

La tensión mecánica, es la magnitud de las fuerzas que actúan dentro de un cuerpo deformable. La unidad de medida de esta tensión es la de la presión, el pascal (Pa), que es equivalente a 1 Newton (fuerza) por metro cuadrado (unidad de superficie), es decir N/m². En numerosas publicaciones la tensión es a menudo medido en mega pascales (MPa). La tensión es directamente proporcional a la fuerza e inversamente proporcional a la área a través de la cual se aplica la fuerza. Cuando se aplica una fuerza a una masa, se produce una deformación como resultado de esta fuerza. La tensión es una medida normalizada de deformación que representa el desplazamiento entre las partículas dentro de un cuerpo con respecto a un punto de referencia (26, 116). En los estudios relacionados con el AEF en implantología, con frecuencia se utiliza la tensión de Von Mises (tensión de tracción equivalente) para el análisis e interpretación de los resultados de la simulación. Cuando se aplica una fuerza específica a un cuerpo, la tensión de Von Mises es el criterio utilizado para determinar los principios de la energía de deformación. Se producen 3 tensiones principales que corresponden a las 3 dimensiones del espacio: X, Y, Z (26, 116). El criterio de Von Mises se refiere a una fórmula para la combinación de estas 3 tensiones en un esfuerzo equivalente, que luego se compara con el límite elástico del material (26, 116). Las tensiones principales se clasifican como máximas, intermedias y mínimas. La tensión principal máxima es un valor positivo que indica tensión de tracción más alta.

El análisis e interpretación de estos parámetros o variables consiste en localizar y determinar la concentración y distribución de los diferentes desplazamientos, las tensiones y deformaciones en la superficies de un determinado objeto (93). Es preferible pues que este objeto sepa distribuir eficazmente y de una manera favorable estos parámetros en toda su geometría para así evitar posibles

roturas o zonas de fractura mecánica (94). De esta manera se pueden determinar los puntos débiles mecánicos y por lo tanto poder realizar su pertinentes modificaciones a su geometría o cambiando su posición de trabajo, evitando así problemas en el modelo real (94).

2.5.2. Proceso de una simulación del AEF en implantología

La realización de cualquier estudio de AEF consta de tres fases importantes en su ejecución: fase de modelización, fase de cálculo y análisis de los resultados. Toda simulación de AEF se realiza mediante el uso de programas informáticos especializados.

2.5.2.1. Fase de modelización

La fase de modelización es la más importante de todas las fases ya que nos asegura una óptima calidad de la simulación (118). En ella debe conseguirse un modelo adecuado para cumplir no solo con los requisitos de los objetivos del estudio, sino además un modelo que simplifique la complejidad del cálculo computacional, reduciendo así el tiempo necesario para obtener los resultados (118) (119, 120). Los pasos necesarios previos para obtener un correcto modelo para el AEF se explican en detalle a continuación.

2.5.2.1.1. Obtención del modelo de AEF

El modelo de trabajo final puede estar compuesto por varios modelos diferentes. El uso del AEF en estudios de implantología conlleva obtener modelos biológicos del hueso alveolar. Dichos modelos se pueden obtener creándolos a través de diversos tipos de programas informáticos, importarlos de archivos ya existentes o bien basarse en modelos reales digitalizados mediante escaneado. Los modelos usados suelen ser básicamente modelos bidimensionales y tridimensionales, siendo los modelos en tres dimensiones los de elección, ya que ofrecen una simulación más realista (121).

El uso de las exploraciones de tomografía computerizada realizada a paciente reales como fuente de modelos para la simulación del hueso alveolar en AEF está siendo utilizado de forma cada vez mas rutinaria, ya que permite obtener un modelo tridimensional con una representación anatómica más detallada (122-125).

Los modelos no biológicos como las prótesis, los implantes dentales y sus componentes, también pueden crearse con ayuda de programas informáticos. En el caso de las prótesis, preferentemente, se obtienen a partir del escaneado de un modelo real. En el caso de los modelos de los implantes y sus componentes, éstos se obtienen de los propios fabricantes que ya disponen de dichos modelos ya digitalizados (26), si bien pueden ser escaneados, pero con dificultad y limitaciones.

2.5.2.1.2. Simplificación del modelo de AEF

Una vez obtenido el modelo de trabajo es importante realizar una simplificación de las superficies más complejas del modelo para limitar las dificultades computacionales de cálculo asociadas (119, 120). Dicha simplificación consiste en limpiar el modelo de imperfecciones, reducir el tamaño del modelo de trabajo y simplificar la geometría de elementos o áreas del modelo que no sean el objetivo de la simulación. Estas simplificaciones se realizan con programas informáticos que permiten manipular dichos modelos y que también permiten realizar el ensamblado del modelo final si este está compuesto por varios elementos o estructuras diferentes.

2.5.2.1.3. Creación del mallado

Para poder subdividir el objeto de estudio en elementos finitos más pequeños es necesario simplificar la complejidad de la superficie del modelo usando una malla digital compuesta por formas geométricas como: triángulos, rectángulos o poliedros. Las dimensiones y formas de éstas formas variará en función del grado de detalle y precisión que se quiera obtener en los resultados de la simulación, y del tamaño y complejidad del objeto. Así, como más pequeño y complejo sea el objeto a estudiar y mayor sea la precisión que se desee obtener, más compleja y de menor tamaño deberá ser la forma y el tamaño geométrico a utilizar (26). Los puntos de unión entre las diferentes formas geométricas que componen la malla y localizados en los vértices de su geometría son llamados nodos o puntos nodales.

2.5.2.1.4. Asignación de las propiedades físicas

Una vez obtenido el modelo/os de trabajo se les debe asignar propiedades mecánicas: Estas pueden ser: isotrópicas, anisotrópicas y ortotrópicas (26). Los materiales isotrópicos son materiales cuyas propiedades son iguales en todas la

direcciones, los anisotrópicos son materiales en los que sus propiedades mecánicas varían en función de la dirección y los materiales ortotrópicos son materiales en los que sus propiedades materiales varían a lo largo de cada eje del espacio X, Y y Z (26). Generalmente, en los estudios de AEF en implantología dental se usan materiales con propiedades isotrópicas para reducir las dificultades asociadas al cálculo computacional (126-129). Al asignar dichas propiedades se deben tener en cuenta dos constantes independientes que son: el módulo de Young y el coeficiente de Poisson (26, 92). El módulo de Young es una medida indicadora de la rigidez de un material elástico (26, 92). Por otro lado, cuando un material se comprime en una dirección, por lo general, tiende a expandirse en las otras dos direcciones perpendiculares a la dirección de compresión. Este fenómeno se denomina el efecto de Poisson. El coeficiente de Poisson es una medida del efecto de Poisson (26, 92). Por consiguiente cada material tiene un módulo de Young y un coeficiente de Poisson determinados. Es por eso que se debe elegir el módulo de Young y el coeficiente de Poisson adecuado para cada material que se quiera simular (26, 92).

Otra propiedad que generalmente se le atribuye a los materiales usados en estudios con implantes es la deformación. En ingeniería de materiales la deformación se puede expresar como elasticidad lineal o no lineal. La elasticidad lineal es una característica de los materiales por la que la deformación es proporcional a la carga, y la deformación desaparece con la descarga (26, 92). Sin embargo, hay algunos materiales como algunos tejidos blandos biológicos que tienen un comportamiento no lineal, como el ligamento periodontal (130). En estos casos la deformación no es proporcional a la carga mecánica que recibe (130, 131). Uno de los primeros autores en darse cuenta de este fenómeno de no linealidad en el ligamento periodontal fue Parfitt GJ en 1960 (132). La aplicación de estas características en los modelos de AEF es muy importante para poder obtener resultados más cercanos a la realidad (130, 131, 133, 134).

Cada vez mas estudios de AEF en odontología están asignando dicha propiedad, especialmente en estudios de ortodoncia y de prótesis dental dónde el complejo dentoalveolar pueda ser objeto de estudio (130, 131,134, 135).

Otra parte importante son las zonas de interferencia entre los diferentes materiales. Normalmente en el AEF usado en implantología se considera la interfase entre los diferentes materiales como condiciones de adhesión al 100% (26, 118).

2.5.2.1.5. Asignación de las condiciones de contorno al modelo

En el análisis estructural de elementos finitos las condiciones del contorno de los modelos son aquellas zonas del modelo en que puede tener restricciones de movimiento en cuanto a la dirección y/o rotación (grados de libertad), o no tener movimiento (cero movimiento o zonas fijas). Normalmente, a los objetos se le debe asignar una zona fija en alguna parte de los límites de su geometría para asegurar el equilibrio de la solución computacional. Las restricciones de movimiento, deben ser colocados en los nodos de la malla que se encuentran lejos de la región de interés a estudiar, para evitar la superposición de los campos de fuerzas tensionales o de tensión asociados a las fuerzas de reacción con la interfaz entre dos modelos de estudio como sería la interfaz entre el implante y el hueso (136). En general, la posición alejada de dichas restricciones se intentan situar en zonas como lo haría el modelo real. Por ejemplo, en el estudio de implantes dentales en la zona mandibular, las zonas de restricción se situarían en la zona de la articulación temporomandibular (ATM) o la inserción de la musculatura de la masticación (137).

2.5.2.1.6. Asignación de las fuerzas mecánicas

Una vez asignado al modelo las condiciones de contorno, se deben asignar la magnitud, el tipo y la dirección de las fuerzas mecánicas, intentando simular las fuerzas masticatorias reales. La magnitud real de las fuerzas masticatorias puede oscilar entre los 17 N y los 450 N (138). Morneburg et al. (138) en un estudio clínico con 9 pacientes determinó que la fuerza media masticatoria es de 200 N con una desviación estándar de ± 67 N. Las fuerzas de la masticación pueden ser de tracción, compresión o de cizallamiento. Las fuerzas de compresión empujan los objetos uno hacia el otro. Las fuerzas de tracción tiran de los objetos separándolos. Las fuerzas más perjudiciales que pueden aumentar la tensión alrededor de la interfase hueso-implante y el conjunto de prótesis son las fuerzas de tracción y de cizallamiento (139). En la masticación real el patrón repetido de fuerzas cíclicas transmite la carga a través de la restauración y los implantes dentales al hueso periimplantario. Esto genera diferentes cantidades de fuerzas tensionales alrededor de la cresta ósea y

también en la estructura protésica. La inclinación de estas fuerzas durante la masticación normal, suelen tener entre 70° y 90° (110, 127, 140-142), casi axiales. Sin embargo, las fuerzas cíclicas aleatorias no son fácilmente simuladas en el AEF (143). Para una simulación realista se utilizan generalmente cargas oblicuas combinadas (axiales y no axiales). En la literatura de AEF en implantología se han usado cargas axiales desde 50 N hasta 300 N y cargas oblicuas menores a 70°, (entre 30° y 45°), para intentar simular un componente de fuerza cíclico más desfavorable (109, 144). Para obtener una simulación más realista se debería describir la zonas de aplicación de las fuerzas. Dichas fuerzas deberían estar situadas en el reborde de las cúspides y en toda la superficie oclusal (26, 119, 145).

2.5.2.2. Fase de cálculo

Una vez realizados todos los pasos previos anteriormente mencionados ya se obtiene un modelo preparado para poder realizar la simulación mediante AEF. El paso siguiente es elegir el tipo de cálculo de simulación adecuado para el tipo de estudio a realizar. Esencialmente existen dos tipos de cálculo: el estructural estático y el estructural dinámico. El cálculo estructural estático es aquel en el que las fuerzas aplicadas son la mismas en el tiempo. Sin embargo, el estructural dinámico es el que tiene en cuenta una variación de fuerzas en función del tiempo de carga. Normalmente el tipo de cálculo de AEF en implantología es el estructural estático (26). También se debe adecuar el cálculo al tipo de propiedades lineales o no lineales que se hayan asignado a los diferentes materiales que componen el modelo de trabajo (130, 131, 134, 135). Este cálculo de simulación se realiza normalmente mediante programas informáticos especiales para este tipo de operaciones.

2.5.2.3. Análisis de los resultados de la simulación

Los resultados obtenidos después de una simulación de AEF suelen dividirse en desplazamientos expresados en milímetros (mm), tensiones expresadas normalmente en pascales (Pa) o megapascales (MPa) y las deformaciones expresadas en porcentajes (%) (146). Estos valores se acompañan de un mapa de distribución de los valores mínimos (coloración azul) y los máximos (coloración roja).

Estos mapas son generados automáticamente por los programas informáticos específicos para la realización del AEF.

2.5.3. Estudios de elementos finitos en PPRIS y PPRIR

El AEF ha sido usado para estudiar el comportamiento de PPRIS y PPRIR en numerosos estudios publicados en la literatura (21, 27-34). Se pueden dividir estas publicaciones según el tipo de modelo de AEF utilizado: modelos bidimensionales y modelos tridimensionales.

2.5.3.1. Estudios de AEF en PPRIS y PPRIR bidimensionales

Maeda et al. (27) realizaron un AEF usando un modelo mandibular y evaluaron el comportamiento biomecánico de una PPRIS y una PPR, y comparándolos con el modelo control totalmente edéntulo. Los autores concluyeron que la PPR solamente era capaz de mantener una correcta distribución de fuerzas a nivel de la articulación temporomandibular (ATM) y que el uso de una PPRIS no solo podía establecer una oclusión molar estable sino que además podía prevenir una reabsorción ósea tanto en la ATM como en el reborde alveolar.

Verri et al. (28) trataron de evaluar la influencia de la longitud y diámetro del implante en PPRIS. Para ello crearon 6 modelos hemimandibulares (una sección correspondiente a un cuadrante inferior mandibular) donde se colocaron diferentes tamaños de implantes en la posición del segundo molar. Las conclusiones de su estudio fueron que el incremento de la longitud y del diámetro redujeron significativamente el desplazamiento de la prótesis, así como los valores de tensión de Von Mises.

Cunha et al. (21) intentaron esclarecer que posición del implante dentro del tramo edéntulo distal era el más adecuado para favorecer la estabilidad de la PPRIS. Se usaron los modelos hemimandibulares donde se colocaban los implantes en la posición de primer premolar, primer molar y segundo molar. En su estudio concluyeron que colocar el implante en la zona del primer molar era la opción que ofrecía menor desplazamiento de la prótesis. Estos resultados entrarían en contradicción con estudios clínicos e in vitro que recomiendan una posición a nivel del segundo molar, a fin de estabilizar la prótesis (14, 17, 20, 22).

Pellizzer et al. (29) quisieron observar que tipo de soporte y sistema retentivo era mejor para estabilizar una PPRIS o PPRIR. Se elaboraron 4 modelos hemimandibulares en los que al implante se le colocaba un pilar de cicatrización, un retenedor tipo ERA®, un anclaje tipo bola y una corona fija atornillada. Las conclusiones del estudio fueron que la asociación del implante con el retenedor tipo ERA® fue la combinación más favorable en cuanto la distribución de tensiones. Sin embargo, existe una falta de consenso en la literatura sobre cuál es el sistema retentivo ideal para retener una PPR (8, 16, 18, 147).

Santos et al. (30) evaluaron si la inclinación de un implante distal situado en la posición del segundo molar tenía alguna repercusión en la distribución de fuerzas tensionales y la deformación de la PPRIS. Para ello elaboraron cuatro modelos de AEF. en los que colocaron el implante con una se inclinación de 0°, 5°, 15° y 30°, respecto al eje vertical. Determinaron que el implante recto o ligeramente inclinado unos 5° mejoraba la distribución de las fuerzas tensionales de fuerzas de la PPRIS y no representaba un riesgo biomecánico para todo el conjunto.

Cunha et al. (31) quisieron evaluar si la inclinación del reborde alveolar en sentido anteroposterior podía llegar a ser un riesgo biomecánico para el uso de PPRIS. Mediante modelos hemimandibulares simularon dos tipos de inclinaciones, una descendiente hacia distal y la otra descendiente hacia mesial. Colocaron los implantes en la zona del segundo premolar y en la del segundo molar para una PPRIS. Los resultados más favorables fueron para el modelo en el que el reborde alveolar descendía hacia distal. La colocación del implante en la posición del segundo premolar fue la mejor independientemente de la inclinación del reborde.

En la mayoría de estos estudios (21, 28-31) se usaron modelos en dos dimensiones, con lo que no se pudo reproducir la misma morfología de una mandíbula real. Por consiguiente, se comete un error de simplificación que hace que los resultados obtenidos puedan alejarse de la realidad (26). No obstante, la simplificación es un proceso inherente a los AEF que tiene por finalidad facilitar la elaboración del modelo y del tiempo de cálculo (148). Pero dicha simplificación debería ser la mínima posible acorde con las nuevas tecnologías disponibles hoy en día (26). También presentan la limitación de utilizar fuerzas masticatorias de hasta 50 N repartidas en 5 puntos de aplicación, cada una de ellas de 10 N de magnitud

en dirección axial y oblicua a 45° en dirección mesial-distal y distal-mesial. Dicha aplicación de fuerzas no es suficientemente representativa de las fuerzas masticatorias que se pueden encontrar en una masticación de un paciente real (149). Tampoco tuvieron en cuenta el comportamiento no lineal del ligamento periodontal. El implante que usaron en estos estudios (21, 28-31) fue un implante de conexión externa hexagonal tipo Brånemark (Brånemark System, Nobel Biocare Holding AG, Zurich, Switzerland), dicha conexión ha demostrado tener un índice más elevado de aflojamiento del retenedor protésico (150) y la tendencia actual es la de utilizar implantes de conexión interna especialmente para el uso de pilares unitarios (150).

2.5.3.2. Estudios de AEF en PPRIR tridimensionales

Shahmiri et al. en 2013 y 2014 (32, 34) han sido hasta la fecha las únicas publicaciones acerca del comportamiento biomecánico de la PPRIR en modelos de AEF tridimensionales. En 2013 (32) publicaron el primer estudio donde quisieron observar el efecto de un implante Tissue Level® de Straumann® (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) con conexión interna octogonal en la distribución de cargas mecánicas en la PPRIR. Para ello elaboraron un modelo digital de una mandíbula humana y colocaron un implante en el área del segundo molar. Dicho implante llevaba una sistema retentivo tipo bola. A todo el conjunto le aplicaron fuerzas axiales bilaterales de 120 N. Observaron que hubo unas diferencias de deformación críticas entre el acrílico y la estructura metálica que hubieran podido ser un factor de fractura de la base acrílica. La estructura metálica mostró altos niveles de tensión en la zona los conectores mayores y menores alrededor de los dientes, mientras que los componentes de los implantes del retenedor tipo bola transfirieron la carga directamente al acrílico. En 2014 (34) usando el mismo modelo que usaron en el 2013, quisieron comprobar si la posición de un apoyo oclusal de la estructura metálica en el diente más distal tenía algún efecto biomecánico en la PPRIR. Para ello elaboraron dos modelos de estructuras metálicas, una con un apoyo oclusal situado en la cara distal del diente más distal de los remanentes y otro con el apoyo localizado en la cara mesial de ese mismo diente. Los resultados indicaron que colocando el apoyo en la cara distal se mejoraba la distribución de fuerzas tensionales en la estructura metálica y en la resina. No obstante estos estudios no tuvieron en cuenta el comportamiento de deformación no lineal del ligamento

periodontal y tampoco el hecho de aplicar fuerzas masticatorias oblicuas con algún tipo de inclinación.

En términos generales se puede decir que ha habido mucha investigación tanto a nivel de estudios clínicos como *in vitro* en el uso combinado de implantes y prótesis parcial removible para el tratamiento del edentulismo parcial bilateral posterior. Sin embargo, la posición del implante dentro del tramo edéntulo como el sistema retentivo más eficaz para mejorar la efectividad del tratamiento, siguen siendo temas que continúan creando mucha controversia. Hasta la fecha no se ha publicado ningún estudio de AEF que utilice un modelo tridimensional y que tenga en cuenta la deformación no lineal del ligamento periodontal para evaluar el comportamiento biomecánico de una PPRIR o una PPRIS colocando un implante en diferentes posiciones dentro del tramo edéntulo distal y tampoco se ha evaluado el comportamiento biomecánico de estos tratamientos con diferentes sistemas retentivos y de soporte. El hecho de realizar estudios mediante el AEF con un correcto diseño metodológico, nos permitiría orientar el tratamiento clínico de estos tratamientos de una manera más eficaz desde el punto de vista biomecánico.

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

3.1. Hipótesis nula

H0: Las diferentes posiciones del implante dentro del tramo edéntulo no producen diferentes efectos biomecánicos en cuanto a desplazamientos y tensiones en las diferentes estructuras y a la deformación no lineal del ligamento periodontal.

3.2. Hipótesis alternativa

H1: Las diferentes posiciones del implante dentro del tramo edéntulo producen diferentes efectos biomecánicos en cuanto a desplazamientos y tensiones en las diferentes estructuras y a la deformación no lineal del ligamento periodontal.

3.3. Hipótesis nula

H0: Los diferentes sistemas de soporte o retentivos no producen diferentes efectos biomecánicos en cuanto a desplazamientos y tensiones en las diferentes estructuras y a la deformación no lineal del ligamento periodontal.

3.4. Hipótesis alternativa

H1: Los diferentes sistemas de soporte o retentivos producen diferentes efectos biomecánicos en cuanto a desplazamientos y tensiones en las diferentes estructuras y a la deformación no lineal del ligamento periodontal.

4. OBJETIVOS

4.1. Objetivo principal:

Evaluar el comportamiento biomecánico de prótesis parciales removibles implantosoportadas (PPRIS) e implantoreténidas (PPRIR) con el uso de un implante Ankylos® en una situación de clase I Kennedy mandibular y mediante una simulación de análisis de elementos finitos (AEF).

4.2. Objetivos específicos:

1. Determinar los desplazamientos y sus distribuciones globales del conjunto mandíbula-prótesis, el desplazamiento y distribución individual de la prótesis y del diente adyacente al tramo edéntulo, en ausencia y presencia de un implante Ankylos® con un pilar retentivo tipo Locator® localizado en la posición de un segundo molar, un primer molar y la zona intermedia de premolares.
- 2- Determinar las tensiones mecánicas y sus distribuciones en el hueso mandibular, la encía, el diente, el ligamento periodontal, el implante la estructura metálica y la base de resina de la prótesis, en ausencia y presencia de un implante Ankylos® con un pilar retentivo tipo Locator® localizado en la posición de un segundo molar, un primer molar y la zona intermedia de premolares.
3. Determinar la deformación no lineal y su distribución en el ligamento periodontal, en ausencia y presencia de un implante Ankylos® con un pilar retentivo tipo Locator®, localizado en la posición de un segundo molar, un primer molar y la zona intermedia de premolares
4. Determinar los desplazamientos y sus distribuciones globales del conjunto mandíbula-prótesis, el desplazamiento y distribución individual de la prótesis y del diente adyacente al tramo edéntulo, en ausencia y presencia de un implante Ankylos® localizado en el primer molar, con un retenedor tipo bola, un retenedor tipo ERA®, un retenedor tipo Locator® y un pilar de cicatrización como soporte.
5. Determinar las tensiones mecánicas y sus distribuciones en el hueso mandibular, la encía, el diente, el ligamento periodontal, el implante la

estructura metálica y la base de resina de la prótesis, en ausencia y presencia de un implante Ankylos® localizado en el primer molar, con un retenedor tipo bola, un retenedor tipo ERA®, un retenedor tipo Locator® y un pilar de cicatrización como soporte.

6. Determinar la deformación no lineal y su distribución en el ligamento periodontal, en ausencia y presencia de un implante Ankylos® localizado en el primer molar con un retenedor tipo bola, un retenedor tipo ERA®, un retenedor tipo Locator® y un pilar de cicatrización como soporte.

5. MATERIALES Y MÉTODO

El proyecto de este estudio fue aprobado por el Comité de Ético de Investigación (CER) de la facultad de odontología de la Universitat Internacional de Catalunya con el código CIR-ELB-2011-01-NF (Anexo II).

La elaboración del estudio se compone de 5 etapas: obtención de los modelos de trabajo, modelación de las geometrías de los diferentes componentes, preprocesado, cálculo de simulación en AnsysWorkbench® versión 15 (ANSYS, Inc. Technology Drive, Canonsburg, PA, USA) y análisis de los resultados. La modelación, el preprocesado y el cálculo de la simulación se realizaron por ingenieros de simulación de AEF del ASCAMM Fundació Privada (Technology Center, Cerdanyola del Vallès, Barcelona, España).

5.1. Obtención de los modelos de trabajo

El modelo tridimensional del hueso mandibular y los dientes, se obtuvo de una exploración tomográfica de haz de cono (Figura 1) realizada a una paciente que acudió a la Clínica Universitaria de Odontología (CUO) de la Universitat Internacional de Catalunya (UIC), para realizarse un tratamiento con implantes dentales. Todos los pacientes de la CUO, al ingresar por primera vez en la clínica, firman un consentimiento informado donde se explica que las pruebas diagnósticas tanto clínicas como radiológicas pueden ser objeto de estudio (Anexo III). Dicha paciente presentaba un edentulismo mandibular bilateral posterior (clase I Kennedy) y dientes en la zona anterior, de canino a canino. La exploración tomográfica fue visualizada mediante el programa i-CAT Vision software® versión 1.8.1.10 (Imaging Sciences International 1910 North Penn Road, USA) y se pudo comprobar que en el tramo edéntulo había suficiente disponibilidad ósea para albergar implantes dentales sin necesidad de realizar ningún tipo de regeneración ósea.

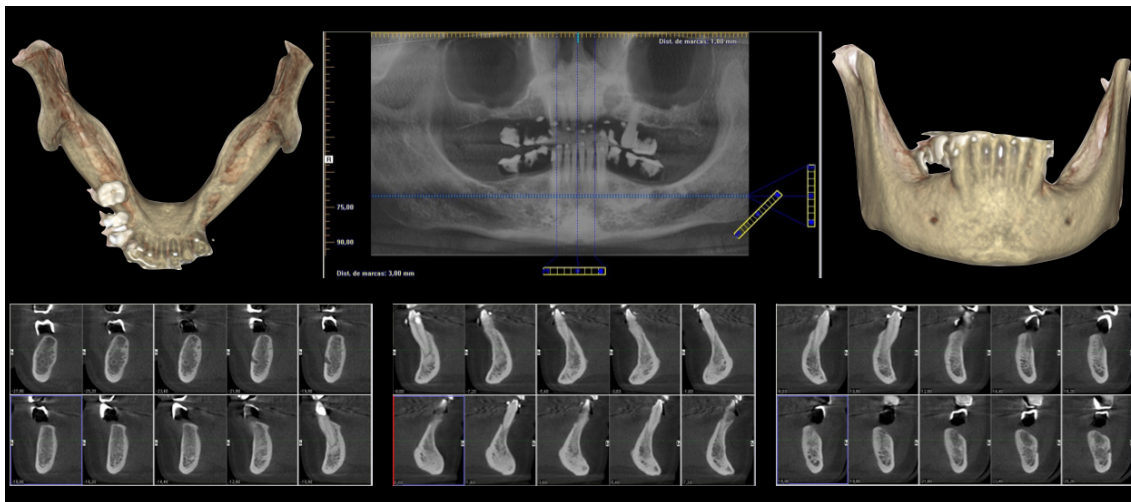


Figura 1. Exploración tomográfica de haz de cono de la paciente. Visualización en diferentes corte seccionales para comprobar el grosor del reborde alveolar.

A partir de la exploración en formato “Digital Imaging Communications in Medicine” (DICOM) se convirtió dicho fichero a un formato “Stereolithography” (STL), mediante el software InVesalius® versión 3.0 (Edgewall Software, Brazil). Mediante este software se diferenciaron digitalmente por densidades el hueso de los dientes para que en el modelo impreso se pudieran desmontar los dientes de sus alveolos. Después con el programa de impresión 3D, Formlabs (Formlabs Inc. Somerville, MA, USA), se imprimió un modelo real tridimensional mediante sinterizado (Figura 2).

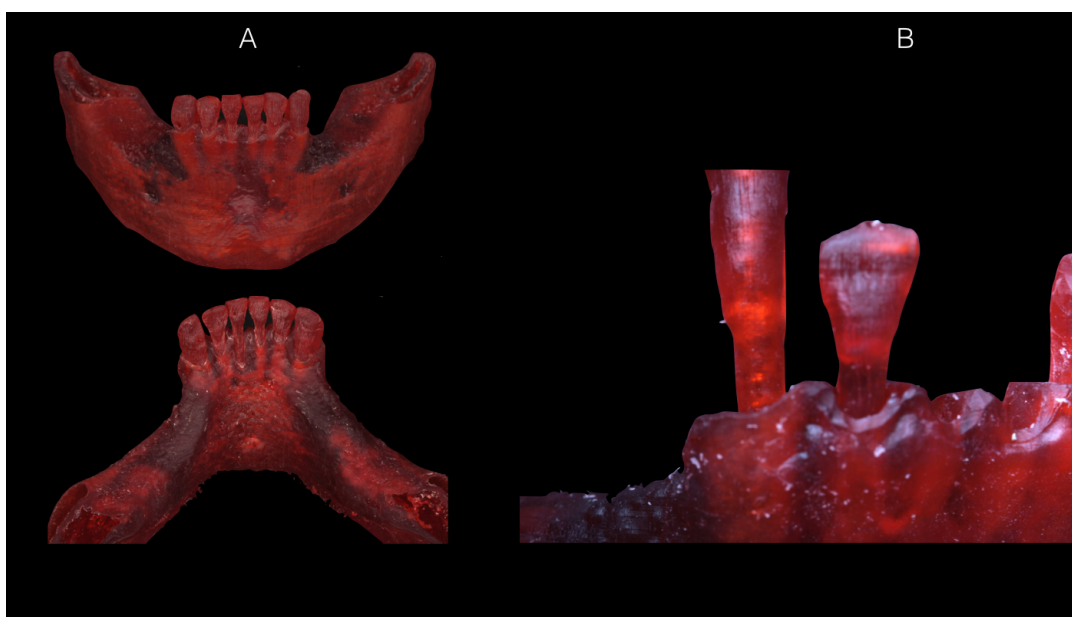


Figura 2. Modelo sinterizado obtenido a partir del fichero STL. A: vista frontal y desde lingual. B: Los dientes son desmontables del modelo.

El modelo sinterizado se duplicó mediante una impresión con hidrocoloide irreversible (Figura 3) y se obtuvo un modelo de yeso (Figura 4) para modelar en cera un grosor de encía uniforme de 2,5 mm que cubrió el reborde alveolar y se extendió alrededor de los dientes remanentes (Figura 5). Se elaboró una llave de silicona de ese modelado y se inyectó silicona rosa tipo Gi-Mask® en dicha llave que fue colocada en el modelo sinterizado, para poder obtener un modelo con encía desmontable (Figura 6).

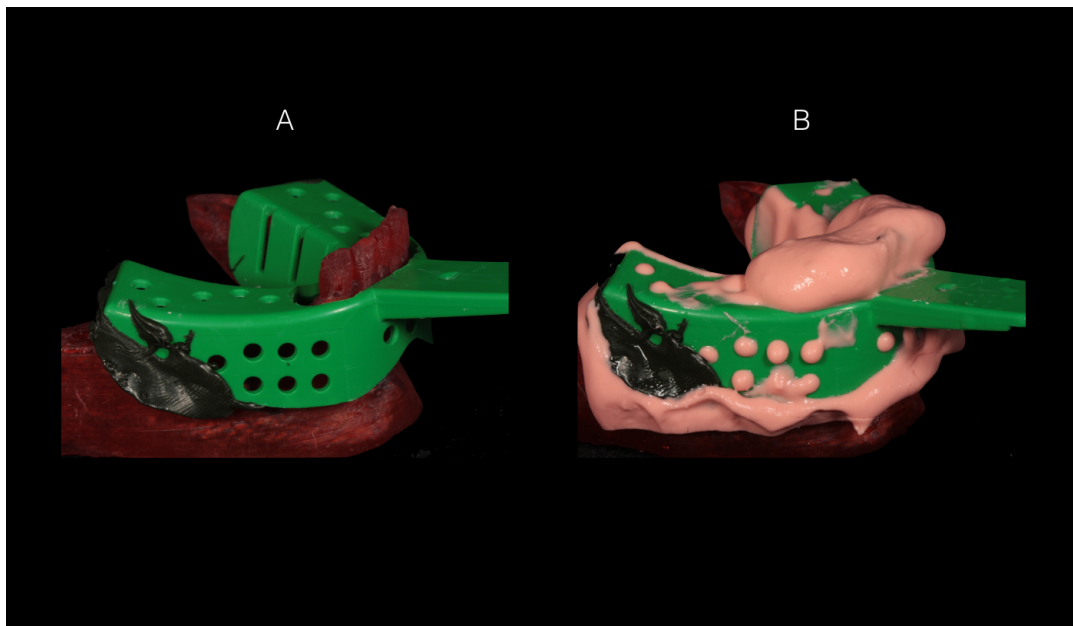


Figura 3. Toma de impresiones del modelo sinterizado. Comprobación de la cubeta, A. Impresión con hidrocoloide irreversible, B.



Figura 4. Diversas vistas del modelo de yeso obtenido.

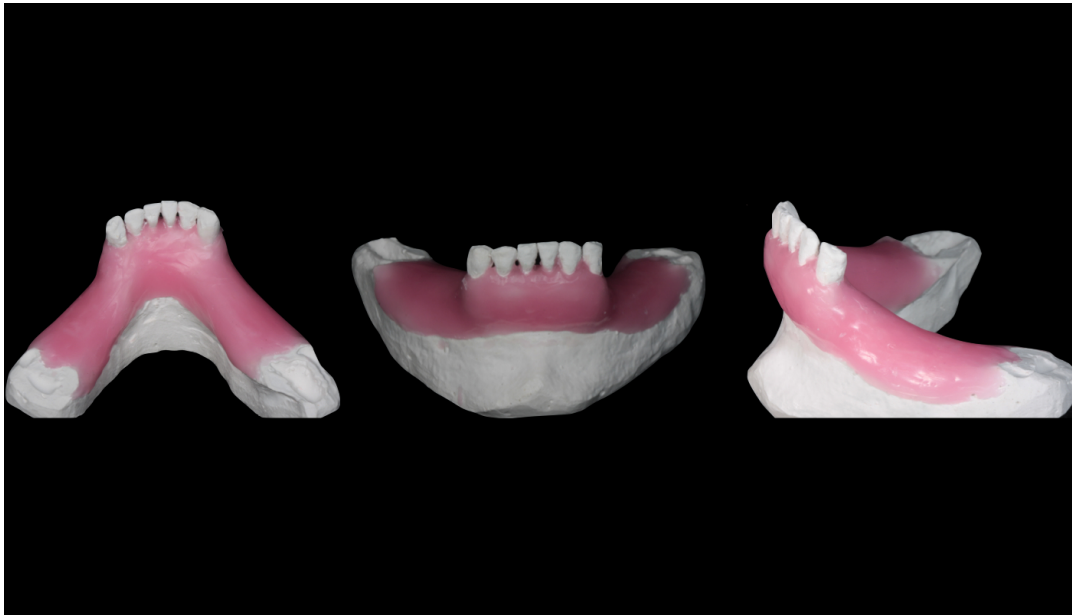


Figura 5. Encerado de la encía en el modelo de yeso.



Figura 6. Modelo de encía desmontable. A y B: vista frontal (A) y vista oclusal (B) de la encía colocada en el modelo sinterizado. C y D: vista oclusal (C) y apical (D) de la mucosa desmontada del modelo mandibular.

Una vez se comprobó la adaptación del modelo de encía con el modelo sinterizado del hueso mandibular y dientes remanentes (Figura 6) se tomó una impresión con hidrocoloide irreversible de todo el conjunto para poder elaborar una prótesis parcial removible (Figura 7 y 8). Dicha prótesis presentaba una estructura

metálica que contenía un conector mayor tipo barra lingual , unos conector menores en forma de malla a nivel de las bases y unos conectores menores que se unían a retenedores directos tipo gancho circunferencial con un brazo retentivo vestibular y un brazo recíproco lingual, y un apoyo oclusal distal (Figura 9). El apoyo oclusal se colocó en la cara distal y no en la mesial siguiendo las recomendaciones del estudio de elementos finitos tridimensional de Shahmiri et al. (34) donde se recomienda este tipo de configuración del apoyo en el diseño de PPR en combinación con implantes dentales. Las bases de la resina acrílica con sus dientes se elaboraron siguiendo el plano e inclinación oclusal dictado por los dientes remanentes, se rehabilitó hasta el segundo molar. Las bases se confeccionaron para poder ser desmontadas de la estructura metálica respetando los mínimos grosores recomendados para la fabricación una PPR convencional (Figura 10). Las bases de la prótesis se realizaron sin recubrimiento de la zona retromolar, para simular una prótesis de mayor confort para el paciente. Una vez se obtuvo dicha PPR se comprobó que todos sus componentes desmontables ajustaran adecuadamente entre si y con el resto de los elementos del conjunto: aparato (bases de resina con dientes y estructura metálica), modelo de encía, dientes y cuerpo mandibular (Figura 11).



Figura 7. Toma de impresión del modelo mandibular con dientes y la encía.

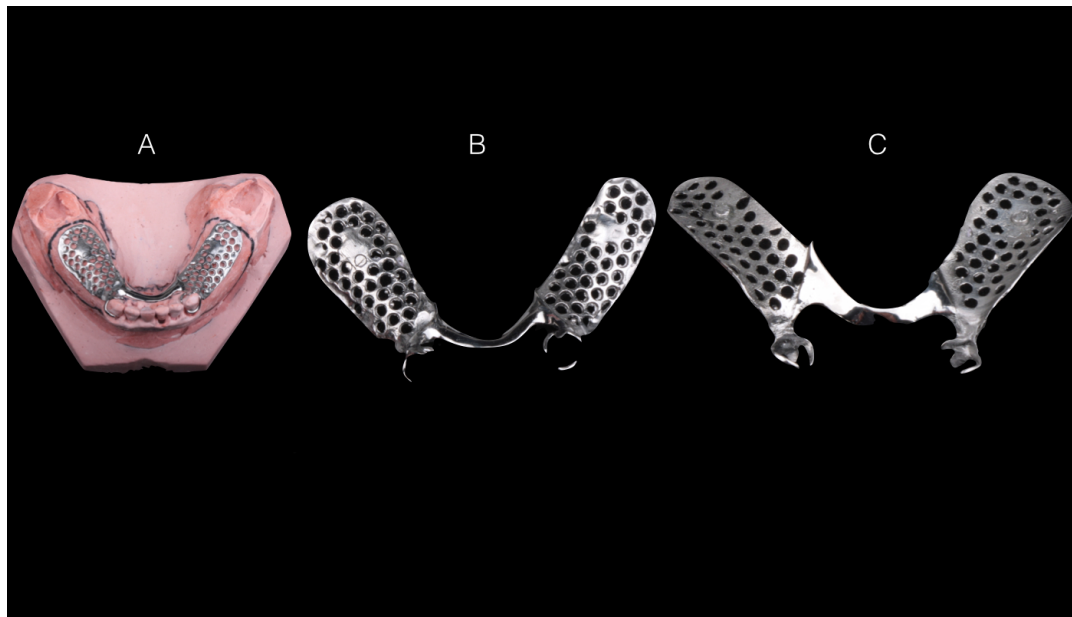


Figura 8. Estructura metálica de la PPR. A: estructura colocada en el modelo maestro. B: vista oclusal de la estructura. C: Vista apical de la estructura.



Figura 9. PPR convencional obtenida



Figura 10. PPR con las bases de resina desmontables. Las bases se podían desmontar de la estructura metálica subyacente para facilitar el escaneado.

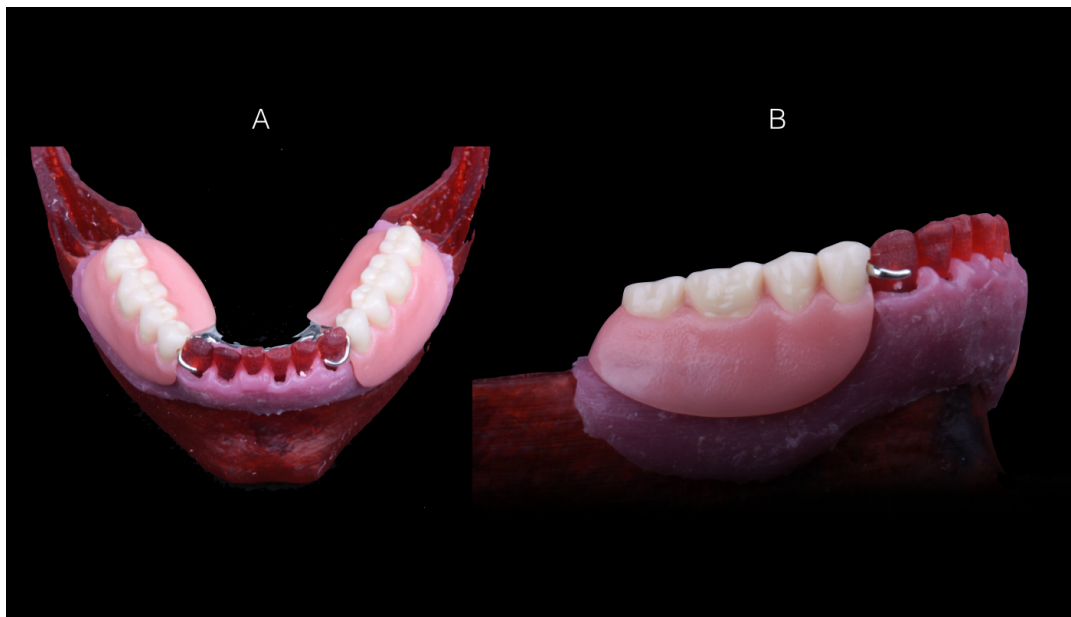


Figura 11. Comprobación del ajuste de la PPR en el modelo de trabajo. A: vista oclusal. B: vista lateral derecha, nótese el correcto ajuste del brazo retentivo vestibular del gancho en el diente 4.3.

5.2. Modelación de las geometrías

La modelación de la geometría es un proceso en el que se genera un sólido geométrico basado en los modelos reales objeto de estudio y que permite su adaptación para ser utilizados en el cálculo de AEF. Para la modelación de las geometrías, se siguieron los siguientes pasos: digitalización de los modelos, conversión de formatos, tratamiento y simplificado de los modelos y elaboración de los modelos finales de estudio.

5.2.1. Digitalización de los diferentes modelos físicos.

Una vez obtenidos todos los componentes físicos se ensamblaron para comprobar la adaptación de todos los elementos entre sí (Figura 11). Una vez hecha la comprobación se digitalizaron los diferentes componentes por separado mediante un escáner luz (Figura 12) (Steinbichler Comet® I3d 5m. Steinbichler Optotechnik GmbH Neubeuern, Alemania). Se obtuvieron 6 modelos digitales en formato STL: cuerpo mandibular, dientes, encía, estructura metálica de la PPR, base de resina con dientes del lado izquierdo y base de resina con dientes del lado derecho (Figura 13).

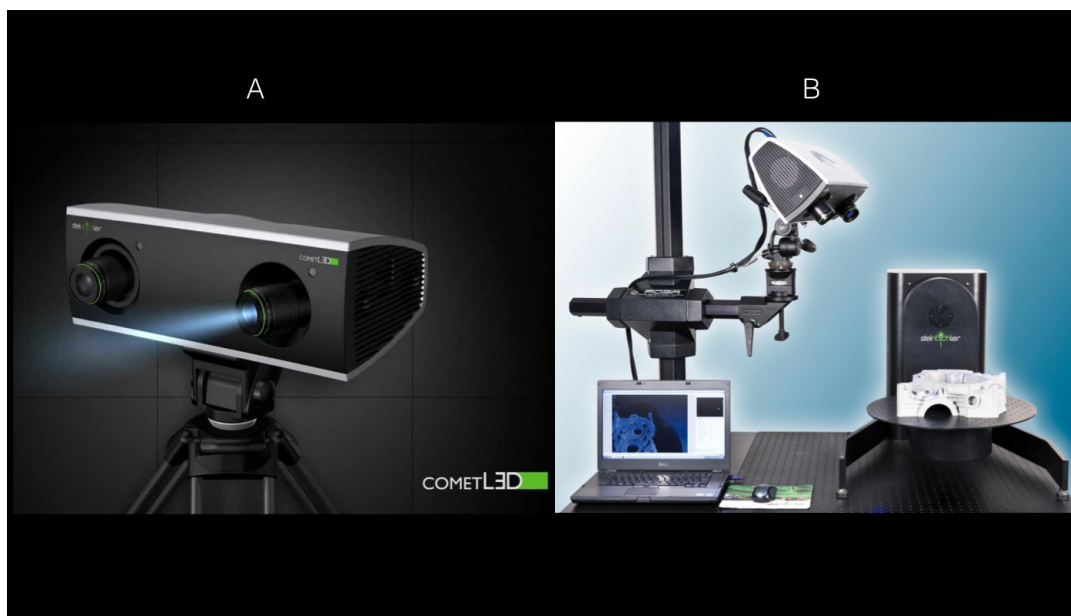


Figura 12. Escáner usado para digitalizar los modelos de trabajo. A: escáner utilizado. B: configuración del montaje del escáner y la zona de escaneado.

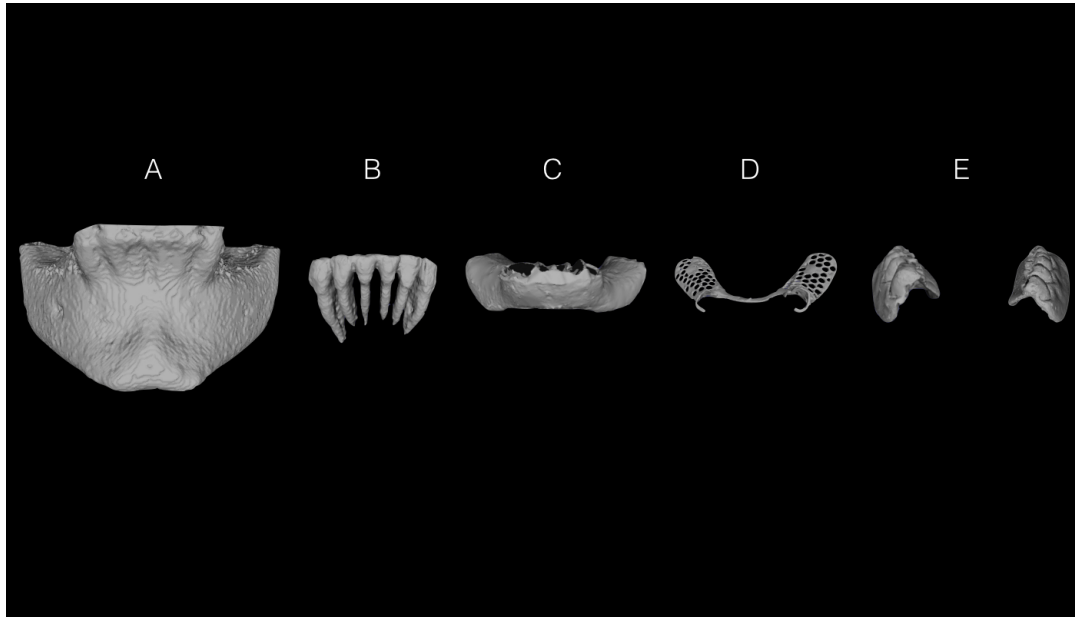


Figura 13. Modelos STL obtenidos después del escaneado. A: modelo mandibular. B: modelo de los dientes. C: Modelo de la encía. D: modelo de la estructura metálica. E: modelo de las bases de resina con los dientes.

Los modelos digitales del implante y los diferentes sistemas retentivos y de soporte se obtuvieron directamente por parte de las diferentes casas comerciales, sin necesidad de escanear o crear ningún modelo digital. Cada casa comercial proporcionó sus componentes en un formato digital tipo STL (Figuras 14). El implante que se escogió, fue un implante Ankylos® (Dentsply Corporate, York, PA, USA) de 3,5 mm de diámetro por 11 mm de longitud. Dichas dimensiones representarían el implante más común usado en implantología (32). La casa comercial Dentsply (Dentsply Corporate, York, PA, USA) solicitó un contrato de confidencialidad por el cual su modelo digital solamente se podía usar para el presente trabajo (Anexo IV). Se escogió el implante Ankylos® por ser un implante con una conexión interna cónica que presenta dos ventajas importantes: estabilidad del hueso crestal y estabilidad en la conexión de los aditamentos protésicos (151), y además, nos permitía conectar los diferentes sistemas retentivos como el Locator®, el ERA®, la bola y el pilar de cicatrización.

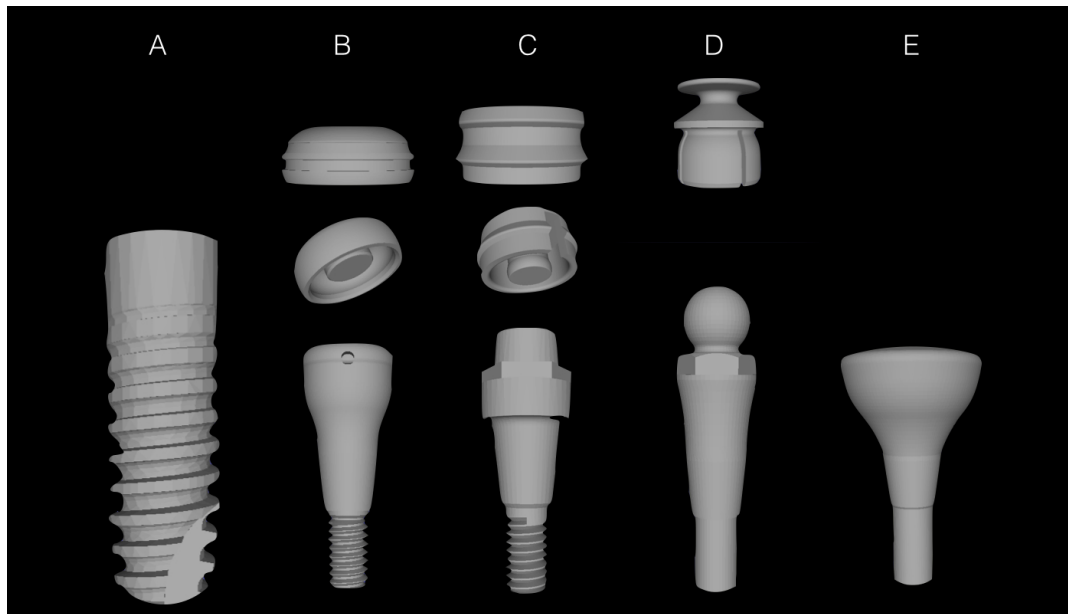


Figura 14. Modelos STL de los componentes de implantes. A: modelo del implante Ankylos®. B: modelos de los componentes del sistema retentivo tipo Locator®. C: modelos del sistema retentivo tipo ERA®. D: modelos del sistema retentivo tipo bola Ankylos®. E: modelo del pilar de cicatrización de Ankylos®.

5.2.2. Conversión a formato IGES

Todos los archivos STL debieron ser convertidos a formato IGES (en inglés: "Initial Graphics Exchange Specification"). Dicho formato IGES es un tipo de formato de archivo CAD ("Computed-Aided Design"), que permite el ensamblaje digital de distintos componentes en una unidad. Esto no se puede realizar con el en formato STL. Además, el trabajar en formato CAD permite realizar modificaciones de dichos modelos para ser adaptados y poderlos utilizar en los diferentes programas informáticos de AEF.

Para la conversión de STL a IGES se utilizó el software Geomagic Design X® (3D Systems Inc. Rock Hill, SC, USA). El implante y sus componentes protésicos que estaban en formato STL también se convirtieron en formato IGES usando el mismo software (Figura 15).

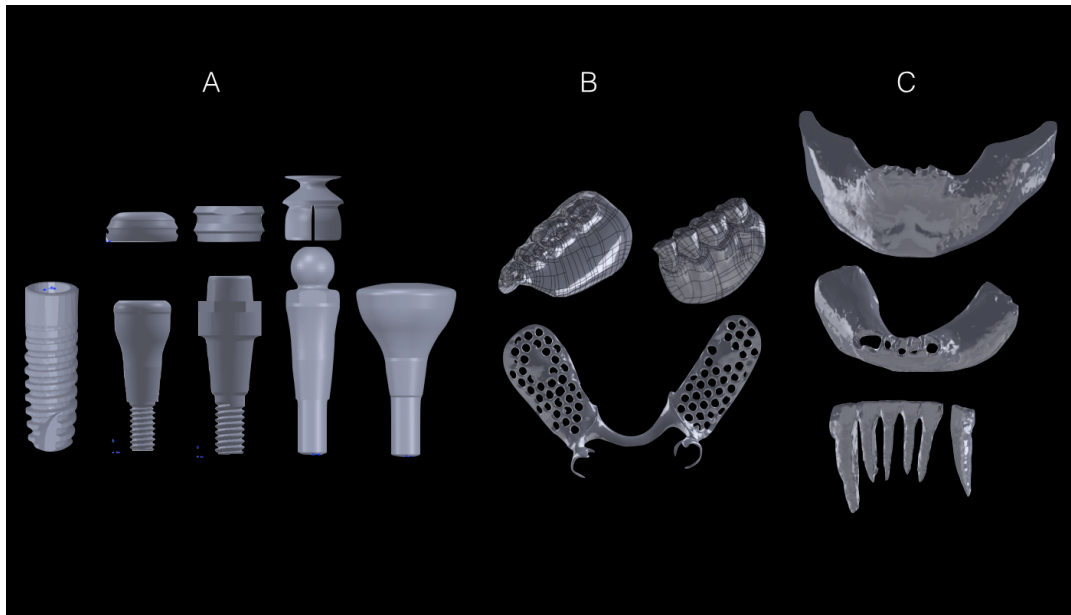


Figura 15. Modelos en formato IGES. A: conjunto de modelos relacionados con el implante. B: modelos correspondientes a la PPR. C: modelos biológicos correspondientes a la mandíbula, encía y dientes.

5.2.3. Tratamiento y simplificado de los modelos geométricos

Una vez importados los diferentes modelos en formato IGES al software SolidWorks® versión 14 (SolidWorks Corporation, Waltham, MA, USA) estos deben ser limpiados de posibles artefactos, inclusiones e intolerancias resultado del proceso de escaneado. Este software también permite simplificar el modelo para poder adaptarlo al cálculo de AEF. Así, el modelo del hueso mandibular se redujo en longitud eliminando la zona correspondiente a la rama ascendente. También se seccionó sagitalmente la mandíbula por la parte media obteniendo así la hemiarcada izquierda. Dicha hemiarcada contenía el canino e incisivo lateral y central (Figura 16). El hecho de trabajar con una hemiarcada hace más simple el modelo y se acortan los tiempos de cálculo de unas 72 a 24h. Dicha simplificación se puede realizar ya que se investigará una zona específica de la mandíbula (125) y al tratarse de una clase I Kennedy, por su simetría, se puede considerar que la parte derecha es igual a la izquierda. También para simplificar el modelo del hueso mandibular no se tuvo en cuenta la diferenciación entre hueso cortical y el trabecular a nivel geométrico. Dichas diferencias de comportamiento se tuvieron en cuenta en la asignación de las propiedades biomecánicas de los materiales a estudiar.

Mediante el mismo software se generó el espacio correspondiente al ligamento periodontal produciendo un modelo a partir del espacio entre el modelo del diente y el alveolo cuyo grosor varió entre 0,5 y 1,5 mm. En el presente modelo solamente se asignó dicho ligamento al canino, ya que este iba a estar en contacto con la prótesis. Dicha configuración se hizo siguiendo un protocolo similar al estudio de Kanbara et al. (134) donde estudian el comportamiento no lineal del ligamento periodontal de un canino en contacto con una PPR convencional.

Una vez realizados todos estos procesos se ensamblaron todos los modelos en un único modelo de trabajo. Dicho modelo fue contrastado con el modelo real para verificar su similitud. (Figura 16).

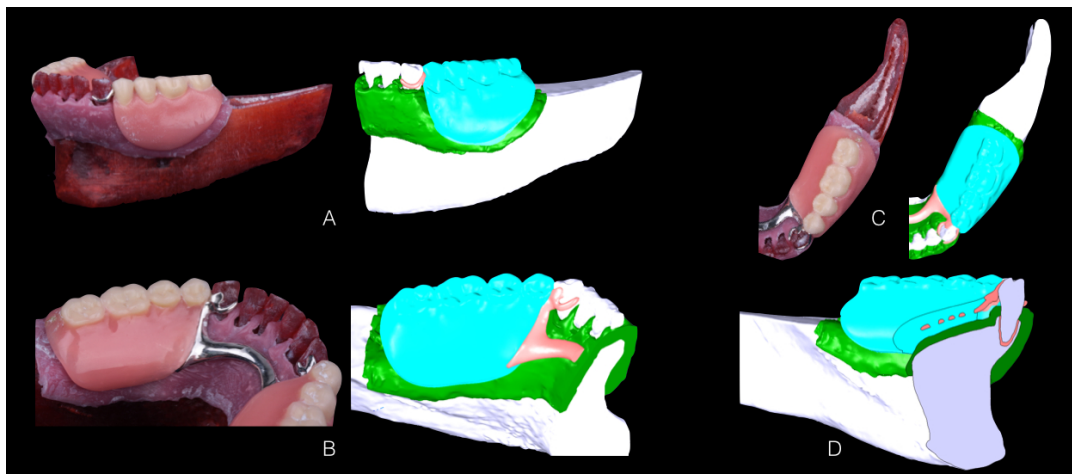


Figura 16. Comprobación entre el modelo físico y el modelo digital. A: Vista lateral. B: Vista lingual. C: Vista oclusal. D: Sección del modelo digital para comprobar el correcto ensamblaje de todos los componentes y el grosor del ligamento periodontal en el canino.

La geometría del implante se modificó dejándolo sin espiras externas y considerándolo como un cilindro para simplificar también el tiempo de cálculo y el procesado computacional. Dicha simplificación se puede realizar si el objetivo del estudio no es el de investigar el comportamiento de las características del macrodiseño del implante (125). Sin embargo sí que se respetó la geometría de la conexión interna del implante así como la geometría de los diferentes componentes protésicos de los implantes.

5.2.4 Elaboración de los modelos geométricos finales del estudio

Una vez ensamblado y comprobado el modelo final de trabajo, se pudieron añadir a este los implantes y los diferentes componentes protésicos para poder obtener los diferentes modelos de estudio de los dos objetivos del presente estudio. Se elaboró un modelo control para el grupo de modelos del primer objetivo y dos modelos control en el grupo del segundo objetivo. El ensamblaje de estos modelos también se realizó mediante el programa SolidWorks®.

5.2.4.1. Modelos de estudio para evaluar la posición del implante.

Para el objetivo de evaluar el comportamiento biomecánico de las PPR implantoretenidas en función de la posición del implante en el tramo edéntulo distal (primer objetivo), se generaron los siguientes modelos:

- A1: modelo de estudio con implante colocado en la zona más distal a nivel del segundo molar con un retenedor tipo Locator® (Figura 17).
- B1: modelo de estudio con implante colocado en la zona intermedia a nivel del primer molar con un retenedor tipo Locator® (Figura 18).
- C1: modelo de estudio con implante colocado en la zona más cercana posible a los dientes remanentes en una zona intermedia de los premolares, con un retenedor tipo Locator® (Figura 19).
- Control: modelo control sin implantes, solamente con la prótesis sin tener apoyo con implantes (Figura 20).

En los modelos de estudio A1, B1 y C1, el gancho vestibular se eliminó en el modelo digital para poder evaluar el comportamiento biomecánico de una PPR implantoretenida con una configuración más estética (8, 12, 14, 17, 18).

En el modelo C1 el implante se inclinó ligeramente para poder tener el implante totalmente rodeado de hueso. Dicha inclinación no superó los 5° de inclinación para no influenciar el comportamiento biomecánico de la prótesis (30).

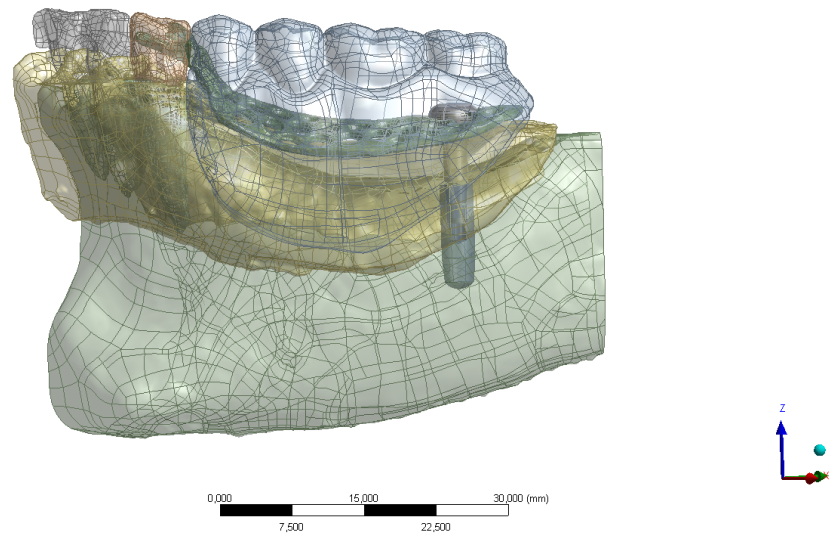


Figura 17. Modelo A1 con el implante colocado en la zona del segundo molar.

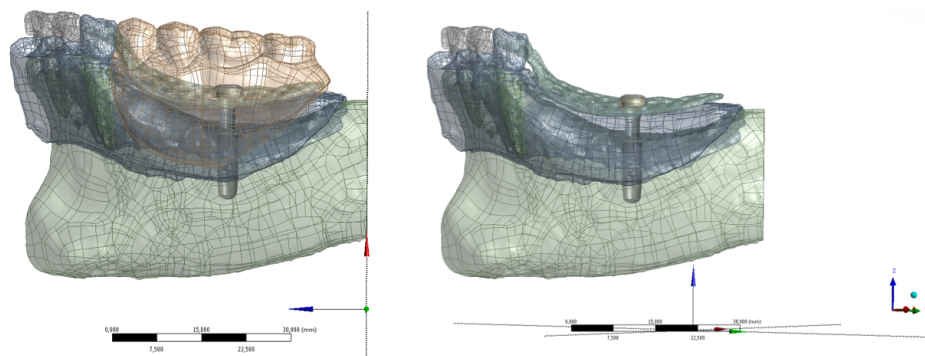


Figura 18. Modelo B1 con el implante colocado en la posición del primer molar. Modelo con y sin la base de la resina. Nótese la correcta posición del elemento retentivo respecto a la estructura metálica y la resina.

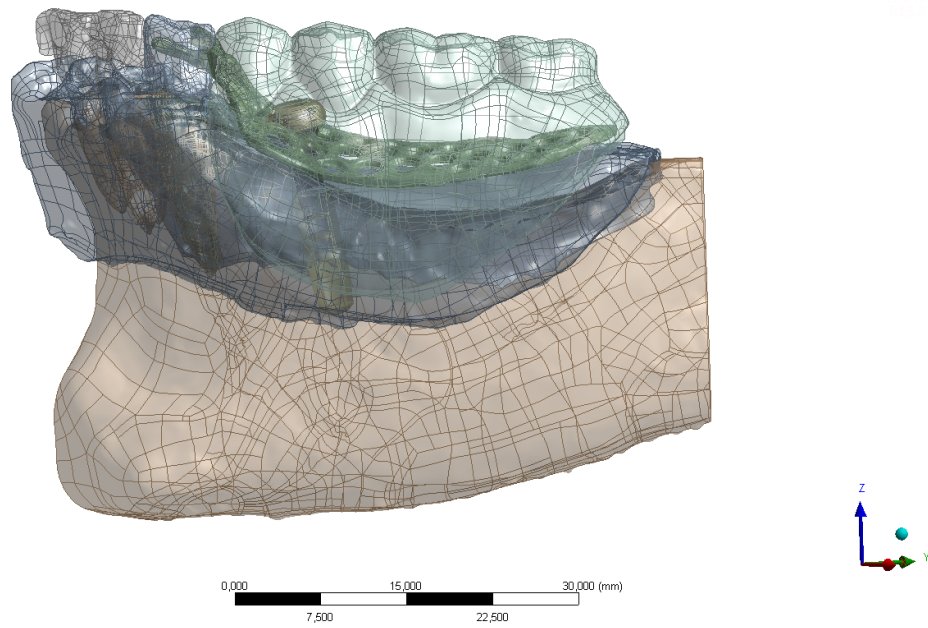


Figura 19. Modelo C1 con el implante posicionado en la zona intermedia de premolares.

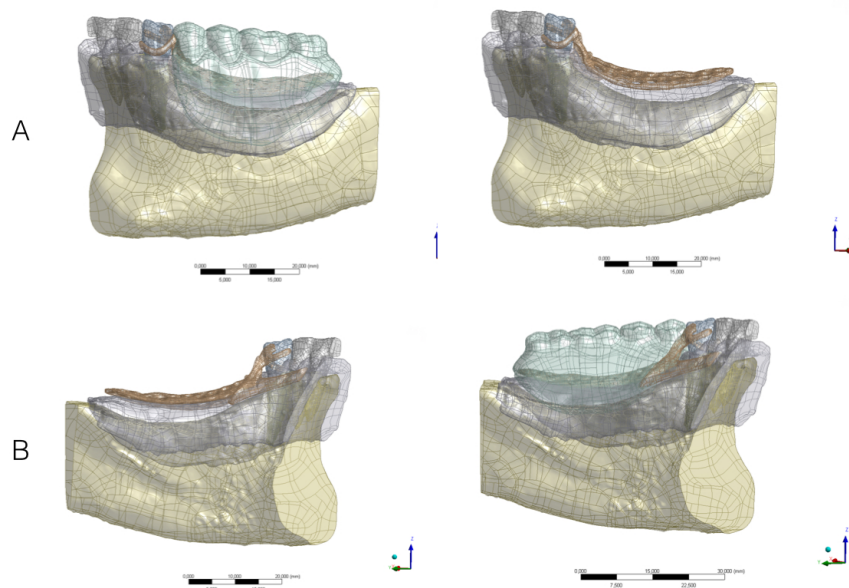


Figura 20. Modelo control sin implantes con la PPR. A: vista lateral vestibular con y sin la base de resina. B: vista lateral lingual con y sin la base de resina.

Dado que el segundo objetivo era dependiente de los resultados del primero, de este último, se procedió a elaborar los modelos correspondientes al segundo objetivo una vez conocidos los resultados del primero.

5.2.4.2. Modelos de estudio para evaluar los sistemas retentivos y de soporte.

Para el objetivo de evaluar el comportamiento biomecánico de las PPR implantoretenidas en función de los diferentes sistemas retentivos (segundo objetivo), se generaron los siguientes modelos:

- A2: modelo de estudio con implante colocado en la posición ideal con un pilar de cicatrización (Figura 21).
- B2: modelo de estudio con implante colocado en la posición ideal con un retenedor tipo bola (Figura 22).
- C2: modelo de estudio con implante colocado en la posición ideal con un retenedor tipo ERA® (Figura 23).
- B1: modelo de estudio implante colocado en la posición ideal con un retenedor tipo Locator® (Figura 18).
- Control: modelo control, sin implantes solamente con la prótesis sin tener apoyo con implantes (Figura 20).

En los modelos de estudio A2, B2 y C2, también se eliminó el gancho vestibular de la estructura.

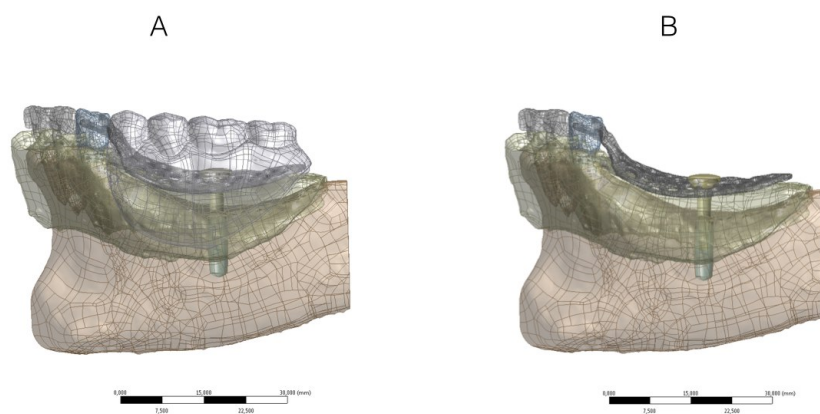


Figura 21. Modelo A2 con el pilar de cicatrización. A: con resina. B: sin la base de la resina.

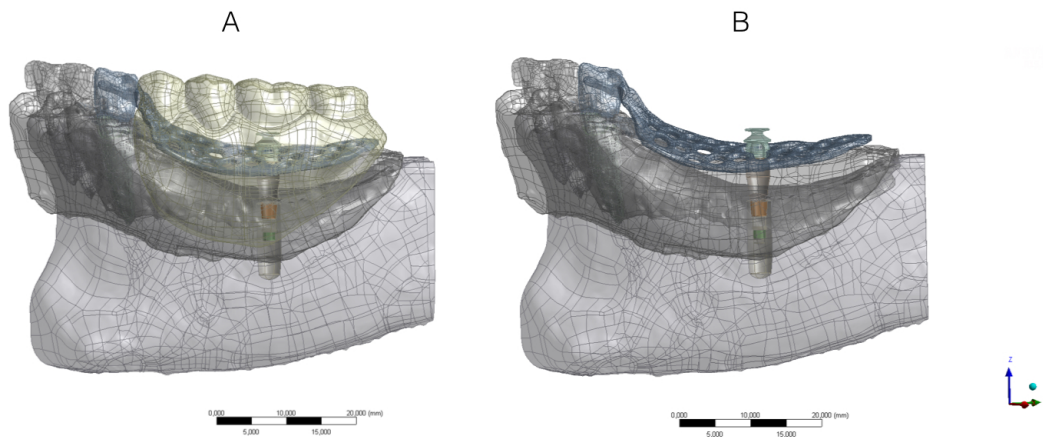


Figura 22. Modelo B2 con el retenedor tipo bola de Ankylos® y la estructura metálica de la PPR. Obsérvese la correcta posición del elemento retentivo. A: con la base de resina. B: sin la base de resina.

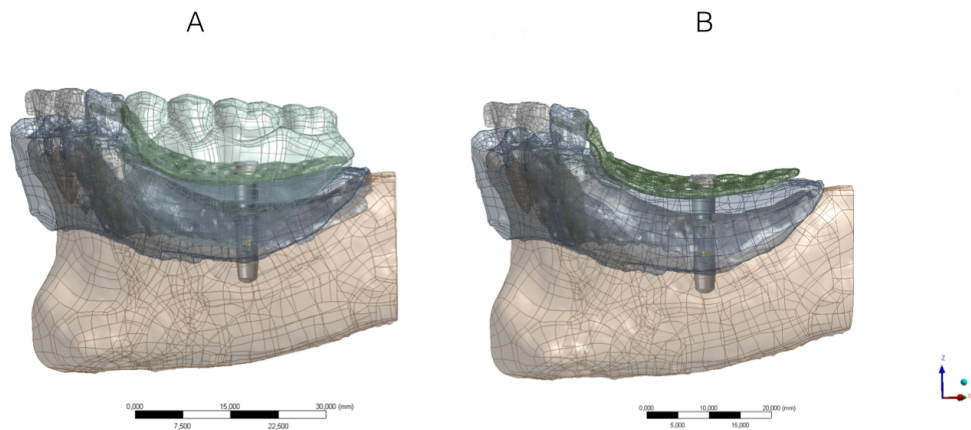


Figura 23. Modelo C2 con el retenedor tipo ERA®. Obsérvese la correcta posición del elemento retentivo. A: con la base de resina. B: sin la base de resina.

Todos los modelos se comprobaron para verificar que las diferentes posiciones del implante y los aditamentos protésicos eran las correctas para llevar a cabo los objetivos requeridos.

5.3. Preprocesado de los modelos geométricos

El preprocesado es la fase previa al cálculo de simulación de elementos finitos donde se realizan los siguientes procesos: mallado de los modelos geométricos finales, asignación de los diferentes materiales, determinación de las condiciones de contorno o restricciones y asignación de las cargas mecánicas. El preprocesado se realiza en el programa AnsysWorkbench®, por lo que se deben importar a él todos los modelos geométricos finales.

5.3.1. Mallado de los diferentes modelos

El mallado de los diferentes modelos finales se realizó en forma tetraédrica debido a la irregularidad de las superficies de los diferentes elementos (Figura 24). El grosor de la malla fue diferente para cada estructura a analizar y varió entre 0,3 mm y 2 mm (Tabla 1).

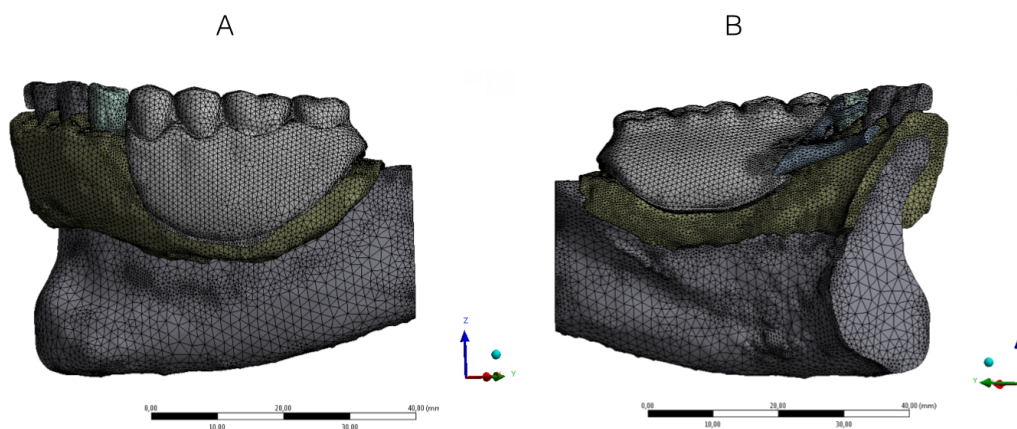


Figura 24. Mallado del modelo de trabajo final. A: vista vestibular. B: vista lingual.

Estructuras	Grosor de la malla
Hueso mandibular	2 mm
Dientes	1 mm
Ligamento periodontal	0,3 mm
Encía	1,5 mm
Estructura metálica prótesis	1 mm
Base de resina	1,5 mm
Implante y pilar Locator®	0,6 mm

Tabla 1. Diferentes grosores de malla utilizados. El grosor de la malla en función de la estructura a analizar.

5.3.2. Asignación de propiedades físicas de los diferentes materiales

Una vez mallados los diferentes modelos, se les debe aplicar las propiedades físicas de cada uno de los materiales de los que están compuestos. Las propiedades de todos los materiales se consideraron isotrópicas expresadas en dos constantes independientes: el módulo de elasticidad longitudinal de Young en MPa y el coeficiente de Poisson (26, 92). Las diferentes propiedades que se asignaron se basaron en el artículo de Pellizzer et al. (29) y pueden verse en detalle en la Tabla 2.

En cuanto las propiedades del hueso mandibular, se usaron los valores promedio entre el hueso trabecular (75%) y el cortical (25%): módulo de Young promedio del hueso mandibular = 4,4525 Gigapascales (GPa) y el coeficiente Poisson promedio = 0,3 (Tabla 2).

Respecto a las propiedades de los dientes se consideró como si todo el diente fuera hecho de dentina, ya que la mayor parte de un diente esta compuesto por ella (Tabla 2). Por este motivo no se elaboró ninguna geometría correspondiente al modelo del esmalte dental. Esta simplificación también la realizó Shahmiri et al. (34).

El ligamento periodontal se consideró un material con un comportamiento no lineal para intentar realizar una simulación más parecida a la realidad. Se utilizaron las propiedades descritas en el estudio de Toms y Everhardt (130) y los valores promedio más parecidos a nuestro modelo teniendo en cuenta el grosor medio del ligamento creado que fue de entre 0,5 mm y 1,5 mm (Figura 25).

En lo referente a las propiedades del titanio de los implantes y de los diferentes aditamentos protésicos de soporte y retención, se consideró lo mismo para todos en consonancia con el artículo de Pellizzer et al. (29). Las propiedades de las partes plásticas retentivas de los diferentes sistemas se obtuvieron también del mismo artículo (29) (Tabla 2).

Un aspecto importante es la relación que van a tener los distintos componentes entre sí. En el presente estudio se consideró que los diferentes componentes estaban adheridos (“bonded conditions”) (26, 118).

Materiales	Módulo de Young (Gpa)	Coefficiente de Poisson
Hueso mandibular	4,4525	0,3
Dientes*	18,6	0,31
Mucosa alveolar*	0,68	0,45
Titanio implante* Pilar de cicatrización* Retenedor tipo Bola* Retenedor ERA* Retenedor Locator*	103,4	0,35
Estructura metálica cromo-cobalto*	206,9	0,33
Resina acrílica*	8,3	0,28
Parte retentiva de Nylon de los pilares Locator y ERA*	2,4	0,39

Tabla 2. Propiedades físicas de los materiales empleados. Marcados en asterisco (*) las propiedades obtenidas del estudio de Pellizzer et al. (29).

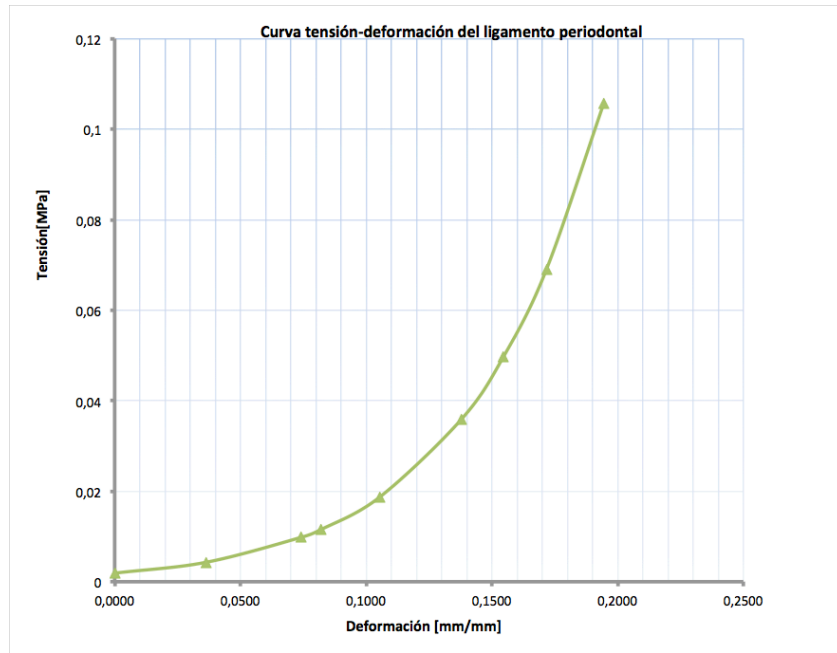


Figura 25. Curva de tensión-deformación del ligamento periodontal.

5.3.3 Asignación de las condiciones de contorno o restricciones.

En nuestro modelo de trabajo, se decidió establecer como restricción de movimiento la zona mas distal del hueso mandibular, intentando simular la zona de inserción de la musculatura mandibular (137) (Figura 26). A dicha posición se le asignó una condición de cero movimiento. También se les asignó a los modelos condiciones de simetría y asimetría. Las condiciones de simetría consideran que el modelo se comportará de la misma manera en la otra parte opuesta (hemiarcada derecha). En las condiciones de asimetría se considera que el comportamiento será distinto entre los dos lados (derecho e izquierdo), esto permite simular condiciones de carga unilateral más desfavorables para las distintas estructuras. Durante el desarrollo del primer objetivo la simulación se realizó teniendo en cuenta las dos condiciones a la espera de ver en cual de las dos se podían observar más diferencias biomecánicas.

5.3.4 Asignación de cargas mecánicas.

Para intentar simular fuerzas masticatorias más realistas, se asignó a los modelos de estudio una magnitud de fuerza de 200 N siguiendo el estudio de Morneburg et al. (138). Para reproducir el componente cíclico de las fuerzas masticatorias se decidió dar una dirección a la fuerza asignada un sentido vestibulolingual y con una inclinación de 30° , siendo esta más desfavorables que los 70° y 90° que se producen durante la masticación real (125) (Figura 26).

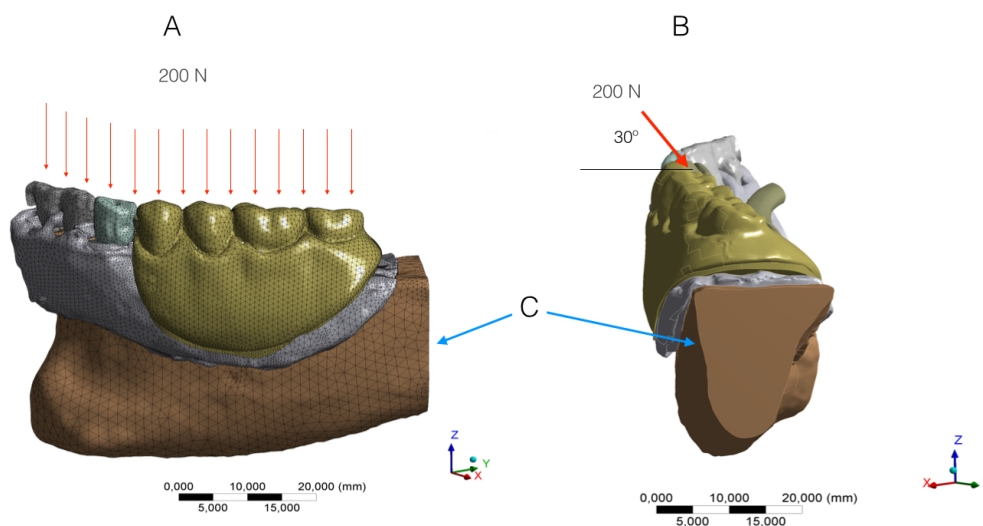


Figura 26. Condiciones de contorno, dirección y aplicación de las fuerzas mecánicas. A: aplicación de cargas de 200 N de fuerza en los dientes naturales y de la prótesis. B: inclinación de la dirección de la fuerza de 30° respecto el plano oclusal. C: zona de restricción de movimientos correspondiente a la inserción de la musculatura masticatoria.

5.4. Cálculo numérico de elementos finitos con AnsysWorkbench®

Una vez determinadas las propiedades físicas de los materiales, las condiciones de contorno y tipo y magnitud de fuerzas, se puede ejecutar el cálculo para la resolución de ecuaciones de la simulación. El tipo de cálculo determinado fue estático estructural donde las fuerzas aplicadas van a ser constantes en el tiempo. También el método de cálculo para simular el comportamiento de los diferentes materiales fue lineal para todos los elementos del conjunto, menos, para el

ligamento periodontal del diente 3.3 que se estableció como no lineal en su geometría y en el material, siguiendo la misma metodología que los estudios de Kanbara et al. (134) y de Toms y Eberhardt (130), donde tratan el comportamiento del ligamento periodontal como no lineal.

5.5 Análisis de los resultados

Para evaluar el comportamiento biomecánico de los distintos objetivos del presente trabajo, se obtuvieron los valores de desplazamientos, tensiones y deformaciones no lineales de las diferentes estructuras que componían el modelo de trabajo.

Los desplazamientos fueron expresados en milímetros y se mostraron los valores globales de todo el modelo de trabajo (mandíbula-prótesis), los desplazamientos de la prótesis en los diferentes ejes del espacio (X, Y y Z) y los desplazamientos sufridos en el diente 3.3.

Las tensiones se expresaron en MPa y se mostraron los valores obtenidos en: el hueso mandibular, encía, dientes, ligamento periodontal, estructura metálica, resina e implante.

Las deformaciones no lineales del ligamento periodontal se expresaron en porcentajes (%) y se mostró su distribución en el ligamento periodontal.

Todos estos valores se complementaron con un mapa de distribuciones donde quedaban representados los valores mínimos (coloración azul) y los valores máximos (coloración roja).

5.6 Tipo de análisis estadístico

Se realizó análisis descriptivo de los datos obtenidos en las distintas condiciones de simulación.

6. RESULTADOS

Los resultados obtenidos corresponden a los valores máximos de los desplazamientos globales (del conjunto mandíbula-prótesis), de los desplazamientos de la prótesis en los diferentes ejes del espacio y de los desplazamientos del diente adyacente al tramo edéntulo. También se muestran los valores máximos de las tensiones obtenidas en las diferentes estructuras, así como las deformaciones no lineales máximas del ligamento periodontal. En la Tabla 3 se muestran los valores obtenidos bajo condiciones de asimetría y en la Tabla 4 los obtenidos en condiciones de simetría.

6.1. Resultados obtenidos en condiciones de asimetría

En la simulación de asimetría hubieron diferencias entre los modelos de estudio y el modelo control en cuanto a los desplazamientos, tensiones máximas y deformaciones no lineales. Los resultados se muestran en la Tabla 3.

	A1	B1	C1	Control
Desplazamiento Total (mm)	0,074	0,071	0,077	0,090
Desplazamiento prótesis en sentido X (mm)	0,019	0,026	0,046	0,055
Desplazamiento prótesis en sentido Y (mm)	0,020	0,037	0,029	0,063
Desplazamiento prótesis en sentido Z (mm)	0,051	0,070	0,075	0,077
Desplazamiento diente (mm)	0,047	0,047	0,047	0,048
Tensión Mandibula (Mpa)	13,21	13,02	9,40	14,75
Tensión Estructura Metálica (Mpa)	135,69	87,30	65,31	104,27
Tensión Encía (Mpa)	2,57	3,19	3,33	2,91
Tensión Resina (Mpa)	30,17*	36,82	15,99	17,55
Tensión diente (Mpa)	13,36	17,48	13,49	18,00
Tensión Implante (Mpa)	123,24	83,55	224,07	--
Tensión Ligamento Periodontal (Mpa)	0,102990	0,105660	0,103380	0,101817
Deformación Lligamento Periodontal %	22,00	26,00	21,00	27,00

Tabla 3. Valores máximos obtenidos del primer objetivo bajo condiciones de asimetría. Modelo A1 en el que el implante colocado en el segundo molar. Modelo B1 en el que el implante colocado en el primer molar. Modelo C1 en el que el implante colocado en la zona intermedia de los premolares. Modelo control sin implantes. La celda en blanco indica que esa estructura no estaba presente en la simulación.

6.1.1. Desplazamientos máximos y su distribución

Los desplazamientos globales máximos fueron muy similares entre los diferentes modelos de estudio (A1: 0,074 mm; B1: 0,071 mm; y C1: 0,077 mm). Sin embargo, fueron diferentes respecto el modelo control (0,09 mm). Dichos desplazamientos se localizaron en todos los modelos en la zona coronaria de los dientes anteriores y en la zona de la barra lingual de la estructura metálica de la prótesis. La tendencia de desplazamiento fue con un componente rotacional con una dirección anterior, inferior y hacia lingual como se puede comprobar en el mapa general de distribución de desplazamientos globales (Figura 27).

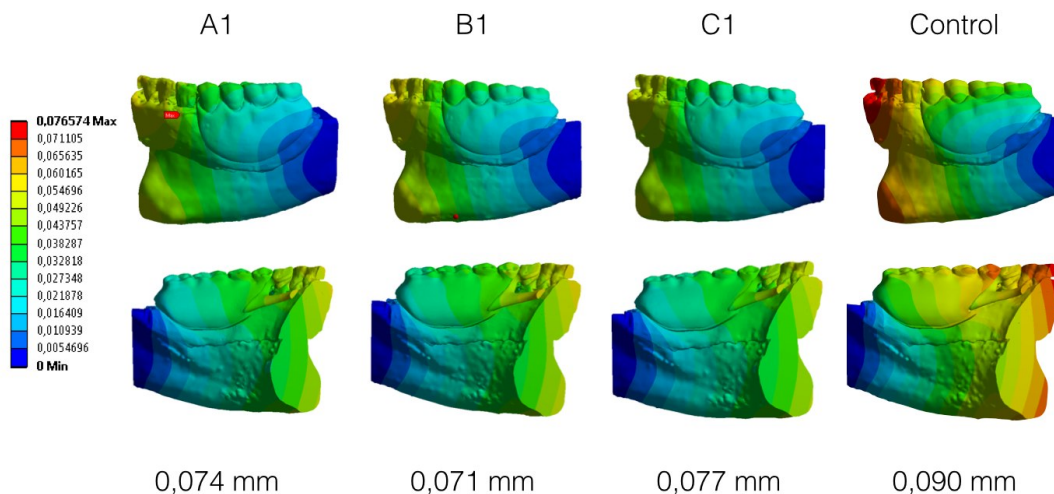


Figura 27. Desplazamientos globales máximos y sus distribuciones. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

En cuanto a los desplazamientos en las diferentes direcciones del espacio de la prótesis tampoco hubo diferencias importantes entre los modelos (A1, B1 y C1). Los mayores desplazamientos se dieron en el modelo control. En la Figura 28 se pueden observar los diferentes mapas de desplazamientos de los diferentes modelos (Figura 28).

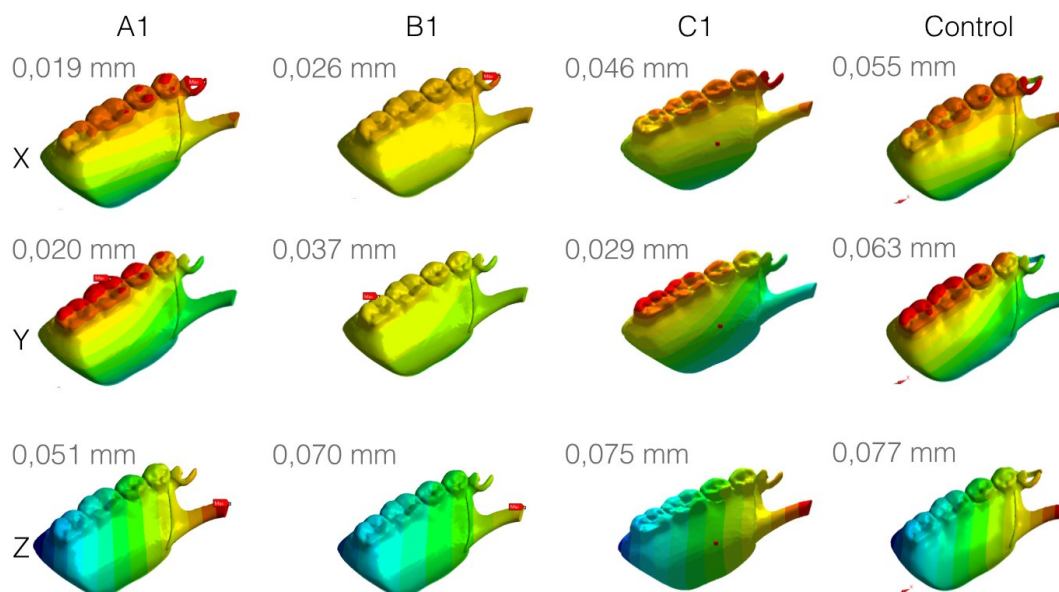


Figura 28. Desplazamientos máximos de la prótesis y sus distribuciones en los diferentes ejes del espacio X, Y y Z. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

En el modelo A1 de la Figura 28, el desplazamiento máximo en el eje de la X (antero-posterior) fue de 0,019 mm, este desplazamiento se localizó en la zona del brazo reciprocador lingual de la prótesis, cúspides vestibular y lingual de los premolares de resina y en la cúspide mesiolingual del primer molar de resina de la prótesis. En el eje de la Y (vestíbulo-lingual) fue de: 0,020 mm y se localizó en la cúspide mesiovestibular del primer molar de resina y en menor medida en todas las cúspides vestibulares de molares y premolares de resina y en la cúspide mesiolingual del primer molar y la lingual del segundo premolar de resina. En el eje de la Z (superior-inferior) el desplazamiento máximo fue de 0,051 mm y se localizó en la zona media de la barra lingual.

En el modelo B1 de la Figura 28, el desplazamiento máximo en el eje de la X (antero-posterior) fue de 0,026 mm y se localizó sólo en la zona del brazo reciprocador lingual de la prótesis. En el eje de la Y (vestíbulo-lingual) fue de: 0,037 mm y se localizó únicamente en la zona de la cúspide mesiovestibular del segundo molar. En el eje de la Z (superior-inferior) fue de 0,070 mm y se localizó en una área muy pequeña de la zona media de la barra lingual.

En el modelo C1 de la Figura 28, el desplazamiento máximo en el eje de la X (antero-posterior) fue de 0,077 mm, este desplazamiento se localizó en la zona del brazo reciprocador lingual y apoyo oclusal de la estructura metálica de la prótesis, y en menor medida en la zona de la cúspide vestibular y lingual del primer premolar de resina. En el eje de la Y (vestíbulo-lingual) fue de: 0,046 mm y se localizó en las cúspides vestibulares del segundo y primer molar de resina. En el eje de la Z (superior-inferior) fue de 0,075 mm y se localizó en la zona media de la barra lingual.

En el modelo control de la Figura 28, el desplazamiento máximo en el eje de la X (antero-posterior) fue de 0,055 mm. En el eje de la Y (vestíbulo-lingual) fue de 0,063 mm. En el eje de la Z (superior-inferior) fue de 0,077mm. Estos desplazamientos se localizaron en las mismas zonas descritas en los modelos A1 y C1.

En el mapa de distribuciones de estos desplazamientos (Figura 28) se observó que en todos los modelos la estructura metálica y la base de la resina tienden a desplazarse de manera conjunta al no producirse diferencias en la dirección de los desplazamientos entre las dos estructuras. También se observó que en el modelo B1 hubo menor presencia de coloración roja y azul, indicando una mayor estabilidad en los desplazamientos en los diferentes ejes espaciales.

No hubieron diferencias en el desplazamiento máximo del diente adyacente al tramo edéntulo entre los modelos. Se encontraron valores muy parecidos que oscilaban entre los 0,047 mm y 0,048 mm en todos los modelos. Dichos desplazamientos se localizaron todos en la zona de la cara mesial del diente 3.3 (Figura 29).

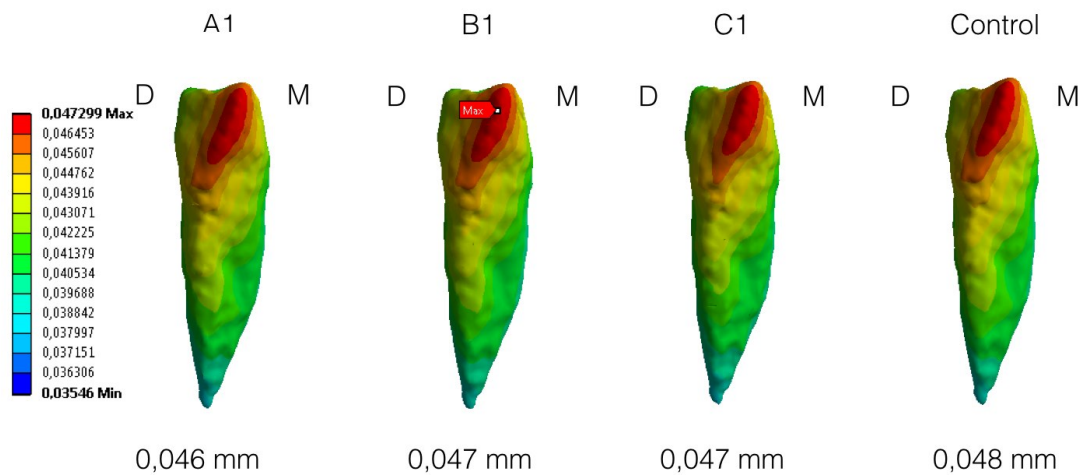


Figura 29. Desplazamientos máximos y sus distribuciones en el diente 3.3. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Mesial (M), distal (D).

6.1.2. Tensiones mecánicas máximas y su distribución

En la mandíbula (Figura 30), la tensión máxima más elevada se obtuvo en el modelo control con 14,75 MPa y se localizó en una zona alejada en el borde inferior lateral externo del cuerpo mandibular. En el modelo A1 con 13,21 MPa, dicha tensión se localizó en la cresta ósea interdental de los dientes 3.3 y 3.2. En el modelo B1 fue de 13,02 MPa y se localizó en una zona parecida al modelo control y la tensión más baja se localizó en el modelo C1 con 9,40 MPa y se encontró igual que en los modelos B1 y control. La distribución general de las demás tensiones fue muy parecida en todos los modelos: en la cara externa vestibular del cuerpo mandibular, zona de la fosa submandibular y zona anterior lingual.

Se realizaron cortes seccionales (Figura 30) de las zonas correspondientes al implante para observar mejor la distribución de las tensiones en las áreas de hueso en contacto con el implante. Tanto en los modelos A1 y C1 se localizaron tensiones algo elevadas en zonas crestales correspondientes a la zona de interfase protésica. En el modelo A1 fue en su cara distal respecto al implante y también a lo largo de toda la longitud del implante y en el modelo C1 en su cara mesial respecto al implante, pero, con menor distribución de estas tensiones. En el modelo B1, se

localizaron en la parte crestal distal al implante pero con menor magnitud y mayor distribución de estas a lo largo de toda la longitud del implante.

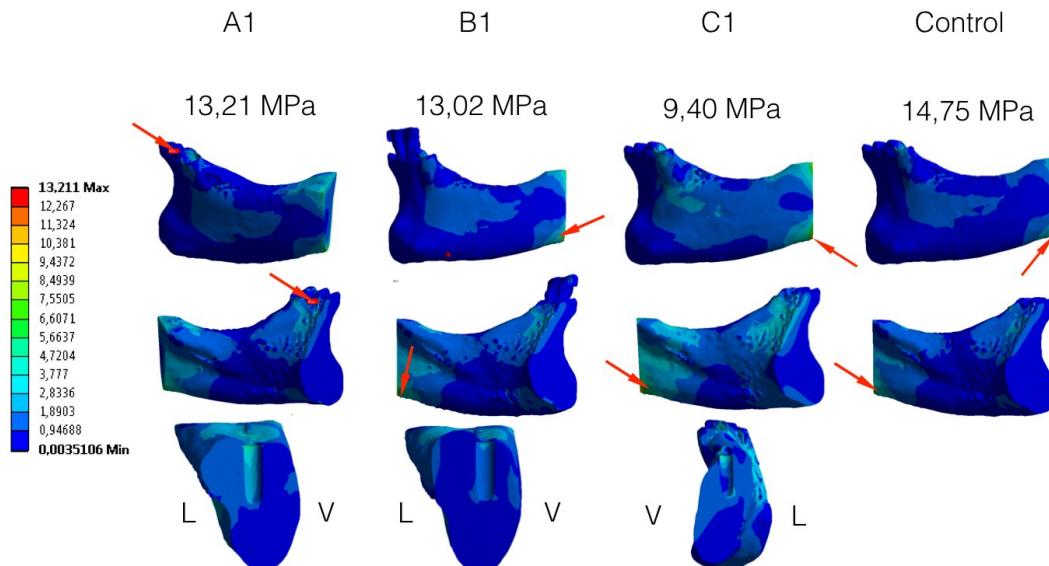


Figura 30. Tensiones máximas y sus distribuciones en el hueso mandibular. Parte inferior se muestran los cortes seccionales correspondientes al hueso periimplantario. La flecha roja indica la tensión máxima. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Vestibular (V), lingual (L).

En la encía (Figura 31) las tensiones máximas oscilaron entre 2,57 MPa hasta 3,33 MPa. En el modelo A1 dichas tensiones se localizaron en una área interna de la porción media central del tramo edéntulo. En el modelo B1 se dieron en la zona distal correspondiente al apoyo del borde distal de la base de la resina. En el modelo C1 dichas tensiones se hallaron en la porción de encía que rodeaba al implante. Sin embargo, en todos los modelos se observa que el resto de tensiones quedan concentradas en la zona de contacto de la porción del borde inferior periférico de la base de la resina. En el modelo control la tensión máxima se encontró como en el modelo B1 y su distribución de tensiones fue mas distribuida en prácticamente toda la superficie del reborde alveolar, mientras que en los modelos de estudio al incorporar un implante, independientemente de su posición, estas tensiones quedaron desplazadas hacia la periferia de esta estructura.

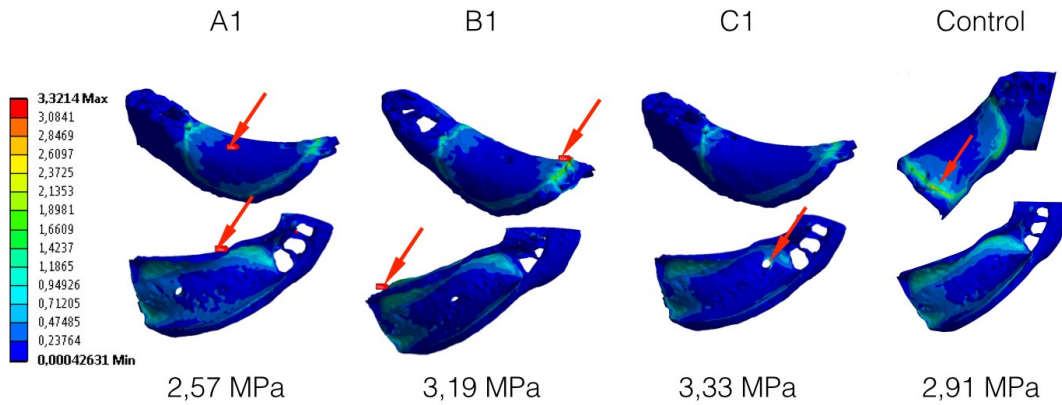


Figura 31. Tensiones máximas y sus distribuciones en la encía. La flecha roja indica la tensión máxima. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

En el diente adyacente al tramo edéntulo (3.3) (Figura 32), las tensiones máximas oscilaron entre 13,36 MPa hasta 18 MPa. En todos los modelos dichas tensiones se localizaron en la cara distal del diente y la distribución de las tensiones a lo largo de todo el diente fue muy similar en todos los modelos. En el modelo control la tensión máxima fue de 18 MPa y se localizó en una área muy pequeña en la cara mesial de la raíz en su porción media.

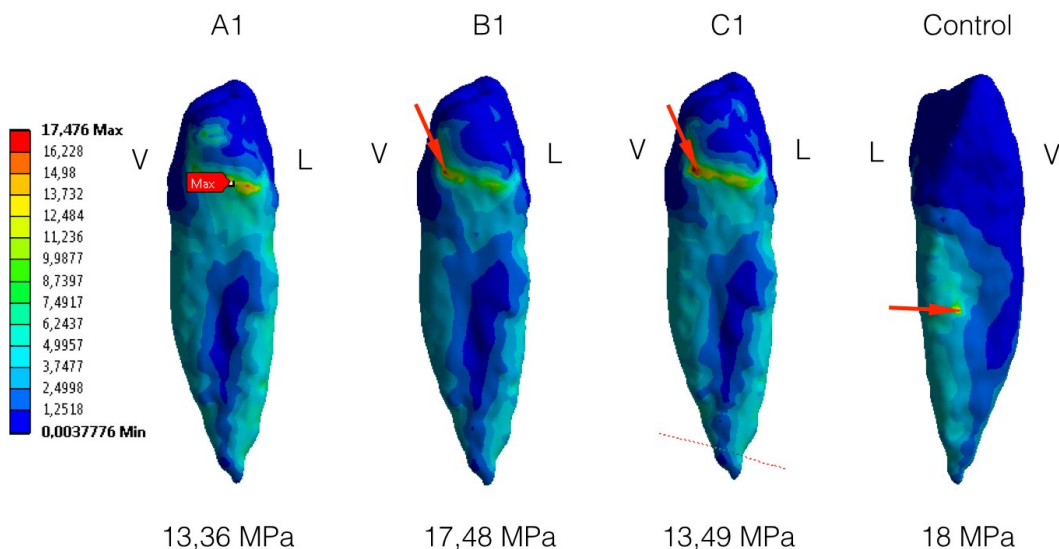


Figura 32. Tensiones máximas y sus distribuciones en el diente 3.3. La flecha roja indica la tensión máxima. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Vestibular (V), lingual (L).

Los valores de tensión encontrados en el ligamento periodontal (Figura 33) fueron muy parecidos oscilando de 0,101 MPa hasta 0,105 MPa. La localización de estas y las distribuciones de las tensiones menores fueron muy parecidas entre todos los modelos se concentraron en las caras lingual y mesial del ligamento.

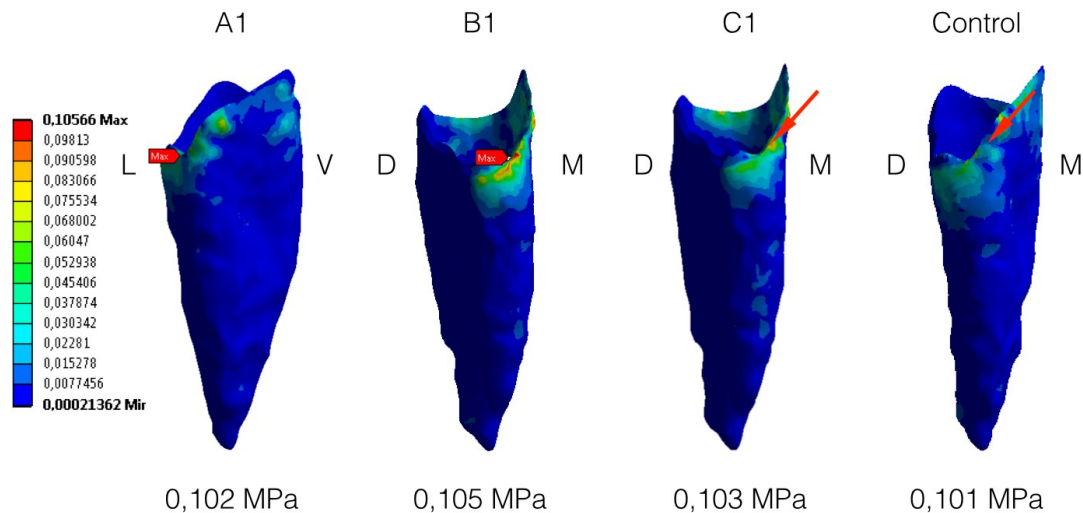


Figura 33. Tensiones máximas y sus distribuciones en el ligamento periodontal. La flecha roja indica la tensión máxima. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Mesial (M), distal (D), vestibular (V), lingual (L).

En la estructura metálica de cromo-cobalto (Figura 34), la tensión máxima más elevada se encontró en el modelo A1 con 135,69 MPa. En el modelo B1 la tensión fue de 87,30 MPa. En el modelo C1 se halló una tensión de 65,31 MPa. Y en el modelo control se halló una tensión de 104,27 MPa en la base del conector menor al brazo recíproco lingual. En todos los modelos, a excepción del modelo control, las tensiones se localizaron en la periferia del orificio del metal que rodea la parte retentiva del Locator® y en una área comprendida entre la base del conector menor del brazo recíproco y la unión de la barra lingual con los conectores de las bases para la resina.

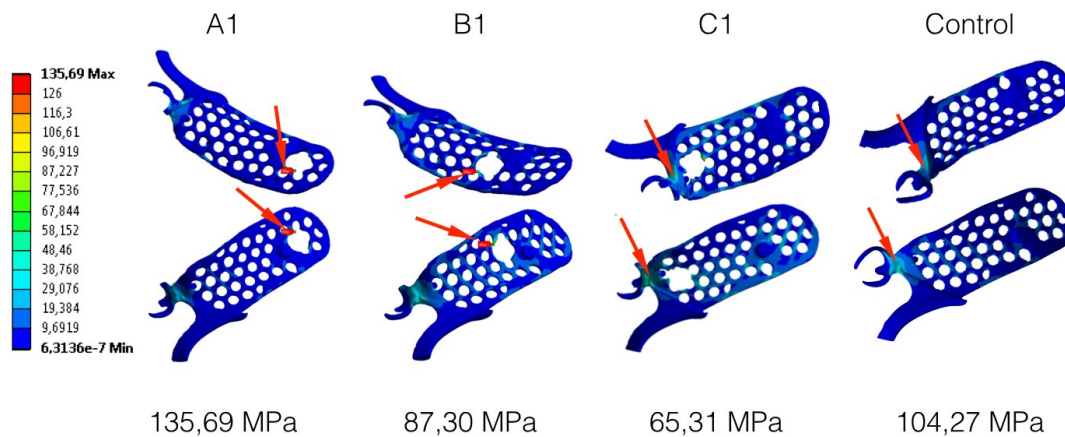


Figura 34. Tensiones máximas y sus distribuciones en la estructura metálica. La flecha roja indica la tensión máxima. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

En la resina (Figura 35) las tensiones máximas fueron muy parecidas en los modelos A1 y B1 (30,17 MPa y 36,82 MPa respectivamente) pero su localización fue distinta en el modelo A1 esta se encontró en el borde inferior distovestibular, mientras que en el modelo B1 se encontró en la zona interna próxima al conector menor y por debajo del primer premolar. En el modelo control y el modelo C1 se comportaron de una manera parecida en cuanto a tensiones máximas (15,99 MPa y 17,55 MPa respectivamente) y a las distribuciones de las demás tensiones, las cuales se localizaron en toda la superficie oclusal de los dientes.

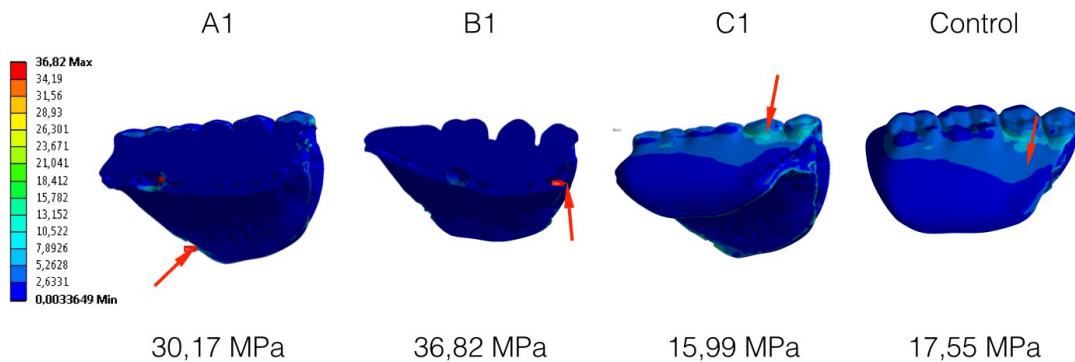


Figura 35. Tensiones máximas y sus distribuciones en la resina. La flecha roja indica la tensión máxima. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

En cuanto al implante (Figura 36) la tensión máxima más elevada se encontró en el modelo C1 con 224,07 MPa que se localizó en la zona apical del implante, también se localizaron tensiones menores en la cara mesial de la interfase protésica. En el modelo A1 fue de 123,24 MPa, localizándose en la cara mesial de la interfase protésica. La tensión más menor se encontró en el modelo B1 con 83,55 MPa, también se encontró en la zona mesiolingual de la interfase protésica. En los cortes seccionales se observa que en el modelo B1 y C1 dichas tensiones profundizan menos hacia el interior del implante y son de menor magnitud hacia la conexión del implante, quedando más distribuidas en prácticamente toda la longitud del implante y del retenedor.

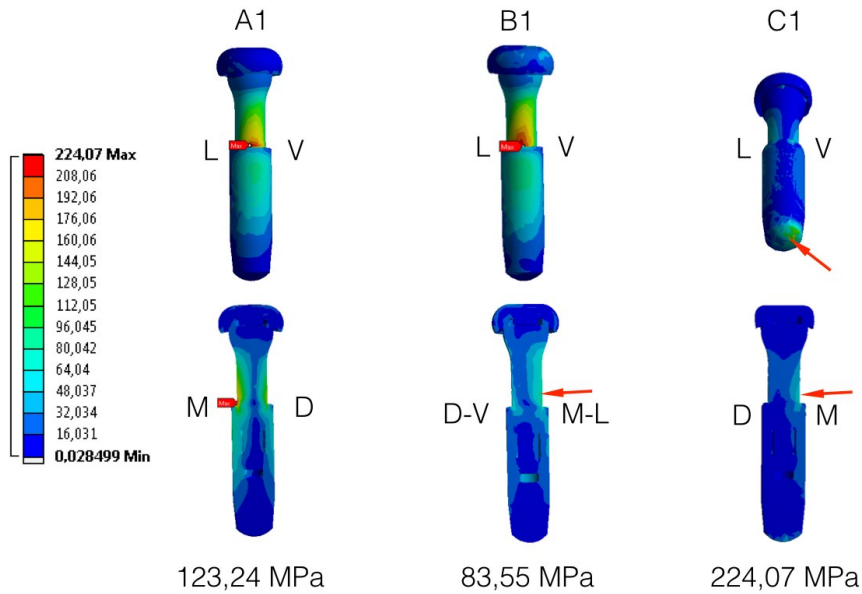


Figura 36. Tensiones máximas y sus distribuciones en el implante. La flecha roja indica la tensión máxima. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Mesial (M), distal (D), vestibular (V), lingual (L).

6.1.3. Deformaciones no lineales del ligamento periodontal y su distribución

Se realizó una simulación de la deformación no lineal del ligamento periodontal. No hubieron muchas diferencias remarcables entre los modelos (Tabla 3). Los valores de la deformación oscilaron de un 21% hasta un 27% de su tamaño original. En el modelo A1 fue del 22%, en el modelo B1 fue del 26%, en el modelo C1 fue del 21% y en modelo control fue del 27%. Estas deformaciones se localizaron en todos los modelos en la cara mesiovestibular del ligamento en su porción cervical. En el mapa de distribución (Figura 37) se puede observar que el resto de deformaciones se repartieron de forma muy parecida en todos los modelos.

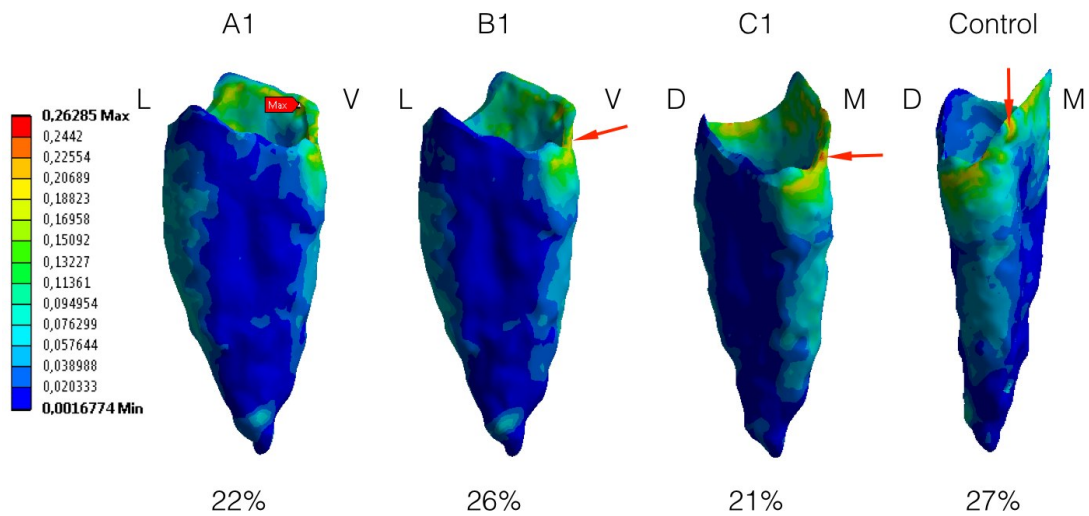


Figura 37. Deformaciones no lineales máximas y sus distribuciones en el ligamento periodontal. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Mesial (M), distal (D), vestibular (V), lingual (L).

6.2. Resultados obtenidos en condiciones de simetría

En la simulación con simetría hubo en general menos diferencias entre los modelos comparando con los resultados obtenidos de la simulación de asimetría. No obstante, hubo diferencias entre los modelos de estudio y el modelo control. En la Tabla 4 se muestran los valores máximos obtenidos de los desplazamientos globales, desplazamientos de la prótesis, tensiones máximas y deformaciones no lineales del ligamento periodontal.

	A1 Simétrico	B1 Simétrico	C1 Simétrico	Control Simétrico
Desplazamiento Total (mm)	0,054	0,054	0,053	0,056
Desplazamiento prótesis en sentido X (mm)	0,021	0,021	0,021	0,029
Desplazamiento prótesis en sentido Y (mm)	0,013	0,015	0,014	0,015
Desplazamiento prótesis en sentido Z (mm)	0,048	0,049	0,051	0,054
Desplazamiento diente (mm)	0,042	0,041	0,041	0,043
Tensión Mandíbula (Mpa)	9,14	12,26	9,15	8,87
Tensión Estructura Metálica (Mpa)	173,39	131,29	153,70	126,41
Tensión Encía (Mpa)	1,61	2,63	2,15	2,29
Tensión Resina (Mpa)	35,42	17,67	12,15	14,97
Tensión diente (Mpa)	5,56	6,12	5,57	8,23
Tensión Implante (Mpa)	90,13	65,66	210,92	-----
Tensión Ligamento Periodontal (Mpa)	0,020393	0,018424	0,010181	0,099304
Deformación Lligamento Periodontal %	10,00	9,00	7,00	25,00

Tabla 4. Valores máximos obtenidos del primer objetivo bajo condiciones de simetría. Modelo A1 con el implante colocado en el segundo molar. Modelo B1 con el implante colocado en el primer molar. Modelo C1 con el implante colocado en la zona intermedia de los premolares. Modelo control sin implantes. La celda en blanco indica que esa estructura no estaba presente en la simulación.

6.2.1. Desplazamientos máximos y su distribución

Los desplazamientos globales máximos fueron muy similares entre los diferentes modelos de estudio (A1: 0,054 mm; B1: 0,054 mm; C1: 0,053 mm; y el modelo control 0,056 mm). Observando los mapas de distribución de desplazamientos de los diferentes modelos, en todos ellos, se localizaron en la zona coronaria de los dientes anteriores y en la zona de la barra lingual de la estructura metálica de la prótesis. La tendencia de desplazamiento fue la misma que en condiciones de asimetría, con una dirección anterior, inferior y hacia lingual (Figura 38).

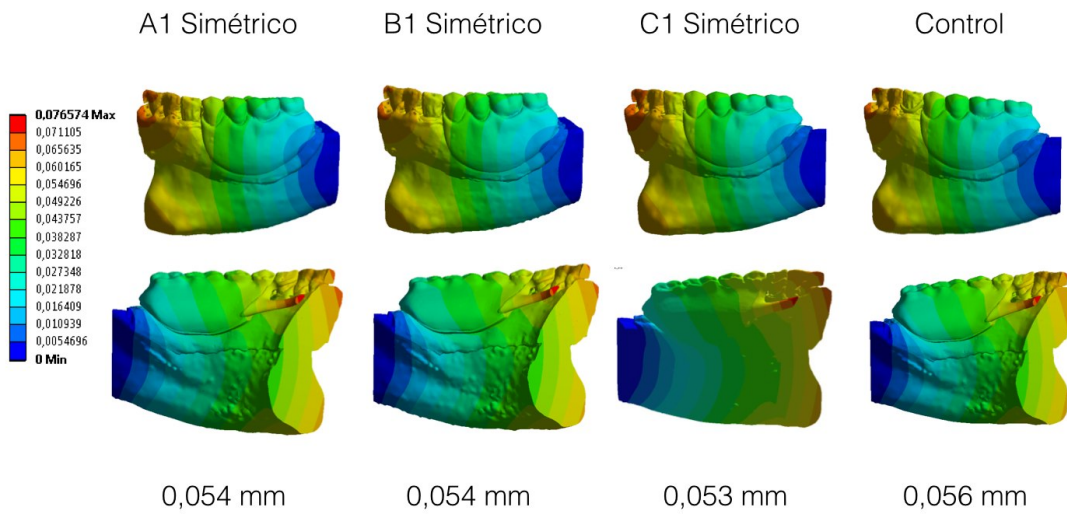


Figura 38. Desplazamientos globales máximos y sus distribuciones bajo condiciones de simetría. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

En cuanto a los desplazamientos en las diferentes direcciones del espacio de la prótesis tampoco hubo diferencias remarcables entre los modelos A1, B1, C1 y modelo control. En la Figura 39 se pueden observar los diferentes mapas de distribución de desplazamientos de la prótesis en los diferentes modelos (Figura 39).

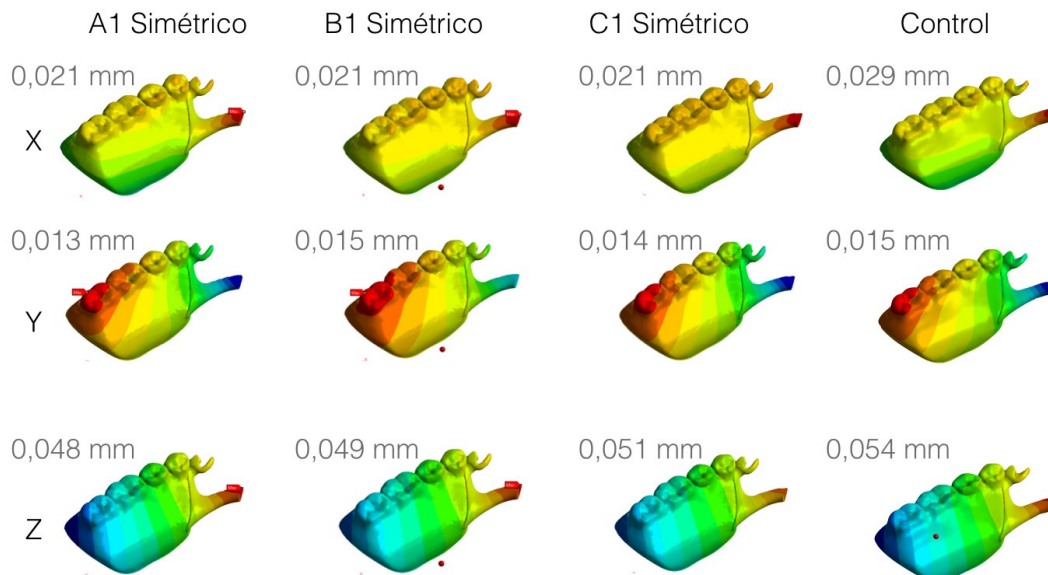


Figura 39. Desplazamientos máximos de la prótesis y sus distribuciones en los diferentes ejes del espacio X, Y y Z. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

En el modelo A1 (Figura 39), dichos desplazamientos en el eje de la X (antero-posterior) fue de 0,021 mm, este desplazamiento se localizó en la zona de la barra lingual. En el eje de la Y (vestíbulo-lingual) fue de: 0,013 mm y se localizó en las cúspides vestibulares y cúspide distolingual del segundo molar de resina. En el eje de la Z (superior-inferior) fue de 0,048 mm y se localizó en la zona media de la barra lingual.

En el modelo B1 (Figura 39), dichos desplazamientos en el eje de la X (antero-posterior) fue de 0,021 mm. En el eje de la Y (vestíbulo-lingual) fue de: 0,015 mm. En el eje de la Z (superior-inferior) fue de 0,049 mm. Dichos desplazamientos máximos se encontraron en las mismas localizaciones que el modelo A1.

En el modelo C1 (Figura 39), dichos desplazamientos en el eje de la X (antero-posterior) fue de 0,021 mm. En el eje de la Y (vestíbulo-lingual) fue de: 0,014 mm. En el eje de la Z (superior-inferior) fue de 0,051 mm. Dichos desplazamientos máximos se encontraron en las mismas localizaciones que el modelo A1 y B1.

En el modelo control (Figura 39), dichos desplazamientos en el eje de la X (antero-posterior) fue de 0,029 mm. En el eje de la Y (vestíbulo-lingual) fue de: 0,015 mm. En el eje de la Z (superior-inferior) fue de 0,054 mm (Figura 39). Estos desplazamientos también fueron encontrados en las mismas zonas que los modelos A1, B1 y C1.

En el mapa de distribuciones de los desplazamientos de la prótesis (Figura 39), también se observó que los desplazamientos de la estructura metálica y la resina son uniformes y se producen de forma conjunta.

No hubieron diferencias en el desplazamiento máximo del diente adyacente al tramo edéntulo entre los modelos. Se encontraron valores muy parecidos entre 0,041 y 0,043 mm en todos los modelos. Dichos desplazamientos se localizaron todos en la zona de la cara mesial del diente 3.3 (Figura 40).

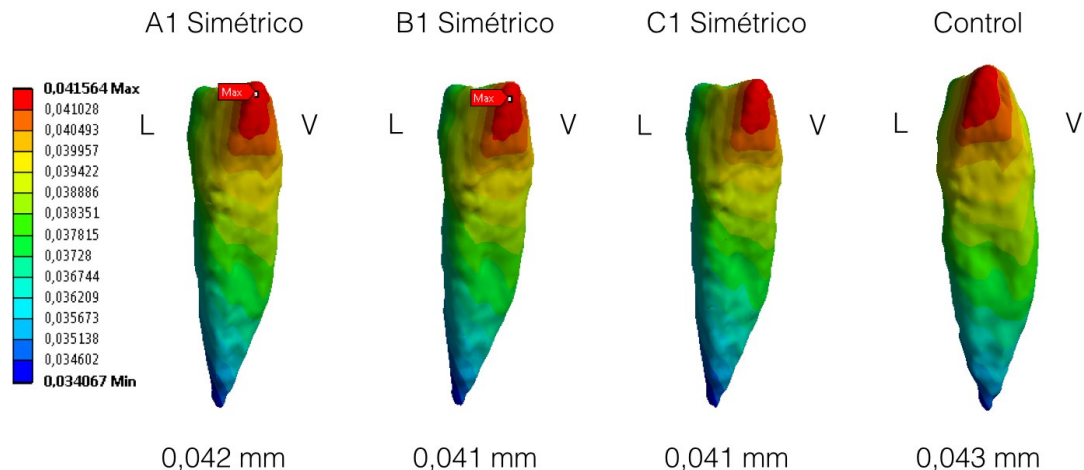


Figura 40. Desplazamientos máximos y sus distribuciones en el diente 3.3. Color rojo, valor máximo. La flecha roja indica el valor máximo. Color azul, valor mínimo. Vestibular (V), lingual (L).

6.2.2. Tensiones mecánicas máximas y su distribución

En general, en la mandíbula (Figura 41), a excepción del hueso periimplantario, la distribución de tensiones fue muy parecida entre los diferentes modelos incluso comparando con la simulación de asimetría. La tensión máxima más elevada fue en el modelo B1 con 12,26 MPa y se encontró en una zona muy limitada y alejada hacia distal en el borde inferior externo del cuerpo mandibular. La siguiente tensión más elevada fue en el modelo C1 con 9,15 MPa y se localizó en la misma zona que el modelo B1 correspondiendo en la zona de restricción de no movimiento. El modelo A1 la tensión máxima fue de 9,14 MPa y localizada en la misma zona que el modelo B1 y C1. La tensión más baja se encontró en el modelo sin implantes de control con 8,87 MPa y se localizó de manera muy parecida al resto de modelos de estudio. El resto de tensiones se distribuyeron de forma muy parecida en todos los modelos y también parecidas en las obtenidas bajo condiciones de asimetría. En los cortes seccionales de la zonas correspondientes al implante, en el modelo A1 las mayores tensiones se localizaron alrededor de la zona crestal distal, adyacente a la interfase protésica y repartidas en toda la longitud del cuerpo del implante y también en las zonas óseas lingual y vestibular adyacentes al implante. En el modelo B1 se encontraron tensiones menores localizadas en la cara

distal crestal y en la zona media de la longitud del implante. En el modelo C1 se encontraron tensiones menores a las encontradas en los anteriores modelos y distribuidas en el hueso periférico alrededor del implante.

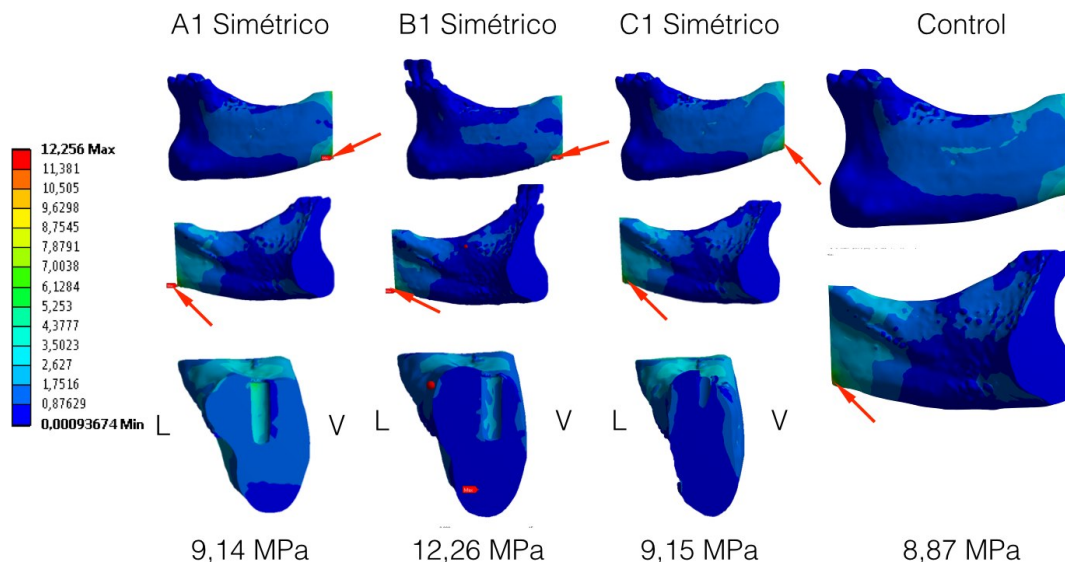


Figura 41. Tensiones máximas y sus distribuciones en el hueso mandibular. Parte inferior se muestran los cortes seccionales correspondientes al hueso periimplantario. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Vestibular (V), lingual (L).

En la encía (Figura 42), las tensiones variaron entre 1,61 MPa hasta 2,63 MPa. En el modelo A1 una tensión de 1,61 MPa se encontró en una zona central de la cresta alveolar correspondiente al primer molar. En el modelo B1 la tensión máxima fue de 2,63 y se localizó en la zona de presión distal y lingual del borde inferior de la base de la resina. En el modelo C1 la tensión fue de 2,15 MPa y se halló en la misma zona que en el modelo B1. En el modelo control dicha tensión fue de 2,29 MPa y se localizó de forma muy parecida a los modelos B1 y C1. En general las tensiones en todos los modelos se concentraron en la zona de contacto del borde inferior de la base de resina de la prótesis. Las distribuciones del modelo A1 y el control fueron muy parecidas, pero estas diferentes a los modelos B1 y C1.

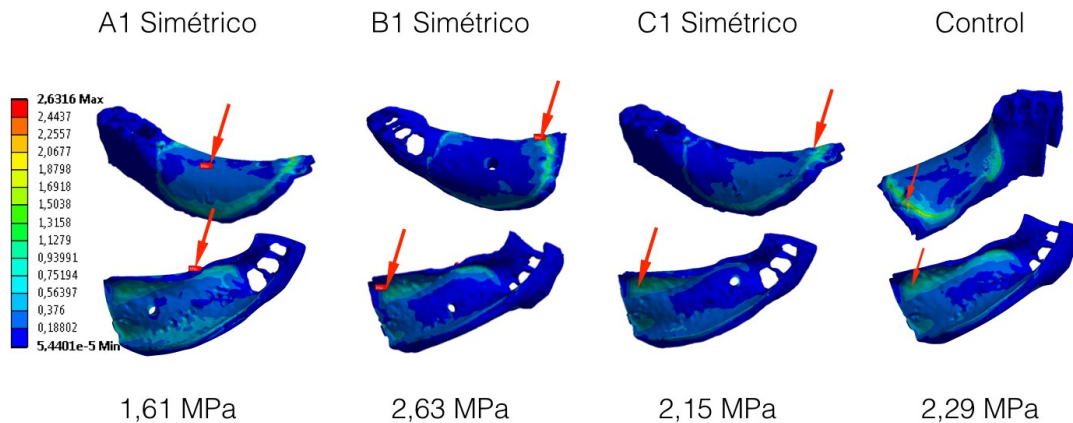


Figura 42. Tensiones máximas y sus distribuciones en la encía. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

Las tensiones máximas en el diente (Figura 43), no variaron mucho según el modelo. En el modelo A1 fueron de 5,56 MPa localizada en la cara distal del diente correspondiente al apoyo del contraganchos. En modelo B1 se encontró una tensión de 6,12 MPa también en la misma zona que en el modelo A1. En el modelo C1 una tensión de 5,57 MPa se localizó también en la misma zona que los modelos A1 y B1. En el modelo control la tensión máxima que se encontró fue de 8,23 MPa y se localizó en la cara distolingual del diente.

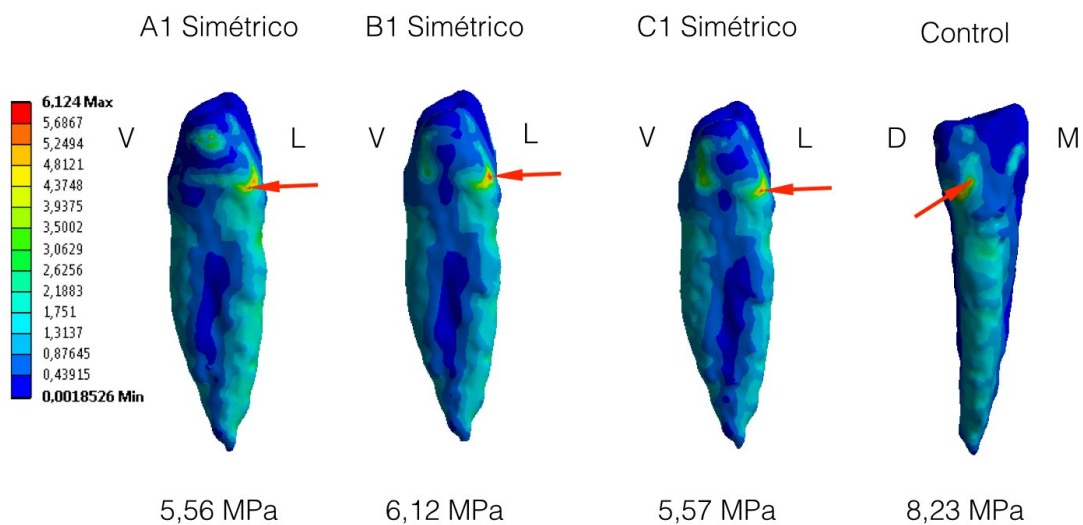


Figura 43. Tensiones máximas y sus distribuciones en el diente 3.3. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Mesial (M), distal (D), vestibular (V), lingual (L).

El ligamento periodontal (Figura 44), sufrió la mayor tensión máxima en el modelo control sin implante con 0,099 MPa, localizada en una pequeña área en la cara externa lingual del ligamento. Seguidamente, en el modelo A1 se obtuvo una tensión de 0,020 MPa, esta tensión se encontró en una área mesiallingual interna del ligamento. La tensión máxima más baja se encontró en el modelo C1 con 0,010 MPa que se encontró en las caras vestibular nivel cervical. En el modelo B1 la tensión fue de 0,018 MPa y se localizó en la cara mesial del ligamento en una porción interna. Independientemente de la posición del implante se encontraron menores tensiones y mayor distribución de estas con respecto al modelo control. El modelo C1 fue el que obtuvo mejor distribución de tensiones ya que estas quedaron repartidas en toda la superficie del ligamento.

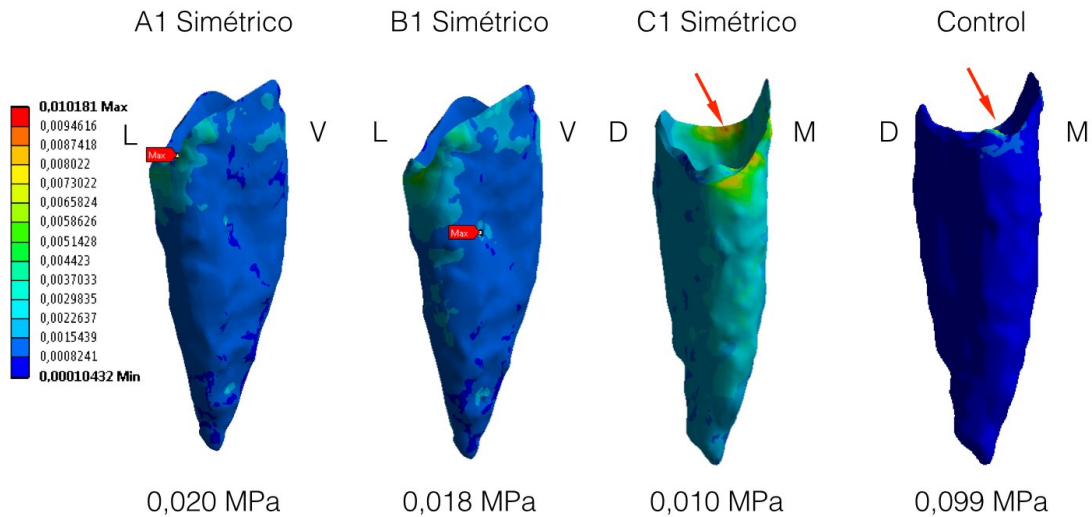


Figura 44. Tensiones máximas y sus distribuciones en el ligamento periodontal. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Mesial (M), distal (D), vestibular (V), lingual (L).

En la estructura metálica (Figura 45) la máxima tensión fue en el modelo A1 con 173,39 MPa, se encontró en la parte interna del metal que rodeaba la parte retentiva del Locator®. La tensión en el modelo C1 con 153,7 MPa, se halló de una manera similar al modelo A1. En el modelo B1 la tensión fue de 131,29 MPa que se localizó en la parte medial de la barra lingual. La tensión máxima más baja de este material se encontró en el modelo control con 126,41 MPa localizándose en parte del conector menor y base contragrancho y zona media de la barra lingual. La

distribución de tensiones reveló una cierta concentración de tensiones alrededor del orificio del metal que rodea la parte retentiva del Locator®

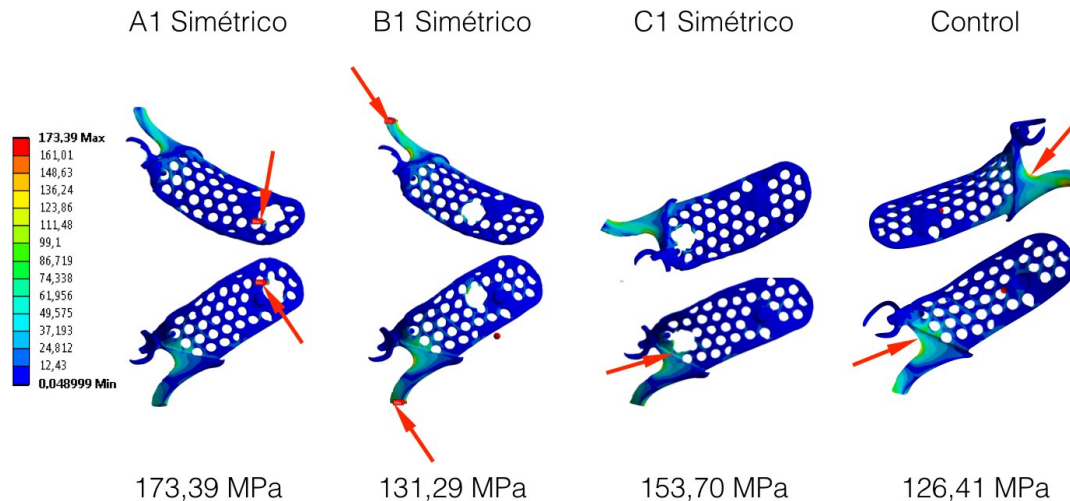


Figura 45. Tensiones máximas y sus distribuciones en la estructura metálica. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

En la resina (Figura 46) la mayor tensión máxima se encontró en el modelo A1 con 35,42 MPa, dicha tensión se encontró en el borde inferior externo del faldón vestibular de la resina. La siguiente tensión máxima fue en el modelo B1 con 17,67 MPa hallada en una área interna del faldón lingual en la altura del primer molar de la resina. La tensión más baja se encontró en el modelo C1 con 12,15 MPa y se localizó en el borde inferior del faldón vestibular en su porción más distal de la base de la resina. En el modelo control la tensión máxima fue de 14,97 MPa y su distribución fue muy parecida al modelo C1. En todos los modelos, a excepción del modelo control, se encontraron tensiones menores distribuidas en la resina que rodea la parte retentiva del Locator®.

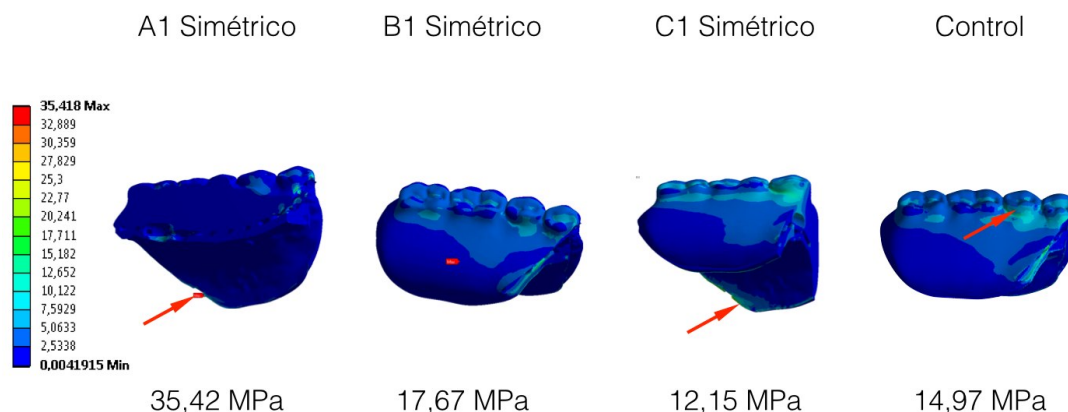


Figura 46. Tensiones máximas y sus distribuciones en la resina. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

La tensión máxima mas elevada en el implante (Figura 47), se encontró en el modelo C1 con 210,92 MPa y localizada en el ápice del implante. En el modelo A1 con 90,13 MPa, dicha tensión se localizó en la interfase protésica en una zona mesial del implante. La tensión máxima menor se encontró en modelo B1 con 65,66 MPa, se localizó también en una zona mesiolingual de la interfase protésica. En los cortes seccionales de los implantes se puede observar que en el modelo A1 la distribución de las tensiones queda mas agrupada en la zona intermedia del retenedor Locator®, mientras que en el modelo B1 estas tensiones quedan más repartidas no solamente en el retenedor sino también en las paredes externas del implante. En el modelo C1, básicamente, las tensiones quedan concentradas en el ápice y ligeramente en la parte intermedia del retenedor protésico sin llegar a profundizar en este.

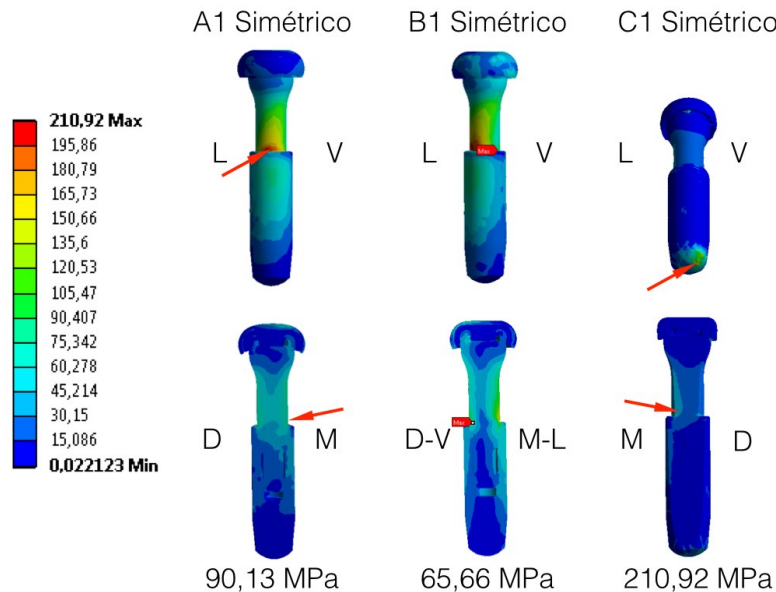


Figura 47. Tensiones máximas y sus distribuciones en el implante. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Mesial (M), distal (D), vestibular (V), lingual (L).

6.2.3. Deformaciones no lineales y distribuciones del ligamento periodontal

Los valores de deformación no lineal del ligamento periodontal fueron bastante menores que los valores encontrados en las condiciones de asimetría. Dichos valores fueron en el modelo A1 del 10 %, en el modelo B1 fue del 9 % y en el modelo C1 fue del 7 %. Estas deformaciones máximas quedaron localizadas de manera muy parecidas en las caras linguales a nivel cervical. En el modelo control se observó una deformación del 25% de su tamaño original valor muy parecido a los valores encontrados en la simulación de asimetría. En el mapa de distribución de deformaciones (Figura 48), se observa que estas fueron muy parecidas entre los modelos A1, B1 y C1. Sin embargo, en el modelo control estas deformaciones quedaron poco repartidas en el ligamento periodontal y quedaron mas concentradas en una área muy pequeña en la cara lingual.

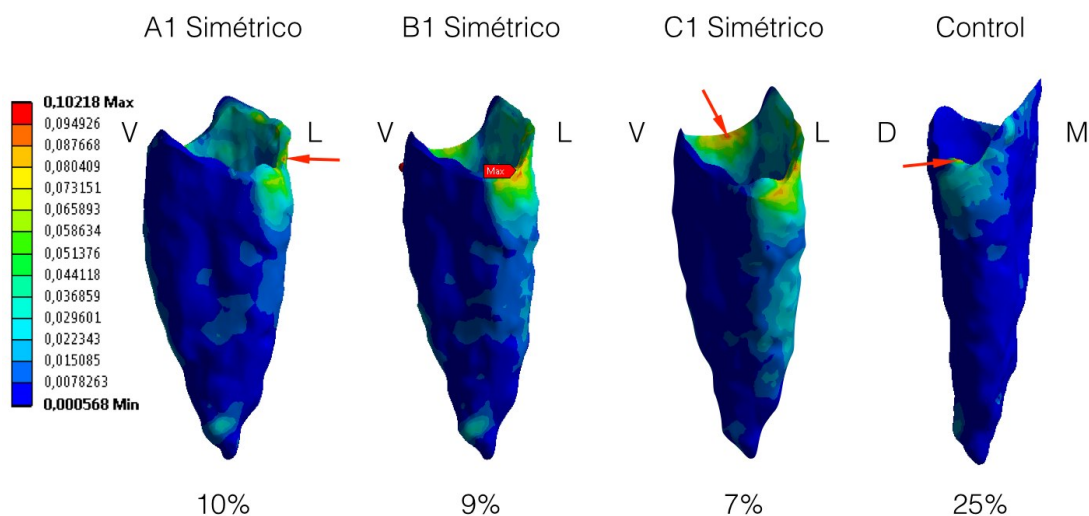


Figura 48. Deformaciones no lineales máximas y sus distribuciones en el ligamento periodontal. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Mesial (M), distal (D), vestibular (V), lingual (L).

6.3. Selección del modelo para realizar el segundo objetivo del estudio

Finalmente, teniendo en cuenta los valores obtenidos de los desplazamientos, tensiones y deformaciones no lineales de los diferentes materiales estudiados bajo condiciones de asimetría y simetría, se decidió escoger el modelo B1 (implante colocado en la zona del primer molar) ya que obtuvo los mejores resultados en los desplazamientos en las diferentes direcciones del espacio de la prótesis, así como también la distribución de tensiones encontradas en el implante y el hueso periimplantario. No obstante, el hecho de colocar un implante en el tramo edéntulo distal independientemente de su localización, ha demostrado tener mejores comportamientos biomecánicos comparados con el modelo control sin implantes.

6.4. Resultados del segundo objetivo

A continuación se muestran los valores obtenidos de los desplazamientos globales, desplazamiento de la prótesis, las tensiones máximas y las deformaciones no lineales del ligamento periodontal del segundo objetivo (Tabla 5). Los resultados obtenidos fueron bajo condiciones de asimetría ya que en el primer objetivo se demostró que fue la simulación que obtuvo más diferencias entre los diferentes modelos. Los desplazamientos globales, desplazamientos de la prótesis, las

tensiones y las deformaciones no lineales del ligamento periodontal de los modelos B1 y control se han descrito anteriormente en el primer objetivo bajo condiciones de asimetría. Sin embargo, estos modelos se han incorporado en las diferentes figuras para poder visualizar las posibles comparaciones entre los modelos.

	A2	B2	C2	B1	Control
Desplazamiento Total (mm)	0,073	0,072	0,070	0,071	0,090
Desplazamiento prótesis en sentido X (mm)	0,023	0,023	0,023	0,026	0,055
Desplazamiento prótesis en sentido Y (mm)	0,028	0,031	0,029	0,037	0,063
Desplazamiento prótesis en sentido Z (mm)	0,072	0,054	0,069	0,070	0,077
Desplazamiento diente (mm)	0,048	0,046	0,047	0,047	0,048
Tensión Mandíbula (Mpa)	14,54	15,05	13,86	13,02	14,75
Tensión Estructura Metálica (Mpa)	88,96	65,48	104,66	87,30	104,27
Tensión Encía (Mpa)	3,93	5,35	3,64	3,19	2,91
Tensión Resina (Mpa)	27,35	25,07	26,04	36,82	17,55
Tensión diente (Mpa)	8,40	1,81	7,94	17,48	18,00
Tensión Implante (Mpa)	90,18	60,86	181,79	83,55	--
Tensión Ligamento Periodontal (Mpa)	0,030000	0,028793	0,030032	0,105660	0,101817
Deformación Lligamento Periodontal %	12,00	10,00	13,00	26,00	27,00

Tabla 5. Valores máximos obtenidos del segundo objetivo bajo condiciones de asimetría. Modelo A2 con pilar de cicatrización. Modelo B2 con retenedor bola de Ankylos®. Modelo C2 con retenedor tipo ERA®. Modelo D2 con retenedor tipo Locator®. Modelo control sin implantes. La celda en blanco indica que esa estructura no existe en ese modelo.

6.4.1. Desplazamientos máximos y su distribución

A continuación se describen los desplazamientos globales máximos y sus localizaciones y distribuciones a lo largo de todo el conjunto: mandíbula, dientes y prótesis de todos los modelos (Figura 49). Así como también los desplazamientos máximos y sus distribuciones de la prótesis en los diferentes ejes del espacio (Figura 50).

En cuanto a los desplazamientos globales no hubo muchas diferencias entre los modelos de estudio (A2, B2, C2 y B1). Sin embargo, hubo diferencias entre el grupo control con el resto de modelos. Se pudo comprobar al igual que en las

simulaciones anteriores la tendencia de desplazamiento con un componente rotacional con una dirección anterior, inferior y hacia lingual (Figura 49). En el modelo A2 el desplazamiento máximo fue de 0,073 mm y se encontró en la parte anterior vestibular de los dientes remanentes. En el modelo B2 fue de 0,072 mm y se localizó de una manera muy parecida al modelo A2. En el modelo C2 fue de 0,070 mm y se localizó en la zona del borde incisal de los incisivos lateral y central. En los modelos B1 y control los resultados fueron los mismos a los encontrados en la simulación anterior bajo condiciones de asimetría.

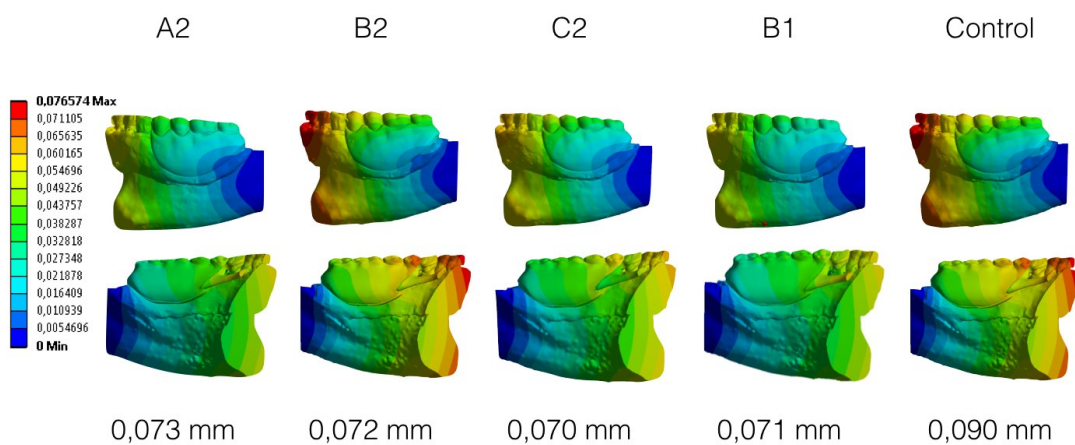


Figura 49. Desplazamientos globales máximos y sus distribuciones. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

Los desplazamientos máximos de la prótesis en las diferentes direcciones del espacio no se encontraron muchas diferentes entre los modelos. Sin embargo si hubieron diferencias comparados con los desplazamientos obtenidos en el modelo control. También se encontraron diferencias en las diferentes distribuciones de estos según el modelo (Figura 50).

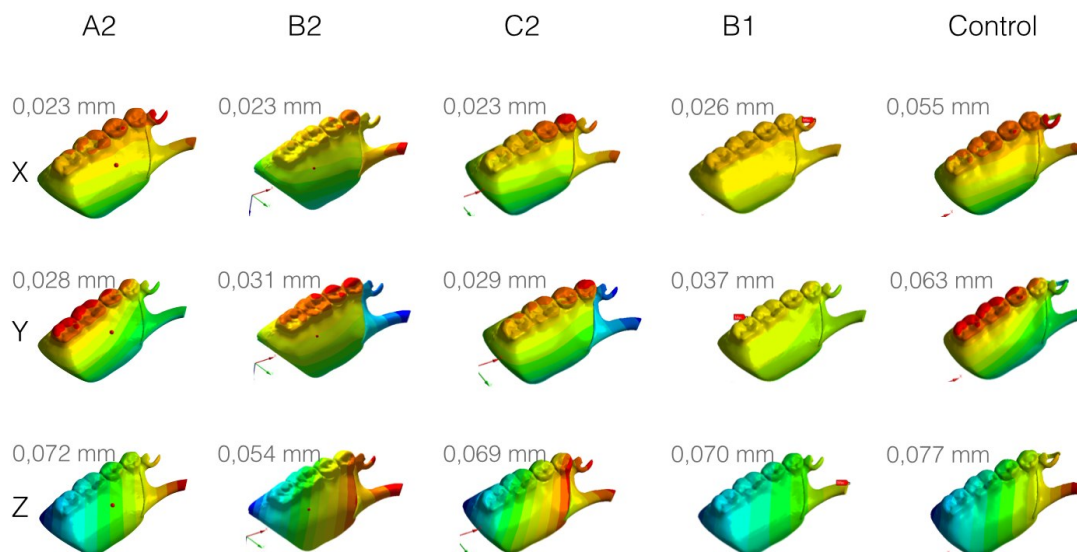


Figura 50. Desplazamientos máximos de la prótesis y sus distribuciones en los diferentes ejes del espacio X, Y y Z. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

En el modelo A2 (Figura 50), el desplazamiento máximo en el eje de la X (antero-posterior) fue de 0,023 mm y se encontró en el contraganchos. En el eje de la Y (vestíbulo-lingual) fue de 0,028 mm y se encontró en la superficie oclusal del primer y segundo molar. En el eje de la Z (superior-inferior) fue de 0,072 mm y se localizó en la parte media de la barra lingual.

En el modelo B2 (Figura 50), el desplazamiento en el eje de la X (antero-posterior) fue de 0,023 mm y se localizó en la barra lingual y zona de las cúspides vestibular y lingual del primer premolar. En el eje de la Y (vestíbulo-lingual) fue de 0,031 mm y se encontró en las cúspides vestibulares de los premolares, en la cúspide lingual del segundo premolar y en la cúspide mesiovestibular del primer molar. En el eje de la Z (superior-inferior) fue de 0,054 mm y se halló en la zona media de la barra lingual y en la cara lingual de la base de la resina próxima a la estructura metálica.

En el modelo C2 (Figura 50), el desplazamiento en el eje de la X (antero-posterior) fue de 0,023 mm y se encontró en la cúspide vestibular del primer premolar y en menor intensidad en la parte media de la barra lingual y superficie oclusal del segundo premolar. En el eje de la Y (vestíbulo-lingual) fue de 0,029 mm y pudo localizar en la cúspide vestibular del primer premolar y en menor magnitud en

la superficie oclusal del segundo premolar y cúspides vestibulares del primer y segundo molar. En el eje de la Z (superior-inferior o vertical) fue de 0,069 mm y se encontró en la cara lingual de la base de la resina próxima a la estructura metálica.

En los modelos B1 y control fueron los mismos resultados que los encontrados en la anterior simulación bajo condiciones de asimetría, aunque fueron expuestos en la Figura 50 por motivos de comparación con el resto de modelos.

En el mapa de distribución de desplazamientos de la prótesis (Figura 50) en los modelos B2 y C2 se puede observar un comportamiento parecido en cuanto la tendencia de desplazamientos. Se puede ver que la estructura metálica y la base de la resina tienden a desplazarse de forma independiente la una con la otra, hecho que no ocurrió en los modelos B1 y control.

En cuanto a los desplazamientos máximo en el diente adyacente al tramo edéntulo (Figura 51) fueron muy similares: modelo A2: 0,048 mm; modelo B2: 0,046 mm; modelo C2: 0,047 mm; modelo B1: 0,047 mm; y modelo control: 0,048 mm. Estos desplazamientos máximos se localizaron en todos los modelos en la misma zona en la cara mesial del diente. El resto de desplazamientos se distribuyeron de forma también muy parecido y fue a lo largo de todo el diente.

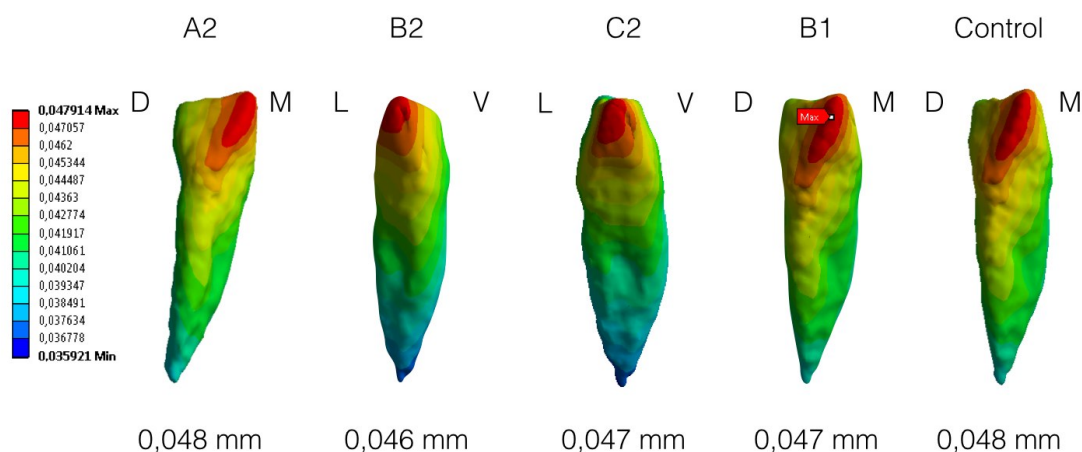


Figura 51. Desplazamientos máximos y sus distribuciones en el diente 3.3. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

6.4.2. Tensiones mecánicas máximas y su distribución

En la mandíbula (Figura 52) las tensiones máximas y sus distribuciones fueron las siguientes: en el modelo A2 la tensión máxima fue de 14,54 MPa y se localizó en la porción más posterior e inferior cercano al ángulo mandibular; en el modelo B2 la tensión máxima fue de 15,05 MPa y se encontró en una zona muy limitada y alejada próxima al límite del modelo en su porción posterior correspondiente a la zona de restricción de movimiento; en el modelo C2 la tensión máxima fue de 13,86 MPa y se localizó en la misma zona que el modelo B2. En los modelos B1 y control las tensiones máximas con sus localizaciones y distribuciones han sido descritas anteriormente bajo condiciones de asimetría en el primer objetivo del presente estudio. No obstante, en todos los modelos se ha observado una distribución muy similar de las demás tensiones menores muy parecida a las encontradas en anteriores simulaciones: en la cara externa vestibular del cuerpo mandibular, zona de la fosa submandibular y zona anterior lingual. Respecto las tensiones encontradas en el hueso periimplantario (Figura 52) se pueden observar diferencias entre los diferentes cortes seccionales. En el modelo A2 se concentraron algunas tensiones en la parte más cercana a la interfase protésica y otras tensiones se distribuyeron a lo largo de toda la longitud del implante. En el modelo B2, se encontró la misma distribución de tensiones que en el modelo A2. En el modelo C2 se observaron tensiones de magnitud parecidas al modelo B2 pero mas distribuidas a lo largo de toda la longitud del implante y zonas circundantes del hueso alveolar en sus paredes vestibular y lingual. En el modelo B1, se localizaron en la parte crestal distal al implante pero con menor magnitud y mayor distribución de estas a lo largo de toda la longitud del implante.

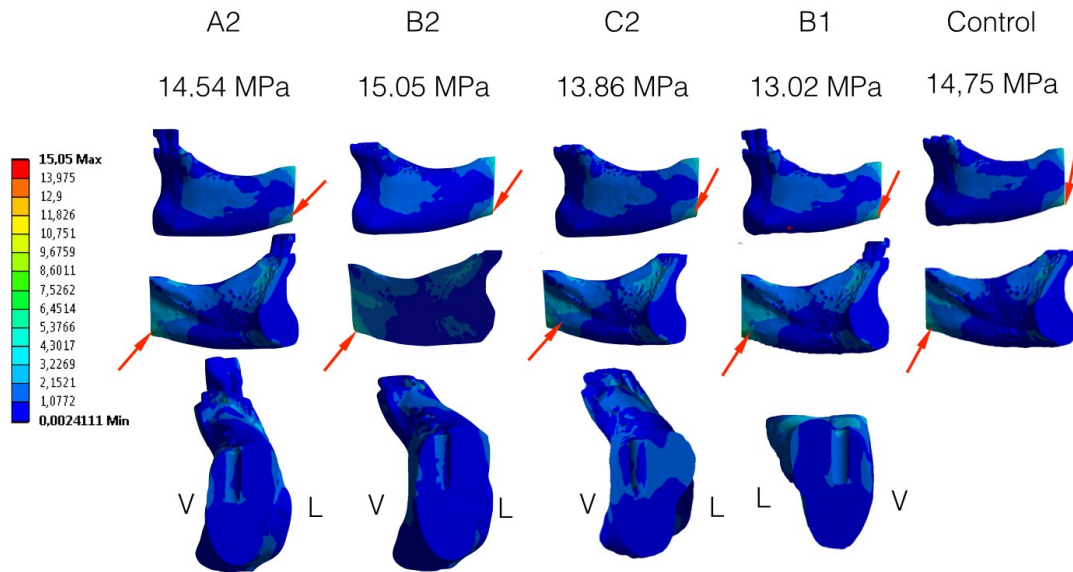


Figura 52. Tensiones máximas y sus distribuciones en el hueso mandibular. Parte inferior se muestran los cortes seccionales correspondientes al hueso periimplantario. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Vestibular (V), lingual (L).

En cuanto a la estructura de la encía (Figura 53) la tensión máxima en el modelo A2 la tensión máxima fue de 3,93 MPa. En el modelo B2 fue de 5,35 MPa. En el modelo C2 fue de 3,64 MPa. En todos los modelos la tensión máxima y la distribución del resto de tensiones fue muy parecida entre todos los modelos y fue en la zona de presión de la base de la resina correspondiente al perímetro inferior de esta. Las tensiones máximas se localizaron en la zona distal y lingual de esta zona antes comentada.

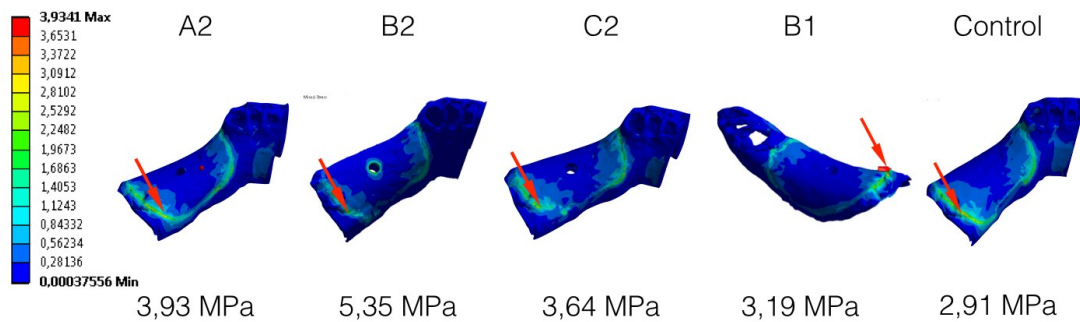


Figura 53. Tensiones máximas y sus distribuciones en la encía. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

Las tensiones máximas encontradas en el diente (Figura 54) fueron bastante diferentes entre los modelos. En el modelo A2 fue de 8,40 MPa. En el modelo B2 fue de 1,81 MPa. En el modelo C2 fue de 7,94 MPa. En el modelo B1 fue de 17,48 MPa y fue muy parecida al control de 18 MPa. En todos los modelos de estudio las tensiones máximas se encontraron en la cara distal del diente. En el modelo B2 algo mas hacia vestibular y en el C2 algo mas hacia lingual. La distribución del resto de tensiones fue muy parecida en la porción cervical del diente y caras vestibular y lingual de la raíz. En el modelo control la tensión máxima quedó concentrada en un punto de la porción media de la cara mesial del diente.

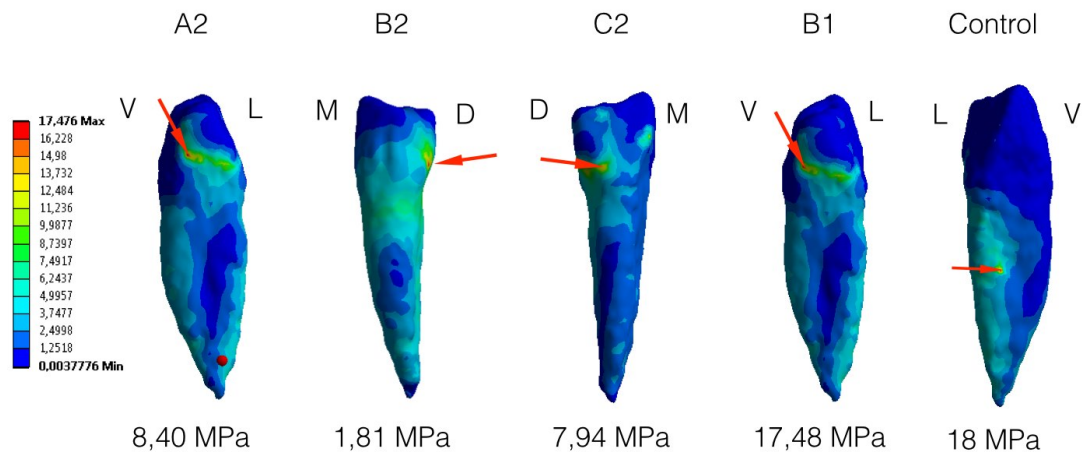


Figura 54. Tensiones máximas y sus distribuciones en el diente 3.3. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Mesial (M), distal (D), vestibular (V), lingual (L).

En cuanto al ligamento periodontal (Figura 55) las tensiones máximas fueron parecidas entre los modelos A2, B2 y C2 que fueron de 0,030 MPa, 0,028 MPa y 0,030 MPa respectivamente. En el modelo A2 y C2 estas tensiones se localizaron en la zona lingual a nivel cervical del ligamento. En el modelo B2 esta tensión se localizó en la porción media de la cara mesial del ligamento. Sin embargo, en los modelos B1 y control las tensiones máximas fueron superiores de 0,105 MPa y 0,101 MPa respectivamente y también se encontraron en la misma zona que los modelos A2 y C2. La distribución de tensiones fueron más efectivas en los modelos B2 y C2 ya que quedaron más repartidas en toda la superficie del ligamento.

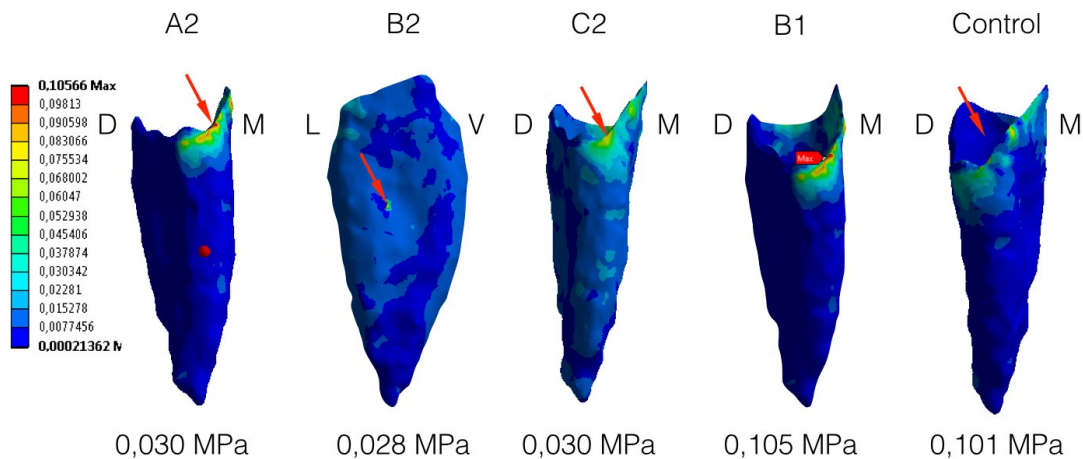


Figura 55. Tensiones máximas y sus distribuciones en el ligamento periodontal. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Mesial (M), distal (D), vestibular (V), lingual (L).

Las tensiones máximas en la estructura metálica (Figura 56) fueron diferentes según el modelo. En el modelo A2 fue de 88,96 MPa. En el modelo B2 la tensión máxima fue de 65,48 MPa. En el modelo C2 fue de 104,66 MPa. Sin embargo, la ubicación de estas tensiones en todos los modelos de estudio fue la misma, en el orificio del metal que rodea el elemento retentivo de los diferentes sistemas. Mientras, en el modelo control la tensión máxima fue de 104,27 MPa y se encontró en la zona de la base del conector menor.

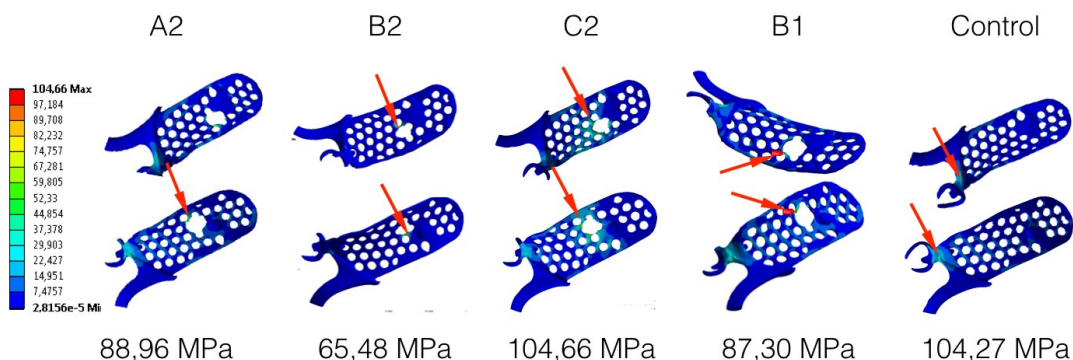


Figura 56. Tensiones máximas y sus distribuciones en la estructura metálica. La flecha roja indica la tensión máxima. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

Las tensiones máximas de la resina (Figura 57) en el modelo A2 fue de 27,35 MPa. En el modelo B2 fue de 25,07 MPa. En el modelo C2 la tensión máxima fue de 26,04 MPa. En el modelo B1 la tensión máxima fue de 36,82 MPa. Y en el modelo control fue de 17,55 MPa. Las tensiones máximas en los modelos A2, B2 y C2 se localizaron en la zona alrededor de la resina en contacto con el elemento retentivo. Mientras que en los modelos B1 y control se localizaron en una zona interna de la resina a nivel del primer premolar.

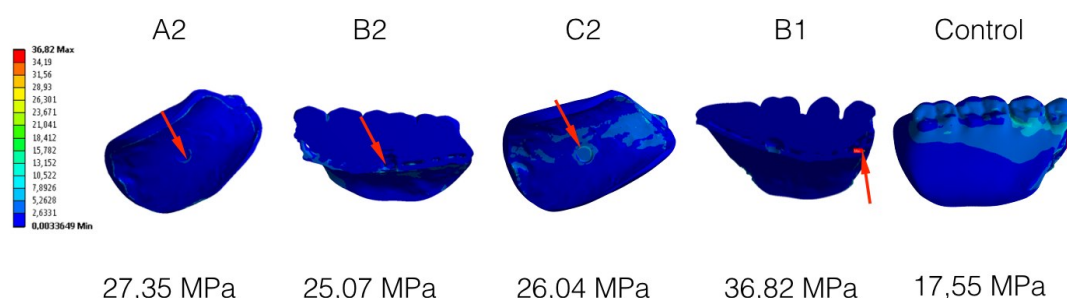


Figura 57. Tensiones máximas y sus distribuciones en la resina. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo.

En el implante (Figura 58) las tensiones máximas fueron diferentes según el modelo. En el modelo A2 fue de 90,18 MPa y se localizó en el ápice del implante en su cara mesial. En el modelo B2 fue de 60,86 MPa y se localizó también a nivel del ápice en su cara mesial, otras tensiones de menor magnitud se concentraron a nivel de la interfase protésica. En el modelo C2 la tensión máxima fue de 181,79 MPa y se localizó en la interfase protésica. En el modelo B1 la tensión fue de 83,55 MPa y se localizó igual que en el modelo C2, en la zona de la interfase. En el modelo C2 se encontraron algunas tensiones concentradas en la parte retentiva que se inserta en la resina. En los cortes seccionales de los implantes, en los modelos B2, C2 y B1 la distribución de tensiones fue muy parecida concentrándose tensiones en la zona de la interfase protésica pero distribuyéndose de forma uniforme por las paredes externas del cuerpo del implante. Sin embargo, en el modelo A2 el resto de tensiones quedaron más localizadas en el ápice del implante.

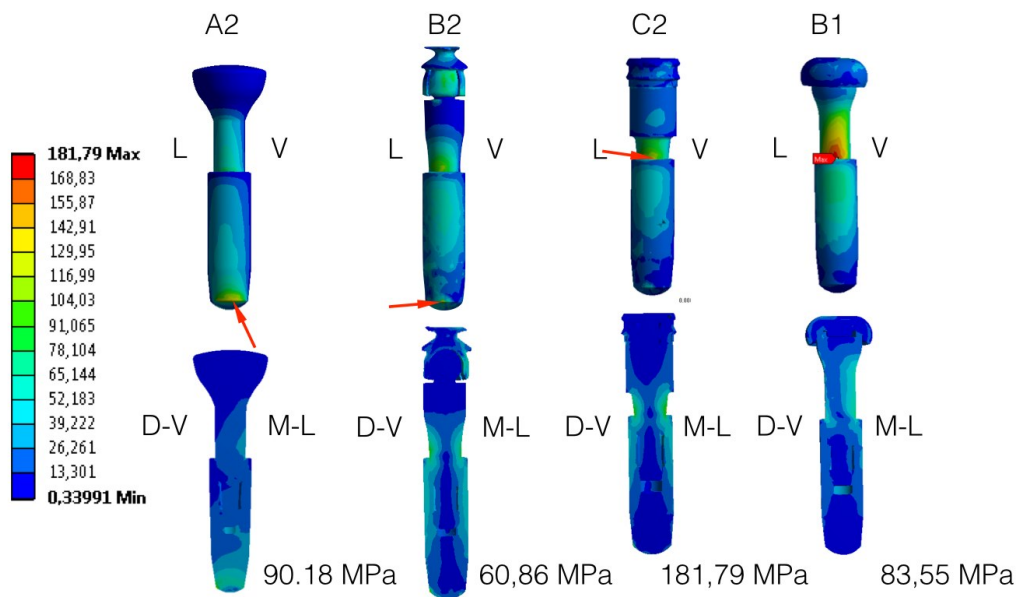


Figura 58. Tensiones máximas y sus distribuciones en el implante. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Mesial (M), distal (D), vestibular (V), lingual (L).

6.4.3. Deformaciones no lineales y distribuciones del ligamento periodontal

Se encontraron valores de deformación máximos diferentes en los modelos del estudio (Figura 59). Aunque, su localización a lo largo del ligamento periodontal fue muy parecida: porción cervical en los lados vestibular, lingual y mesial. En el modelo A2 la deformación máxima fue de 12%. En el modelo B2 la deformación máxima fue del 10% y en el modelo C2 fue del 13%. Se encontraron deformaciones mas elevadas en el modelo B1 y control de un 26% y 27% respectivamente. En los modelos A2, B2 y C2 la distribución del resto de tensiones fue en toda la superficie del ligamento periodontal, mientras que en los modelos B1 y control esas tensiones estuvieron más concentradas.

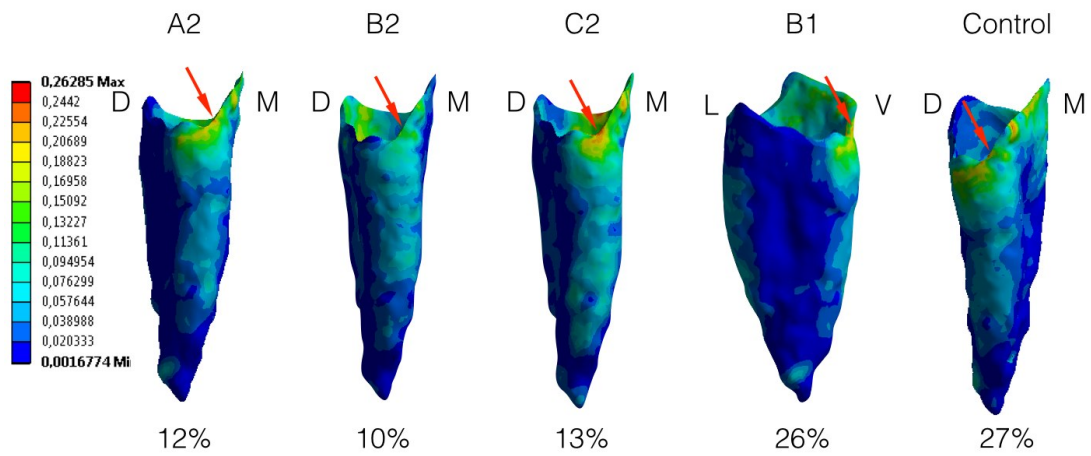


Figura 59. Deformaciones no lineales máximas y sus distribuciones en el ligamento periodontal. La flecha roja indica el valor máximo. Color rojo, valor máximo. Color azul, valor mínimo. Mesial (M), distal (D), vestibular (V), lingual (L).

7. DISCUSIÓN

La metodología usada en el presente trabajo de investigación, se caracterizó por usar un modelo tridimensional mandibular, asignar propiedades no lineales al ligamento periodontal, asignación de fuerzas mecánicas masticatorias de magnitud e inclinación muy desfavorables y el uso del implante Ankylos® con conexión cónica interna. Dichas características han hecho difícil posibles comparaciones con estudios similares sobre el mismo tema (21, 29, 32, 34).

Para reducir los tiempos de simulación computacional se evitó obtener un modelo complejo desde el punto de vista geométrico, por lo que se realizaron varias simplificaciones. La simplificación más evidente fue el hecho de usar solamente una hemiarcada. No obstante, durante el desarrollo del primer objetivo se le asignó al modelo una condición de simetría, para intentar simular una situación de arcada completa, y poder observar posibles diferencias en el comportamiento biomecánico. También se obvió las diferencias en cuanto la geometría del hueso cortical y el hueso trabecular. Se utilizó un modelo macizo compuesto solamente de hueso trabecular en vez de distinguir las dos estructuras. En el estudio de Shahmiri et al. (34) también obviaron esta diferenciación entre las dos estructuras y utilizaron un módulo de Young y un coeficiente de Poisson muy similar al utilizado en el presente estudio. No obstante, en los estudios bidimensionales de Cunha et al. (21) y Pellizzer et al. (29) sí que tuvieron en cuenta las diferencias no solamente geométricas sino también de las propiedades mecánicas de estos tipos de hueso. Esas diferencias se pudieron hacer porque su modelo de trabajo al ser bidimensional era menos complejo la realización de los cálculos computacionales. También se simplificó la geometría de los dientes, no se diferenció la parte correspondiente al esmalte dental, al estar el diente compuesto en su mayor parte por dentina. Dicha simplificación también la realizó Shahmiri et al. (34). En cambio, en los estudios de Cunha et al (21) y Pellizzer et al. (29) al utilizar modelos más sencillos bidimensionales sí que diferenciaron el esmalte de la dentina no solo en su geometría sino también en sus diferentes propiedades.

En general, analizando los resultados obtenidos del primer objetivo del estudio, bajo condiciones de simetría no se hallaron diferencias importantes en cuanto desplazamientos, tensiones máximas obtenidas y deformaciones no lineales.

No obstante, se hallaron diferencias importantes entre los modelos de estudio A1, B1 y C1 y el modelo control bajo condiciones de asimetría. Las condiciones de asimetría intentan reproducir una situación de carga masticatoria unilateral con lo que se considera una situación mecánica más desfavorable que en condiciones de carga masticatoria bilateral simultánea o de forma simétrica (139). El hecho de hallar diferencias en este aspecto corrobora que el uso de una PPR convencional en este tipo de situaciones tenga una tendencia a la desestabilización, hecho ya citado en números estudios clínicos (53) e indicaría que el colocar un implante en el tramo edéntulo distal minimizaría el movimiento rotacional de los diferentes fulcros que se producen normalmente en una PPR convencional (12, 18, 22, 32).

En cuanto a los desplazamientos máximos globales se constató que fueron muy similares entre los modelos tanto de estudio como de control, bajo condiciones de simetría (Figura 37). En condiciones de asimetría estos desplazamientos fueron similares entre los modelos de estudio A1, B1, C1 (valores que oscilaron entre 0,071 y 0,077 mm) pero diferentes comparados con el desplazamiento global encontrado en el modelo control que fue de 0,09 mm (Figura 28). Esto sugiere que la posición del implante no tiene un efecto diferenciador en el desplazamiento global bajo la misma carga mecánica pero su ausencia aumenta el desplazamiento de todo el conjunto. Dichos valores fueron diferentes a los encontrados en el estudio bidimensional de Cunha et al. (21) donde se hallaron desplazamientos de 0,117 mm colocando el implante en el segundo molar, 0,107 mm colocando el implante en el primer molar y 0,112 mm colocando el implante en el segundo premolar. En su modelo control sin implantes halló un desplazamiento de 0,127 mm. Sin embargo, estos resultados coinciden en que el desplazamiento máximo alcanzado se encontró en el modelo control y el más bajo en el modelo donde el implante se ubicó en la zona del primer molar. Analizando la distribución de desplazamientos en nuestros modelos, al ser tridimensionales, se pudo observar que hay una tendencia de movimiento de todo el modelo en una dirección anterior, inferior y hacia lingual debido a que la zona de restricción de movimiento en nuestro modelo se localizó en la zona próxima a la ATM, produciendo un movimiento de rotación de todo el conjunto durante la aplicación de la carga mecánica. Tal vez esta asignación de la zona de restricción fue el motivo de las diferencias en cuanto a desplazamientos globales encontrados en el estudio de Cunha et al. (21) y Shahmiri et al. (32, 34), ya

que estos autores, situaron dicha restricción en la parte inferior del modelo. Por lo tanto, la distribución de desplazamientos tuvo una componente mas perpendicular hacia las estructuras biológicas subyacentes comprimiéndolas y obteniéndose mayores desplazamientos.

La distribución de los desplazamientos de la prótesis en los diferentes ejes del espacio bajo condiciones de asimetría y simetría fueron muy similares (Figuras 29 y 38). Sin embargo, estas distribuciones revelaron la tendencia de la prótesis a girar sobre los diferentes ejes o fulcros según los planos sagital, horizontal y vertical, con una tendencia a desplazarse hacia anterior, lingual e inferior. Se observó que bajo condiciones de asimetría, los modelos A1, C1 y control se comportaron de una forma muy parecida. Mientras que en el modelo B1 la distribución de desplazamientos indicó una mayor limitación de estos desplazamientos y por lo tanto una mayor limitación al movimiento rotacional. Por consiguiente, se podría decir que colocando el implante en la posición del primer molar se puede conseguir una mayor estabilidad de la PPRIR. En el estudio de Shahmiri et al. (34) contemplaron el desplazamiento de una PPRIR colocando el implante en el segundo molar, bajo condiciones de simetría. Sus desplazamientos máximos fueron de 0,54 mm en la zona mesial del faldón vestibular de ambas bases de resina y observaron también esta tendencia a la rotación de la prótesis. Dichos desplazamientos fueron bastante superiores a los encontrados en nuestro estudio (el desplazamiento máximo en la prótesis fue 0,54 mm) y más aún tomando en consideración que fueron obtenidos bajo cargas menores a 120 N. Una explicación posible sería que en el modelo de Shahmiri et al. (34) las zona de restricción de movimientos no se ubicaron en la ATM, como en nuestro estudio.

En general, en las tensiones máximas obtenidas y el mapa de distribución de tensiones no se encontraron diferencias importantes entre los modelos de estudio (A1, B1 y C1) tanto en condiciones de asimetría como en simetría. Sin embargo comparando los resultados con los grupos control si que se hallaron diferencias en cuanto a la distribución y localización de estas tensiones. En el grupo control estas tensiones máximas se hallaron en las estructuras biológicas como en el hueso mandibular, el diente adyacente al tramo edéntulo y en el ligamento periodontal tanto en condiciones de simetría como de asimetría. Por lo tanto, la incorporación de un implante en la PPR proporcionó una disminución de las tensiones en dichas

estructuras. Esta evidencia se ha encontrado también en otros estudios similares, como el de Verri et al. (28), Cunha et al. (21) y Pellizzer et al. (29). Si bien, la colocación de los implantes mejora la estabilidad de la prótesis y alivia las tensiones en hueso, dientes y ligamento periodontal, por otra parte, aumentan las tensiones en la estructura metálica y la resina de la prótesis (21, 34).

En el análisis individualizado del hueso mandibular, se constató que las tensiones máximas encontradas fueron de 14,75 MPa en el modelo control bajo condiciones de asimetría y de 12,26 MPa en el modelo B1 en condiciones simétricas. Estas tensiones se localizaron en zonas alejadas a la zona del hueso periimplantario (Figuras 30 y 39) y no superaron los 20 MPa, que es el límite por encima del cual se podrían provocar fenómenos de reabsorción en el hueso de forma irreversible (152). Independientemente de la posición del implante, las tensiones quedaron distribuidas de manera muy parecida en todos los modelos de las dos condiciones: en la cara externa vestibular del cuerpo mandibular, zona de la fosa submandibular y zona anterior lingual del cuerpo mandibular. La distribución de tensiones en la zona de hueso periimplantario fue diferente según la localización del implante dentro del hueso mandibular y parecidas entre las dos condiciones de asimetría y simetría. En el hueso periimplantario del modelo A1 se encontraron tensiones más elevadas que en el resto de modelos y se extendieron con menor magnitud hacia las paredes externas del hueso mandibular. En el modelo B1, tanto en condiciones asimétricas como simétricas, no se encontraron tensiones elevadas y fueron repartidas a lo largo del hueso periimplantario. Por lo que, colocando el implante en el primer molar ofreció una distribución y disipación de tensiones al hueso mandibular más favorables. En el estudio de Cunha et al. (21) las tensiones máximas fueron más elevadas que las encontradas en nuestro estudio, ya que oscilaron entre los 17,46 MPa y los 22,93 MPa y todas se localizaron en el ápice del implante.

Las tensiones máximas que se encontraron en el diente adyacente al tramo edéntulo (Figuras 35 y 45) fueron muy similares entre todos los modelos de estudio tanto en condiciones de simetría y asimetría y en todos ellos se localizaron en la cara distal del diente, justamente en la zona de apoyo oclusal de la prótesis. La distribución de las tensiones también fueron muy parecidas. Sin embargo, comparando la intensidad de estas, fueron mayores en condiciones de asimetría.

Todos estos valores encontrados no superaron el límite de deformación de la dentina que es de 250-350 MPa (141, 153). La ubicación del implante dentro del tramo edéntulo no parece tener ningún efecto diferenciador en cuanto a las tensiones encontradas al diente adyacente al tramo edéntulo.

Las tensiones en el ligamento periodontal encontradas en condiciones de asimetría fueron superiores a las de simetría y fueron muy parecidas entre todos los modelos (0,101 MPa - 0,105 MPa). Bajo estas condiciones las tensiones quedaron muy poco distribuidas y quedaron muy localizadas en las caras linguales y mesiales del ligamento periodontal. Estas tensiones fueron muy inferiores al límite de rotura del ligamento periodontal que oscila entre 2,6 MPa y 3,7 MPa (153). Las tensiones del ligamento en condiciones de simetría fueron muy parecidas entre los modelos de estudio (0,01 MPa y 0,02 MPa), pero en el modelo control se encontró la tensión más alta de 0,099 MPa, que fue parecida a los valores encontrados en condiciones de asimetría. En los modelos de estudio a parte de encontrar valores inferiores también se encontró una mayor distribución de estas tensiones a lo largo de todo el ligamento, en especial en el modelo C1 donde toda la superficie del ligamento absorbió dichas tensiones. Cunha et al. (21) obtuvo valores más elevados entre 10 MPa y 12 MPa en sus modelos de estudio, siendo la posición del implante a nivel del segundo premolar la más favorable para evitar tensiones excesivas en el ligamento periodontal. Estos resultados refuerzan la idea de que la colocación de un implante en una PPR, independientemente de su ubicación en el tramo edéntulo, disminuye las tensiones transferidas al ligamento periodontal, siendo la posición ideal la del implante cercano a los dientes remanentes (21). También se evaluó el comportamiento de la deformación no lineal del ligamento. Las deformaciones no lineales del ligamento periodontal encontradas fueron muy superiores en condiciones de asimetría (entre 21 y 27%) y menores en condiciones de simetría (entre 7 y 10%). En el grupo control la deformación máxima fue del 27%, reforzando la idea de que las PPRIR pueden reducir las tensiones y las deformaciones del ligamento periodontal.

Del análisis de las tensiones encontradas en la encía (Figuras 34 y 45), constatamos que fueron muy parecidas en todos los modelos tanto en condiciones de asimetría como de simetría (entre 1,61 MPa y 3,33 MPa). Estas tensiones también tuvieron una distribución muy parecida en todos los modelos y se

concentraron principalmente en la zona de apoyo del borde inferior de la base de la resina. Esta distribución de tensiones fue influenciada por la posición del implante, colocando el implante en la zona del segundo molar (modelo A1) se obtuvieron tensiones menores y una distribución más uniforme a lo largo de todo el tejido gingival. Cunha et al. (21) obtuvieron tensiones mas elevadas en este tejido entre los 18,113 MPa y los 19,858 MPa siendo la tensión más baja la obtenida en el implante colocado en la zona de segundo premolar.

Con respecto a las tensiones encontradas en la estructura metálica de la prótesis parcial removible (Figuras 31 y 42) bajo condiciones de simetría fueron superiores (entre 126,41 MPa y 173,39 MPa) a los valores obtenidos en condiciones de asimetría (entre 65,31 MPa y 135,69 MPa). Las distribuciones de las tensiones entre todos los modelos y condiciones fue muy similar, encontrándose las tensiones concentradas en la base de los conectores menores, en la unión de la barra lingual y la base para la resina y zona media del barra lingual. En los modelos de estudio se observaron tensiones alrededor del orificio de entrada de la parte retentiva del retenedor protésico. En el modelo C1 (implante en la zona de intermedia de los premolares) las tensiones encontradas en la unión del barra lingual con la base para la resina y las tensiones de alrededor del orificio de entrada del elemento retentivo, quedaron cercanas, concentrando muchas tensiones en esta zona. Esto podría explicar como en algunos casos clínicos que se han descrito en la literatura, la estructura metálica de la PPRIR se fracturó por un diseño inapropiado de ésta y por la proximidad del implante a los dientes remanentes (87). Es por este motivo que se aconseja un correcto diseño de la estructura especialmente cuando el implante quede cerca de los dientes remanentes (87). Dichas localizaciones también se encontraron en el modelo simétrico del estudio de Shahmiri et al. (32, 34) donde se hallaron tensiones tanto en la barra lingual como en los conectores menores. Dichas tensiones hacen pensar que la estructura metálica sufre una torsión hacia lingual y que transmitiría algún tipo de torque al diente adyacente y gradualmente provocándole movilidad (34).

Cuando se analizó la resina (Figuras 32 y 43) las tensiones máximas fueron superiores en los modelos de estudio A1, B1, C1 y control bajo condiciones de asimetría comparadas con las condiciones de simetría que fueron destacablemente menores. En los modelos de estudio, la distribución de tensiones menores en la

resina se localizaron en la zona de alrededor de la inserción de la parte retentiva del Locator®, estas localizaciones también fueron encontradas en otros estudios como el de Cunha et al. (21).

Al comparar las tensiones de la resina con las de la estructura metálica, se observó que hubieron diferencias tanto en condiciones simétricas como asimétricas. Este hallazgo también fue descrito por Shahmiri et al. (32) dónde explica que estas diferencias podrían llegar a provocar fracturas en la resina (32).

Las tensiones en los implantes (Figuras 33 y 44), fueron superiores en los modelos de estudio bajo condiciones de asimetría: en A1 de 123,24 MPa; en B1 de 83,55 MPa; en C1 de 224,07 MPa. Pero, estas tensiones fueron bastante menores a las encontradas en los modelos del estudio de Cunha et al. (21): donde en el implante del segundo molar fueron de 297,61 MPa, en el implante del primer molar fueron de 283,18 MPa y en el implante a nivel del segundo premolar fueron de 245,094 MPa. En su estudio, estas tensiones fueron localizadas en la espira interna del implante en su parte media distal. En nuestro estudio todas las tensiones se localizaron en la porción de la interfase protésica a excepción del modelo C1 que fue el que obtuvo mayores tensiones y estas se localizaron en la porción apical del implante, debido seguramente a su ligera posición inclinada. En los modelos A1 y B1 el implante se comportó de una manera parecida. No obstante, en el implante colocado en el primer molar (modelo B1), la magnitud de tensiones fue la menor encontrada tanto en condiciones de asimetría como de simetría, y también presentó una distribución más favorable de las tensiones ya que estas se distribuyeron no solamente en la interfase protésica sino también a lo largo del cuerpo del implante. Mientras que en el modelo A1 estas tensiones se concentraron predominantemente en la zona de la interfase protésica. Por lo tanto colocando el implante en la posición del primer molar podríamos conseguir una situación biomecánica más favorable para el implante tanto en condiciones de carga unilateral y bilateral.

Apartir de una valoración general de los desplazamientos y tensiones generadas en las distintas localizaciones del implante, pudimos constatar que el modelo B1 (implante en zona del primer molar) era la más idónea biomecánicamente, y por ello, se escogió como posición del implante para llevar a cabo la segunda parte de nuestro estudio. Además esta posición mostró una mayor

limitación de movimientos en los tres ejes del espacio evitando así rotaciones de la prótesis y también una distribución más favorable de las tensiones ya que se dieron a lo largo de todo el cuerpo del implante y parte del retenedor protésico, y, en el hueso periimplantario. También llegaron a la misma conclusión en la investigación de Cunha et al. (21) dónde también constataron que esta posición en el tratamiento combinado de implantes y prótesis parcial removible era la posición más idónea.

En el modelo A1, posición del segundo molar, se dio una distribución de las tensiones a través del implante y del retenedor Locator®, pero no de forma tan favorable como en el modelo B1. Tampoco hubo una distribución favorable a través del hueso periimplantario. Sin embargo, obtuvo una mejor distribución de tensiones en la encía.

Colocando el implante en la posición intermedia de premolares (modelo C1) se conseguía disminuir la transmisión de tensiones al ligamento periodontal. Sin embargo, no consiguió distribuir favorablemente las tensiones en el implante y el hueso periimplantario, dándose tensiones muy elevadas y muy concentradas en dichas estructuras.

Analizando los resultados del segundo objetivo no se encontraron muchas diferencias remarcables entre los diferentes sistemas retentivos. En cuanto a los desplazamientos globales máximos (Figura 49) no se obtuvieron diferencias importantes entre los diferentes sistemas retentivos. Sin embargo, si se observaron diferencias entre los modelos de estudio y el control siendo las condiciones biomecánicas mejores en los modelos de estudio. Esto corrobora que la colocación de un implante en la porción distal a nivel del primer molar de la PPR independientemente del sistema retentivo usado, se puede reducir el desplazamiento global del conjunto mandíbula y prótesis. Hecho también constatado en el estudio de AEF de Pellizzer et al. (29).

En cuanto a los desplazamientos máximos de la prótesis (Figura 50), no se observaron diferencias entre todos los modelos, pero si se observaron diferencias en las distribuciones de estos desplazamientos entre la estructura metálica y la resina. Así como en los modelos A2, B1 y el control la distribución de estos desplazamientos entre la estructura metálica y la resina fue muy similar y de forma uniforme y dependiente una de la otra, en los modelos B2 y C2 la distribución reveló

un desplazamiento independiente entre la resina y la estructura metálica. Estas diferencias podrían conllevar a fracturas de la resina o de la estructura metálica (154) (155). Por lo tanto, el uso de retenedores tipo bola o ERA® podrían provocar dichas fracturas. En el modelo A2 con el pilar de cicatrización hubo una concentración mayor de desplazamientos indicando supuestamente un mayor movimiento rotacional de la prótesis y por lo tanto podría llegar a provocar una mayor desestabilización de la prótesis.

En los desplazamientos máximos del diente adyacente al tramo edéntulo (Figura 51), no se encontraron diferencias respecto a la magnitud y distribución de estos, con las simulaciones anteriormente realizadas. Lo que significa que independientemente de la posición del implante en el tramo distal y del tipo de sistema retentivo usado, se producirá un desplazamiento más acentuado en la cara mesiolingual del diente, seguramente como consecuencia del desplazamiento hacia anterior, inferior y lingual de la prótesis ya descrito anteriormente en el primer objetivo bajo condiciones de simetría y asimetría.

Las tensiones encontradas en el hueso mandibular (Figura 52) no fueron destacablemente diferentes, se hallaron valores entre 13,02 MPa y 15,05 MPa. Sin embargo, la distribución de tensiones en el hueso periimplantario fueron diferentes según el sistema retentivo usado. En los modelos B2 (bola) y B1 (Locator®) sus distribuciones fueron favorables ya que consiguieron distribuir la tensiones de forma más uniforme a lo largo del cuerpo mandibular, pero se concentraron ciertas tensiones en la zona del hueso crestal. Sin embargo, en el modelo C2 (ERA®) las tensiones en esta zona fueron menores y mucho mejor repartidas en la longitud del implante y en las paredes adyacentes alveolares. Estos resultados fueron parecidos a los encontrados por Pellizzer et al. (29) donde se observó que la mejor distribución de tensiones se consiguió en el modelo con el sistema retentivo tipo ERA® comparándolo con un modelo con un pilar de cicatrización, un retenedor tipo bola y con un soporte a una corona individual fija sobre el implante.

El comportamiento biomecánico de la estructura metálica fue muy parecido entre los diferentes modelos de estudio (A2, B2, C2 y B1). Sobre todo en cuanto a la distribución de tensiones ya que estas quedaron repartidas alrededor del orificio de inserción del elemento retentivo y de soporte en todos los modelos. En cuanto al

comportamiento de la resina, las distribuciones también fueron muy parecidas entre los modelos. Al comparar las tensiones máximas generadas en la estructura metálica y la resina, en el modelo C2 (retenedor tipo ERA®) estas diferencias fueron mayores: tensión máxima estructura metálica: 104,66 MPa y tensión máxima resina: 26,04 MPa. Estas diferencias también fueron encontradas en las anteriores simulaciones del presente trabajo y también en el estudio de Shahriri et al. (34) que mencionaban que estas diferencias podrían influenciar en el desplazamiento rotacional de la prótesis durante la carga (34).

La distribución de tensiones en los implantes de los distintos retenedores y el pilar de cicatrización fueron muy parecidas. Sin embargo, en el modelo B2 (retenedor tipo bola) algunas tensiones quedaron concentradas en la zona del retenedor metálico del sistema, quizás porque este elemento no usa el nylon entre el aditamento y la parte retentiva a la resina (29).

Las tensiones y distribuciones encontradas en el diente adyacente y en el ligamento periodontal, así como, las deformaciones no lineales máximas de este último, fueron diferentes entre los modelos de estudio. En general, los modelos B2 y C2 obtuvieron menores tensiones y deformaciones máximas y una distribución de estos más favorable comparado con el modelo B1 utilizando el retenedor tipo Locator®. Estos resultados difieren de los obtenidos por Pellizzer et al. (29) en los que no se encontraron diferencias relevantes entre los diferentes sistemas retentivos. Según los resultados del presente estudio, se podría decir que el uso de los retenedores tipo bola o ERA® supone un alivio de tensiones para el diente y el ligamento periodontal. Por lo tanto, su uso sería indicado en aquellas situaciones clínicas en las que el diente adyacente a la prótesis pueda estar comprometido periodontalmente.

El uso de PPRIR mejora la estabilidad y, como refieren distintos autores, aumenta el confort del paciente y permite una masticación más eficiente (15, 22, 79, 87). Por consiguiente, el uso de un determinado retenedor en el tratamiento de PPRIR puede tener un papel fundamental en el éxito de este tratamiento (29). Además, este retenedor debería evitar la transmisión de cargas desfavorables al implante y al hueso periimplantario (29). En nuestro estudio, no se han encontrado muchas diferencias entre los diferentes sistemas retentivos. Sin embargo, el sistema

ERA® fue el sistema que obtuvo mejores resultados teniendo en cuenta los desplazamientos globales, las tensiones y su distribución en el hueso periimplantario. Así como también, las tensiones y deformaciones no lineales máximas y su distribución en el ligamento periodontal. A esta conclusión también llega Pellizzer et al. (29) donde en su estudio se concluye que el sistema ERA® fue el que obtuvo una distribución de tensiones más favorable comparado con otros sistemas. En modelo B1 usando el retenedor Locator® también obtuvo buenos resultados, especialmente en la limitación de los movimientos de la prótesis y evitando tensiones entre la estructura metálica y la resina. Sin embargo, transmitió muchas tensiones al diente y al ligamento periodontal produciendo así mayores deformaciones en él. La elección de uno u otro puede tener una razón clínica, así, si el diente adyacente a la prótesis tuviera algún tipo de compromiso periodontal estaría más indicado utilizar el sistema ERA®, de esta manera no se transmitirían tantas tensiones a las estructuras de ese diente.

El sistema tipo bola también mostró unos buenos resultados biomecánicos. No obstante, se encontraron mayores tensiones y más concentradas en la estructura de la encía alrededor de la salida del retenedor y en la zona de inserción del elemento retentivo en la resina lo que puede conducir a posibles roturas de esta.

Las ventajas del sistema ERA® y del Locator® son su facilidad de uso y mantenimiento, versatilidad y la posibilidad de usar diferentes grados de retención (29, 87). Con lo cual la decisión de usar uno u otro podría dejarse a criterio de cada profesional.

El uso de un pilar de cicatrización (modelo A2) obtuvo un peor comportamiento biomecánico ya que en los desplazamientos de la prótesis en los diferentes ejes del espacio, obtuvo una distribución de estos más desfavorable. Sin embargo, el resto de valores obtenidos de las diferentes variables estudiadas fueron muy parecidos al resto de sistemas retentivos, con lo que su uso para soportar un PPR podría estar validado como un tratamiento provisional durante la rehabilitación protésica de un caso complejo (12, 15).

En base a los resultados obtenidos, se aceptan las dos hipótesis alternativas.

8. CONCLUSIONES

1. La colocación de un implante Ankylos® con un pilar retentivo tipo Locator® en la extensión distal edéntula mandibular, independientemente de su posición, significó una disminución del desplazamiento global del modelo de trabajo (mandíbula-prótesis), de la prótesis parcial removible y una disminución y mejora de las tensiones y sus distribuciones en las diferentes estructuras (mandíbula, diente, ligamento periodontal, encía, estructura metálica, resina e implante) y disminución de las deformaciones no lineales en el ligamento periodontal, tanto en condiciones de carga mecánica unilateral como bilateral.

2. La colocación de un implante Ankylos® con un pilar retentivo tipo Locator® en la posición del primer molar, demostró ofrecer un mejor comportamiento biomecánico disminuyendo los desplazamientos, las tensiones en el implante y en el hueso periimplantario comparado con las otras posiciones en condiciones de carga mecánica unilateral y bilateral.

3. La utilización de diferentes sistemas retentivos (tipo bola, ERA® y Locator®) y de soporte (pilar de cicatrización) en un implante Ankylos® colocado en la posición del primer molar, provocaron diferentes comportamientos biomecánicos en cuanto a tensiones en el diente y el ligamento periodontal así como las deformaciones no lineales del ligamento periodontal.

4. La utilización de un pilar retentivo tipo ERA® en un implante Ankylos® colocado en el primer molar obtuvo una disminución en los desplazamientos global del modelo de trabajo (mandíbula-prótesis) y en las tensiones, y supuso una distribución más favorable de las tensiones en el hueso periimplantario, así como en las tensiones y deformaciones no lineales del ligamento periodontal.

9. PERSPECTIVAS DE FUTURO

Este estudio podría ampliarse evaluando el comportamiento biomecánico de los diferentes sistemas retentivos en las diferentes posiciones del implante en el tramo edéntulo distal.

La realización de un modelo tridimensional de la mandíbula y con la inclusión de la articulación temporomandibular (ATM) permitiría, además, evaluar las posibles consecuencias del tratamiento con PPRIS o PPRIR a nivel de la ATM.

La aplicación de las indicaciones resultantes de estas simulaciones en estudios clínicos prospectivos y controlados, permitirá conocer su validez clínica, para el éxito a largo plazo del tratamiento con PPRIS y PPRIR.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Carlsson GE, Omar R. The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. *J Oral Rehabil.* 2010;37(2):143–56.
2. Douglass CW, Watson AJ. Future needs for fixed and removable partial dentures in the United States. *J Prosthet Dent.* 2002;87(1):9–14.
3. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent.* 1992;67(2):236–45.
4. Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *Int J Prosthodont.* 1999;12(3):216–21.
5. Davenport J, Basker R, Heath J, Ralph J, Glantz P, Hammond P. Need and demand for treatment. *Br Dent J.* 2000;189(7):364–8.
6. Davenport JC, Basker RM, Heath JR, Ralph JP, Glantz PO. The removable partial denture equation. *Br Dent J.* 2000 28;189(8):414–24.
7. Yeung AL, Lo EC, Chow TW, Clark RK. Oral health status of patients 5-6 years after placement of cobalt-chromium removable partial dentures. *J Oral Rehabil.* 2000;27(3):183–9.
8. de Freitas PHL, De Carvalho Dias K, Da Fonte Porto Carreiro A, Barbosa GAS, FERREIRA MÂF. Mandibular implant-supported removable partial denture with distal extension: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2012;39(10):791–8.
9. Fields H Jr., Campfield RW Jr. Removable partial prosthesis partially supported by an endosseous blade implant. *J Prosthet Dent.* 1974;31(3):273–8.
10. Keltjens HM, Kayser AF, Hertel R, Battistuzzi PG. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(2):208–13.
11. Halterman SM, Rivers JA, Keith JD, Nelson DR. Implant support for removable partial overdentures: a case report. *Implant Dent.* 1999;8(1):74–8.
12. Mitrani RR, Brudvik JSJ, Phillips KMK. Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003;23(4):353–9.
13. Kuzmanovic DV, Payne AGT, Purton DG. Distal implants to modify the Kennedy classification of a removable partial denture: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2004;92(1):8–11.
14. Grossmann Y, Nissan J, Levin L. Clinical Effectiveness of Implant-Supported Removable Partial Dentures—A Review of the Literature and Retrospective Case Evaluation. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009 1;67(9):1941–6.

15. Bortolini S, Natali A, Franchi M, Coggiola A, Consolo U. Implant-Retained Removable Partial Dentures: An 8-Year Retrospective Study. *Int J Prosthodont*. 2011;20(3):168–72.
16. Cho HW. Load Transfer by Distal Extension RPD with Implant Assisted Support. *J Dent Res*. 2002;80:1095.
17. Ohkubo C, Kurihara D, Shmpo H, Suzuki H, Kokubo Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: in vitro assessment. *J Oral Rehabil*. 2007;34(1):52–6.
18. Shahmiri RA, Atieh MA. Mandibular Kennedy Class I implant-tooth-borne removable partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 2010;37(3):225–34.
19. Payne A, Kuzmanovic DV, De Silva KR. Mandibular removable partial dentures supported by implants: One-year prosthodontic outcomes. *J Dent Res*. 2006; 85:2570.
20. Ohkubo C, Kobayashi M, Suzuki Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal-extension removable partial dentures: in vivo assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(6):1095–101.
21. Cunha LDAP, Pellizzer EP, Verri FR, Pereira JA. Evaluation of the Influence of Location of Osseointegrated Implants Associated with Mandibular Removable Partial Dentures. *Implant Dent*. 2008;17(3):278–87.
22. Grossmann Y, Levin L, Sadan A. A retrospective case series of implants used to restore partially edentulous patients with implant-supported removable partial dentures: 31-month mean follow-up results. *Quintessence Int*. 2008;39(8):665–71.
23. Turkyilmaz I. Use of distal implants to support and increase retention of a removable partial denture: a case report. *J Can Dent Assoc*. 2009;75(9):655–8.
24. Wismeijer D, Tawse-Smith A, Payne AGT. Multicentre prospective evaluation of implant-assisted mandibular bilateral distal extension removable partial dentures: patient satisfaction. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(1):20–7.
25. Mijiritsky E, Lorean A, Mazor Z, Levin L. Implant Tooth-Supported Removable Partial Denture with at Least 15-Year Long-Term Follow-Up. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2013 Dec 27:n–a–n–a.
26. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585–98.
27. Maeda YY, Sogo MM, Tsutsumi SS. Efficacy of a posterior implant support for extra shortened dental arches: a biomechanical model analysis. *J Oral Rehabil*. 2005;32(9):656–60.
28. Verri FR, Pellizzer EP, Rocha EP, Pereira J. Influence of Length and

- Diameter of Implants Associated With Distal Extension Removable Partial Dentures. *Implant Dent.* 2007;16(3):270–80.
29. Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Goiato MC, Filho HG. Evaluation of Different Retention Systems on a Distal Extension Removable Partial Denture Associated With an Osseointegrated Implant. *J Craniofac Surg.* 2010;21(3):727–34.
 30. Santos CM de F, Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SLD, Falcón-Antenucci RM. Influence of Implant Inclination Associated With Mandibular Class I Removable Partial Denture. *J Craniofac Surg.* 2011;22(2):663–8.
 31. Cunha LDAP, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Goiato MC. Influence of Ridge Inclination and Implant Localization on the Association of Mandibular Kennedy Class I Removable Partial Denture. *J Craniofac Surg.* 2011;22(3):871–5.
 32. Shahmiri RA, Aarts JM, Bennani V, Atieh MA, Swain MV. Finite element analysis of an implant-assisted removable partial denture. *Int J Prosthodont.* 2013;22(7):550–5.
 33. Shahmiri RA, Aarts JM, Bennani V, Das R, Swain MV. Strain Distribution in a Kennedy Class I Implant Assisted Removable Partial Denture under Various Loading Conditions. *Int J Dent.* 2013;2013:351279.
 34. Shahmiri R, Das R, Aarts JM, Bennani V. Finite element analysis of an implant-assisted removable partial denture during bilateral loading: occlusal rests position. *J Prosthet Dent.* 2014 31;112(5):1126–33.
 35. Curtis DA, Curtis TA, Wagnild GW, Finzen FC. Incidence of various classes of removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1992;67(5):664–7.
 36. Petersen PE, Yamamoto T. Improving the oral health of older people: the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2005;33(2):81–92.
 37. Petersen PE, Bourgeois D, Ogawa H, Estupinan-Day S, Ndiaye C. The global burden of oral diseases and risks to oral health. *Bull. World Health Organ.* 2005;83(9):661–9.
 38. Shaghaghian S, Taghva M, Abduo J, Bagheri R. Oral health-related quality of life of removable partial denture wearers and related factors. *J Oral Rehabil.* 2015;42(1):40–8.
 39. Faraone KL. McCracken's removable partial prosthodontics. *J Pros.* 2001;10(1):64-65.
 40. Petersen PE. The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century--the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2003;31 Suppl 1:3–23.
 41. Hollister MC; Weintraub JA. The association of oral status with systemic

- health, quality of life, and economic productivity. *J Dent Educ.* 1993;57(12):901-12.
42. Petersen PE, Kjøller M, Christensen LB. Changing dentate status of adults, use of dental health services, and achievement of national dental health goals in Denmark by the year 2000. *J Public Health Dent.* 2004;64(3):127-35.
 43. McGarry TJ, Nimmo A, Skiba JF, Ahlstrom RH, Smith CR, Koumjian JH, et al. Classification system for partial edentulism. *J Prosthodont.* 2002;11(3):181-93.
 44. Hirschfeld I. The Individual Missing Tooth: A Factor In Dental And Periodontal Disease. *J Am Dent Assoc.* 1937;24(1):67-82.
 45. Kanno T, Carlsson GE. A review of the shortened dental arch concept focusing on the work by the Käyser/Nijmegen group. *J Oral Rehabil.* 2006;33(11):850-62.
 46. Kayser AF. Shortened dental arches and oral function. *J Oral Rehabil.* 1981;8(5):457-62.
 47. Luder H-U. Factors affecting degeneration in human temporomandibular joints as assessed histologically. *Eur. J. Oral Sci.* 2002;110(2):106-13.
 48. Tallents RH, Macher DJ, Kyrkanides S, Katzberg RW, Moss ME. Prevalence of missing posterior teeth and intraarticular temporomandibular disorders. *J Prosthet Dent.* 2001;87(1):45-50.
 49. Armellini D, Fraunhofer Von JA. The shortened dental arch: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004 92(6):531-535.
 50. Omar R. Reappraising prosthodontic treatment goals for older, partially dentate people: Part II. Case for a sustainable dentition? *SADJ.* 2004;59(6):228-232.
 51. Wöstmann B, Budtz-Jørgensen E, Jepson N, Mushimoto E, Palmqvist S, Sofou A, et al. Indications for removable partial dentures: a literature review. *Int J Prosthodont.* 2005;18(2):139-45.
 52. Bezzon OL, Mattos MGC, Ribero RF. Surveying removable partial dentures: the importance of guiding planes and path of insertion for stability *J Prosthet Dent.* 1997;78(4): 412-417.
 53. Monteith BD. Management of loading forces on mandibular distal-extension prostheses. Part I: Evaluation of concepts for design. *J Prosthet Dent.* 1984;52(5):673-81.
 54. Witter DJ, De Haan AF, Kayser AF, Van Rossum GM. A 6-year follow-up study of oral function in shortened dental arches. Part II: Craniomandibular dysfunction and oral comfort. *J Oral Rehabil.* 1994;21(4):353-66.
 55. Kelly E. Changes caused by a mandibular removable partial denture

- opposing a maxillary complete denture. *J Prosthet Dent.* 2003;90(3):213-219
56. Zlatarić DK, Celebić A, Valentić-Peruzović M. The effect of removable partial dentures on periodontal health of abutment and non-abutment teeth. *J Periodontol.* 2002;73(2):137-44.
 57. Wichmann MG, Kuntze W. Wear behavior of precision attachments. *Int J Prosthodont.* 1999;12(5):409-14.
 58. Schmitt J, Wichmann M, Eitner S, Hamel J, Holst S. Five-year clinical follow-up of prefabricated precision attachments: a comparison of uni- and bilateral removable dental prostheses. *Quintessence Int.* 2011;42(5):413-8.
 59. Jackson TR. Removable partial overdentures with natural root structure and osseointegrated fixtures. *Dent. Clin. North Am.* 1990;34(4):711-28.
 60. Renner RP, Foerth D, Antos E. Overdentures and swing lock partial dentures as alternatives to traditional removable prosthodontics: a survey of American dental schools. *J Dent Educ.* 1977;41(11):695-6.
 61. Ettinger RL, Taylor TD, Scandrett FR. Treatment needs of overdenture patients in a longitudinal study: five-year results. *J Prosthet Dent.* 1984;52(4):532-7.
 62. Ettinger RL. Tooth loss in an overdenture population. *J Prosthet Dent.* 1988;60(4):459-62.
 63. Fields H, Campfield RW. Removable partial prosthesis partially supported by an endosseous blade implant. *J Prosthet Dent.* 1974;31(3):273-8.
 64. Giffin KM. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: a clinical report. *J Prosthet Dent.* Elsevier; 1996;76(4):347-9.
 65. de Carvalho WR, Barboza EP, Caúla AL. Implant-retained removable prosthesis with ball attachments in partially edentulous maxilla. *Implant Dent.* 2001;10(4):280-4.
 66. Mijiritsky E, Karas S. Removable Partial Denture Design Involving Teeth and Implants as an Alternative to Unsuccessful Fixed Implant Therapy: A Case Report. *Implant Dent.* 2004;13(3):218-22.
 67. Chee WWL. Treatment planning: implant-supported partial overdentures. *J Calif Dent Assoc.* 2005;33(4):313-6.
 68. Mijiritsky E, Ormianer Z, Klinger A, Mardinger O. Use of dental implants to improve unfavorable removable partial denture design. *Compend Contin Educ Dent.* 2005;26(10):744-750.
 69. de Freitas R, Kaizer OB, Hamata MM, de Resende DRB, de Oliveira Fortes Kaizer R. Prosthetic rehabilitation of a bone defect with a teeth-implant supported, removable partial denture. *Implant Dent.* 2006;15(3):241-7.

70. Uludag B, Celik G. Fabrication of a maxillary implant-supported removable partial denture: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2006;95(1):19–21.
71. Chang L-C, Wang J-C, Tasi C-C. Removable partial denture on osseointegrated implants and natural teeth. *Chang Gung Med J.* 2007;30(3):274–9.
72. Kaufmann R, Friedli M, Hug S, Mericske-Stern R. Removable dentures with implant support in strategic positions followed for up to 8 years. *Int J Prosthodont.* 2009;22(3):233–42.
73. Abbo B. Tooth-implant borne RPD: a case report. *Dent Today.* 2010;29(2):118–122.
74. Erwood I. Stabilizing partial dentures using small-diameter implants. *Dent Today.* 2010;29(9):116–119.
75. Senna PM, da Silva-Neto JP, Sanchez-Ayala A, Sotto-Maior BS. Implants to improve removable partial denture retention. *Dent Today.* 2011;30(2):118-113.
76. Gates WD III, Cooper LF, Sanders AE, Reside GJ, De Kok IJ. The effect of implant-supported removable partial dentures on oral health quality of life. *Clin Oral Implants Res.* 2012;25(2):207–13.
77. Strong SM. Implant-retained removable partial dentures. *Gen Dent.* 2012;60(5):374–8.
78. Mekawy EI NH, El-Negoly SA, Grawish MA. Intracoronal mandibular kennedy class I implant-tooth supported removable partial overdenture: a 2-year multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; 27: 677-83.
79. Goncalves TMSV, Campos CH, Goncalves GM, de Moraes M, Rodrigues Garcia RCM. Mastication Improvement After Partial Implant-supported Prosthesis Use. *J Dent Res.* 2013;92(12 Suppl):189S–194S.
80. Kumar L. Removable Partial Denture Supported by Implants with Prefabricated Telescopic Abutments - A Case Report. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(6):ZD04-ZD06.
81. Grageda E, Rieck B. An implant-assisted removable partial denture. A 36-month follow-up case report. *Dent Today.* 2014;33(9):134–137.
82. Carpenter JF. Implant-assisted unilateral removable partial dentures. *Dent Today.* 2014;33(1):106–111.
83. Pratt. How to Optimize an Existing Removable Partial Denture Using Narrow-Diameter Implants to Increase Support and Retention. *Dent Today.* 2014; 33: 106-9.
84. Goncalves TMSV, Campos CH, Rodrigues Garcia RCM. Mastication and jaw

- motion of partially edentulous patients are affected by different implant-based prostheses. *J Oral Rehabil.* 2014;41(7):507–14.
85. Campos CH, Gonçalves TMSV, Rodrigues Garcia RCM. Implant retainers for free-end removable partial dentures affect mastication and nutrient intake. *Clin Oral Implants Res.* 2013;25(8):957–61.
 86. Goncalves TMSV, Campos CH, Goncalves GM, de Moraes M, Rodrigues Garcia RCM. Mastication Improvement After Partial Implant-supported Prosthesis Use. *J Dent Res.* 2013; 92(12 Suppl): 189S–194S.
 87. Ortiz Puigpelat O, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F, Cabratosa-Termes J. Short-Term Retrospective Case Series of Implant-Assisted Removable Partial Dentures with Locator Abutments. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2014;34(6):e121–8.
 88. Evtimovska E, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *Int J Prosthodont.* 2009;18(6):479–83.
 89. Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int.* 2009;40(4):313–9.
 90. Kleis WK, Kämmerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W. A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(3):209–18.
 91. Cordaro L, di Torresanto VM, Petricevic N, Jornet PR, Torsello F. Single unit attachments improve peri-implant soft tissue conditions in mandibular overdentures supported by four implants. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(5):536–42.
 92. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol.* 2000;26(2):77–81.
 93. Ergatoudis I, Irons BM, Zienkiewicz OC. Curved, isoparametric, “quadrilateral” elements for finite element analysis. *Int J Solids Struct.* 1967;4(1):31–42.
 94. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol.* 1986;4(2):25–31.
 95. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1990;63(6):671–6.
 96. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Pharoah M, Chipman M, Valiquette N, et al. The effect of partial coating with hydroxyapatite on bone remodeling in relation to porous-coated titanium-alloy dental implants in the dog. *J Dent Res.* 1991;70(10):1338–45.
 97. Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic Analysis of Stress

- Distribution Transmitted From a Fixed Prosthesis Attached to Osseointegrated Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(4):405-411.
98. Canay S, Hersek N, Akpinar I, Aşik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int*. 1996;27(9):591-8.
99. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(6):781-90.
100. Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res*. 1999;10(6):429-44.
101. Akpinar I, Anil N, Parnas L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. *J Oral Rehabil*. 2000;27(6):538-45.
102. Akça K, Iplikçiöğlü H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(5):722-30.
103. Akça KK, Cehreli MCM, Iplikçiöglü HH. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):115-21.
104. Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *J Craniomaxillofac Surg*. 2002;30(3):170-7.
105. Pierrisnard L, Hure G, Barquins M, Chappard D. Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(3):353-62.
106. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(1):97-102.
107. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*. 2003;91(1):31-6.
108. Choi M, Romberg E, Driscoll CF. Effects of varied dimensions of surgical guides on implant angulations. *J Prosthet Dent*. 2004;92(5):463-9.
109. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004;91(2):144-50.
110. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J*

- Prosthet Dent. 2004;91(1):20–5.
111. Stanford CM, Schneider GB. Functional behaviour of bone around dental implants. *Gerodontology*. 2004;21(2):71–7.
 112. Cehreli MC, Akça K. Mechanobiology of bone and mechanocoupling of endosseous titanium oral implants. *J Long Term Eff Med Implants*. 2005;15(2):139–52.
 113. Choi AH, Ben-Nissan B, Conway RC. Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Aust Dent J*. 2005;50(1):42–8.
 114. Shibli JA, Marcantonio E, d'Avila S, Guastaldi AC, Marcantonio E. Analysis of failed commercially pure titanium dental implants: a scanning electron microscopy and energy-dispersive spectrometer x-ray study. *J Periodontol*. 2005;76(7):1092–9.
 115. Koleganova VA, Bernier SM, Dixon SJ, Rizkalla AS. Bioactive glass/polymer composite materials with mechanical properties matching those of cortical bone. *J Biomed Mater Res A*. 2006 1;77(3):572–9.
 116. Meriç G, Erkmen E, Kurt A, Eser A, Ozden AU. Biomechanical comparison of two different collar structured implants supporting 3-unit fixed partial denture: a 3-D FEM study. *Acta Odontol. Scand*. 2012;70(1):61–71.
 117. Lubarda VA, Lee EH. A Correct Definition of Elastic and Plastic Deformation and Its Computational Significance. *J Appl Mech*. 1981 28;48(1):35–40.
 118. Sagat G, Yalcin S, Gultekin BA, Mijiritsky E. Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. *Implant Dent*. 2010;19(6):498–508.
 119. Pessoa RS, Vaz LG, Marcantonio E, Vander Sloten J, Duyck J, Jacques SVN. Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols: computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(5):911–9.
 120. Chu C-M, Huang H-L, Hsu J-T, Fuh L-J. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. *J Periodontol*. 2012;83(1):111–8.
 121. Erkmen E, Meriç G, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011;4(1):107–16.
 122. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng*. 1990;12(5):389–97.

123. Canullo L, Pace F, Coelho P, Sciubba E, Voza I. The influence of platform switching on the biomechanical aspects of the implant-abutment system. A three dimensional finite element study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(6):e852–6.
124. Tabata LF, Rocha EP, Barão VAR, Assunção WG. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(3):482–91.
125. Ormianer Z, Palti A, Demiralp B, Heller G, Lewinstein I, Khayat PG. Implant-supported first molar restorations: correlation of finite element analysis with clinical outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(1):e1–12.
126. 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;76(6):633–40.
127. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent*. 1997;25(6):485–91.
128. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Maxillofac Surg*. 2001;29(2):100–5.
129. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(3):357–68.
130. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;123(6):657–65.
131. Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil*. 2001;28(5):425–32.
132. Parfitt GJ. Measurement of the Physiological Mobility of Individual Teeth in an Axial Direction. *J Dent Res*. 1960;39(3):608–18.
133. Muraki H, Wakabayashi N, Park I, Ohyama T. Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament. *J Dent*. 2004;32(8):659–65.
134. Kanbara R, Nakamura Y, Ochiai KT, Kawai T, Tanaka Y. Three-dimensional finite element stress analysis: The technique and methodology of non-linear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs. *Dent Mater*. 2012;31(2):297-308.
135. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element

- analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008;36(7):463–71.
136. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent.* 2007;97(2):85–92.
 137. Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y. [The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 1999;17(1):29–32.
 138. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont.* 2002;15(1):20–7.
 139. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843–8.
 140. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993;20(2):147–57.
 141. Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(1):67–74.
 142. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol.* 2007;33(5):243–56.
 143. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil.* 1998;25(11):847–58.
 144. Chang C-L, Chen C-S, Hsu M-L. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(2):295–304.
 145. Hsu M-L, Chen F-C, Kao H-C, Cheng C-K. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(2):301–9.
 146. Chou AM, Sae-Lim V, Hutmacher DW, Lim TM. Tissue engineering of a periodontal ligament-alveolar bone graft construct. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(4):526–34.
 147. Itoh H, Sasaki H, Nakahara H, Katsube T, Satoh M, Matyas J, et al. Load transmission by distal extension RPD with implant assisted support. *J Dent Res.* 2007;86:1476.
 148. Delpack R. Finite elements: an introduction for engineers: R.K. Livesley Cambridge University Press, London, UK, 199 pp., £17.50, 1983. *Appl Math Model.* 1983;8(1):67–8.

149. Quaresma SET, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol.* 2008;34(1):1–6.
150. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Steyern von PV, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:202–16.
151. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008;100(6):422–31.
152. Koriath TWP, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *CROBM.* 1997;8(1):90–104.
153. Natali AN. *Dental biomechanics.* CRC Press, 2003: 35-262.
154. Ohkubo C, Abe M, Miyata T, Obana J. Comparative strengths of metal framework structures for removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1997;78(3):302–8.
155. Taylor TD, Wiens J, Carr A. Evidence-based considerations for removable prosthodontic and dental implant occlusion: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2005;94(6):555–60.

ANEXOS

II. Revisión sistemática enviada al “Journal of Oral Rehabilitation”

Title:

Implants assisting or supporting removable partial dentures in different partially edentulous situations.

A systematic review.

Article category:

Review.

Authors:

Octavi Ortiz-Puigpelat *

Irene Mendez-Majón **

Jordi Gargallo-Albiol ***

Josep Cabratosa-Termes ****

*Associate Professor Department of Oral & Maxillofacial Surgery. Universitat Internacional de Catalunya.

Director of Clínica Dental Ortiz-Puigpelat, Barcelona, Spain.

**Fellow of the International Master in Oral Surgery. Universitat Internacional de Catalunya.

***Professor Department of Oral & Maxillofacial Surgery. Universitat Internacional de Catalunya.

Director of the International Master in Oral Surgery. Universitat Internacional de Catalunya.

**** Professor & Chairman Department of Prosthodontics. Universitat Internacional de Catalunya.

Corresponding author:

Dr. O. Ortiz-Puigpelat

Universitat Internacional de Catalunya

C/Josep Trueta s/n 08195 St. Cugat del Vallès Barcelona Spain

+34 935042000

octavi_ortiz@hotmail.com

Abstract:

The aim of this article is to determine safety, predictability and clinical performance of implant supported or assisted removable partial dentures (ISRPD/IARPD) in terms of implant survival/success rates, prosthetic survival, complications and patient satisfaction in different maxillary and mandibular partially edentulous configurations with a minimum follow-up period of 24 months. Two independent reviewers performed a systematic review. Comprehensive search was performed in MEDLINE and Cochrane Library databases up to December 2014. Hand searching of several journals was also performed additionally to electronic search. A total of 9 studies were included. Of these, two were case reports, six retrospective studies and one prospective clinical study. All included studies had low level of evidence (level IV) except for two articles which their level of evidence was III-2 and III-3. However, all included studies showed improved parameters of clinical performance and patient satisfaction as well as function, esthetics and stability independently of the partially edentulous configurations treated. Within the limitations of the present systematic review, ISRPD/IARPD can represent a simple and economical treatment alternative with improved parameters of overall patient satisfaction and clinical performance. Despite that some retrospective studies with long term follow-ups of ten and fifteen years, showed as well good results in terms of clinical performance and patient satisfaction, randomized controlled clinical trials are necessary to validate this cost-effective treatment alternative in the long term.

MeSH keywords: dental implants, dental prosthesis, removable, partial, dentures, patient satisfaction.

Background

In industrialized countries, a reduction of the percentage of complete edentulous patients has been reported as a result of the improvement in oral and dental health care (1). Therefore, it is expected a demand for partial prostheses (2). In such situations, rehabilitation with implant fixed prosthesis seems a good treatment option (3, 4). However, such treatment is not always a viable option because the need of extensive bone regeneration surgeries, generalized prosthetic rehabilitation, compromised general health status, and as well as, economical reasons (5, 6). Conventional removable partial denture (RPD) seems to be a cost-effective alternative treatment option in such situations (7), however, from a biomechanical stand point RPD presents some limitations since two different tissues support it: teeth and mucosa (8, 9).

Several clinical studies have recommended the use of dental implants in combination with conventional RPD (10-15). Dental implants can support an RPD with the use of healing caps, implant-supported removable partial denture (ISRPD) or can assist an RPD with retention systems: implant-assisted removable partial denture (IARPD) (16).

The use of ISRPD or IARPD, not only can increase the retention of the prosthesis and therefore limiting lateral and vertical displacement of the RPD, but also, can achieve more efficient distribution of masticatory forces along the RPD and the remaining teeth (17). It is reported that the use of implants in combination with RPD increases patient satisfaction, improves chewing ability, phonetics and also aesthetics since sometimes the vestibular clasps can be removed (9, 13, 15, 16, 18).

The majority of articles published on this topic are based on retrospective studies with short follow-up periods of 12 months (9, 16, 19). Previous systematic reviews of the same topic, focused only in mandibular Kennedy class I and II configurations with a minimum follow-up of 12 months (9, 16). Probably, because such type of partial edentulism is the most prevalent among others (20, 21). Nevertheless, the clinician may encounter different clinical situations that have to be resolved. Therefore, in order to validate the use of this type of treatment for a daily use in private practice, different partially edentulous situations and long-term clinical evaluation should be taken into consideration.

The aim of this paper is to systematically review the clinical performance and patient satisfaction of implant-supported removable partial denture and implant-assisted removable partial denture (ISRPD and IARPD) in different maxillary and mandibular partially edentulous situations with a minimum follow-up of 24 months.

Materials and Methods

The Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) was adopted throughout the process of the present systematic review (22). The focused question was adapted using the PICO criteria (23):

Participant: partially edentulous patients.

Intervention: mandibular or maxillary bilateral or unilateral ISRPD or IARPD.

Comparison: conventional RPD or other forms of prosthetic treatment.

Outcome: implant survival/success, prosthesis survival, occurrence of mechanical complications and patient satisfaction.

Search Strategy

Electronic research was performed in the following databases:

(1) MedLine (from 1969 to 23 December 2014)

(2) The Cochrane Library databases (from 1980 to 23 December 2014)

The following terms were used alone or in combination: 'dental implant', 'removable', 'denture', 'implant retainers', 'implant-supported', 'implant-assisted', 'overdenture', 'partial edentulism', 'patient satisfaction', 'mastication'.

A non-electronic research was conducted, using the same search terms, in several relevant dental journals from 1997 to 2003: *Clinical Implant Dentistry & Related Research*, *Clinical Oral Implants Research*, *Implant Dentistry*, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, *International*

Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, International Journal of Prosthodontics, Journal of Oral Implantology, Journal of Oral Rehabilitation and Journal of Prosthetic Dentistry.

Study selection criteria and data extraction

The literature review and data extraction were performed by two authors (O.O. and I.M.). The review authors screened the titles and abstracts of all reports identified through the selection criteria independently. For those studies appearing to meet the inclusion criteria full text articles were chosen. Disagreements concerning the selection of articles were solved by discussion. Studies were eligible for inclusion in the review if they met the following criteria:

- (1) English-language publication.
- (2) All types of human *in vivo* studies, ranging from randomized controlled clinical trials to case reports, with a minimum of participants of 2 patients.
- (3) The intervention included rehabilitation of partially edentulous patients with ISRPD or IARPD, in which implants were not splinted to natural teeth.
- (4) Different mandibular and maxillary partially edentulous situations were included.
- (5) A minimum follow-up period of 24 months was applied.

Data was extracted using a specially designed data extraction form. This form considered the following parameters: first author of the study, study design, year of publication, number of participants, number of implants, implant location, implant diameter/length, attachment system, complications and maintenance, level of evidence (24), follow-up period, implant survival rate, prosthetic survival rate and patient satisfaction (Tables 1-3).

Results

A total of 661 articles (Figure 1) were found after the electronic research using the above research terms. Forty-four articles were selected based on the titles and abstracts. Further, 35 studies were excluded from the review, of which 6 had less than 2 participants (14, 25-29), 18 papers follow-up period was short (less than 24 months) or not reported (8, 12, 30-44), 5 articles reported on

rehabilitation of completely edentulous arch (45-49), 1 article reported on partial edentulous situations with 1-2 residual teeth (50), 2 studies reported on implant fixed prosthesis assisting RPD's (51, 52), 1 article reported on a mandibular IARPD rehabilitating a bone defect with a complex partial edentulous configuration (53), 1 article presented duplicated data (15), and 1 study, only patient satisfaction was evaluated (54). A total of 9 articles (11, 13, 19, 55-60) were included in the review. A summary of the selected articles is showed in Tables 1-3.

Description of the studies

The general characteristics of the nine articles are summarized in Table 1. Among these articles, two were case reports (11, 55), six retrospective studies (11, 13, 19, 55-60), and one prospective clinical study (58).

The data extracted from the selected articles included a total 115 implants placed in 234 patients. Follow-up periods ranged from 24 to 180 months (Table 1 and 2).

In order to report on the clinical performance of ISRPD/IARPD in a variety of clinical situations, different maxillary and mandibular partially edentulous situations were included in the review (13, 19, 56, 57, 59, 60) (Table 2).

No statistical analysis of data could be performed due to the high heterogeneity of the studies included.

Implant survival, implant success and marginal bone loss

Selected articles (11, 13, 19, 55-60) reported on the implant survival rates ranging from 90% to 100% (Table 2).

Studies with long follow-up periods of 10 and 15 years, reported 90% (19) and 100% (59) survival rates respectively. Grossman et al. (19) reported that 2 implants failed from the same patient probably explained by the fact that the patient was a heavy smoker. Ortiz-Puigpelat et al. (60) reported a 93.75% survival rate, where two implants failed because of peri-implantitis. However, the failure of those implants did not require refabrication of the existing denture.

Implant success rate were only reported by Bortolini et al. (57) and El Mekawy et al. (58) with a 93,75% at 8 years and 95% at 2 years respectively. In the study by Bortolini et al. (57) four implants failed, two of them failed during second stage procedure and 2 other implants failed during the 8 year follow up period due to excessive marginal bone loss. El Mekawy et al. (58) reported that two implants failed due to implant screw fracture, that lead to biological complications.

Marginal bone loss was evaluated in 3 articles. Mitrani et al. (13) reported a mean bone loss of 0.63 mm at 48 months. Similar results were found by Mijiritsky et al. (59) with $0.64 \text{ mm} \pm 0.6 \text{ mm}$ at 15 years and El Mekawy et al. (58) with a mean marginal bone loss of $0.4 \text{ mm} \pm 0.24 \text{ mm}$ at 24 months.

Complications and prosthetic survival rates

A total of 115 ISRPD and IARPD prosthesis were fabricated in the selected articles. During the follow-up visits some prosthetic complications occurred such as: relining, pitting of the healing abutment, screw loosening, framework fracture, activation of gold matrices, rest rupture, fracture of the acrylic denture base, abutment tooth loss and replacement of plastic retentive parts (Table 3). The most frequent complication was screw loosening of healing caps and attachment systems (13, 57). Some structural complications of the denture were reported such rest and metal framework rupture (13, 56, 59, 60). Broken metal framework was reported two times by Mitrani et al. (13) and Ortiz-Puigpelat et al. (60), this complication required refabrication of the prosthesis.

Prosthetic survival rates were reported in 8 articles (11, 13, 19, 55-57, 59, 60). Prosthetic survival rates ranged from 85.7% to 100%. In two articles (13, 60), refabrication of the prosthesis was needed resulting in both studies a prosthetic survival rate reduction of 85.7% and 87.5% respectively.

Patient satisfaction

In some studies (13, 57, 59, 60) overall patient satisfaction was evaluated using a discrete scale of 1-5 (being 1 the worst). Results found were very similar between studies and ranged from 1.07 to 1.3 before and from 4.72 to 5 after treatment (Table 3). However, the results obtained from Mitrani et al. are based on the total number of patients studied since such data could not be separated from rest of

the patients who were evaluated at 24 months follow-up period. Mijiritsky et al. (59), reported a 4.6 regarding function, 4.8 esthetics and 4.75 convenience of the prosthesis at 15 year follow-up period. Grossmann et al. (19), used a simple questionnaire asking for function, esthetics and convenience of the prosthesis and they reported the following results: mastication: 87%; esthetics: 78%; very comfortable: 65%; comfortable: 22%; uncomfortable: 13%. These results were also based on the total population of the study since data on the patients who were followed-up more than 24 months could not be obtained. Patient satisfaction was not evaluated in the remaining studies (11, 55, 56, 58) however; patients reported great satisfaction, comfort and chewing efficiency.

Discussion

This systematic review aims to determine safety, predictability and clinical performance of ISRPD/IARPD in terms of implant survival/success rates, prosthetic survival, complications and patient satisfaction in different maxillary and mandibular partially edentulous configurations with a minimum follow-up period of 24 months. PRISMA guidelines were followed in searching for the best available evidence. The majority of the selected articles, showed poor scientific evidence according to the hierarchy of evidence used (24), seven studies (11, 13, 19, 55, 56, 59, 60) were classified as NHMRC level IV of evidence. One study (57) was classified as level III-3. One study, (58) was classified as level III-2. These results are in accordance with previous systematic reviews of the same topic (9, 16), where also poor evidence-based studies were found. Despite the low scientific evidence found, all studies (11, 13, 19, 55-60) report good clinical results of ISRPD/IARPD in terms of implant survival rates, complications, prosthetic survival and overall patient satisfaction. Also, all included studies demonstrated significant improvement in function, esthetics and stability of the prosthesis. However, they also state that, well-designed controlled clinical studies with longer follow-up periods are needed to consider ISRPD/IARPD a predictable treatment option in the long term.

Long term retrospective studies on maxillary and mandibular IARPD of 10 and 15 years (19, 59) were found. In such studies several partially edentulous situations were included from Kennedy class I to class IV and good clinical performance of IARPD were reported. Nevertheless, they concluded that it is very important to establish strict maintenance programs in order to obtain satisfactory results in the

long term. Other retrospective studies of Mijiritsky et al. (56) and Bortoloni et al. (57) with less follow-up periods of 84 months and 96 months respectively, concluded that survival and bone resorption around implants are similar to those found in implants supporting fixed partial dentures.

In this review different maxillary and mandibular partially edentulous situations were included: from Kennedy class I to IV (Table 2). Independently of the partially edentulous situations treated, clinical performance and patient satisfaction was systematically improved in all patients (11, 13, 19, 55-60). However, data from maxillary and mandibular situations could not be separated due to the heterogeneity of the included studies.

The position of the implant along the edentulous ridge in IARPD has been a matter of debate in several studies since implant position can have a crucial effect on force distribution (11, 14, 15, 18, 19, 26, 35, 54, 59, 61, 62). When partial edentulism is located distally such as Kennedy class I and II configurations, clinical and *in vitro* studies suggest that placement of the implants should be between first and second molar areas in order to provide increased support and stability (15, 18, 19, 35, 62). However, in some studies, sufficient bone in such distal areas was not found and implants had to be placed in first premolar and canine areas (57, 59, 60). Then, some authors recommend the placement of the implants close to the abutment teeth; therefore it can provide a future option for a fixed prosthesis (13, 15, 19). Incisor and canine areas were also frequent implant positions, especially when maxillary or mandibular Kennedy class II and IV configurations were treated (19, 55, 57, 59).

Generally, high implant survival and success rates, were found in the selected articles (11, 13, 19, 55-60). However, differentiation between maxilla and mandible in terms of implant survival rates could not be obtained since data was mixed in some studies.

In long-term follow-up studies of 8, 10 an 15 years, implant survival rates ranged from 90 to 100% (19, 57, 59). Similar results were found in implants supporting maxillary or mandibular overdentures (63, 64).

Acceptable marginal bone levels were reported (13, 58, 59) and were similar to those found in standard implants (57). However, Payne et al. (61) reported an early increased marginal bone loss of

1.81 mm \pm 0.67 mm after a 12 week healing period. There is a need for well-designed controlled clinical trials to assess implant survival, success and marginal bone level variation in the long term.

In general, minimal complications were seen when supportive or retentive elements were used (11, 13, 19, 55-57, 59, 60). Similar mechanical complications were also seen in overdentures supported or retained by implants (64, 65). Payne et al. (61) compared the clinical performance of conventional RPD, ISRPD and IARPD. They concluded that significant improvement was seen when ball attachments were inserted. However, some prosthetic complications were seen in IARPD treatment group (61).

Implant failure did not require refabrication of the prosthesis, making a very versatile treatment option since RPD denture could be adapted to the new position of the replaced implant (19, 57, 60). However, in two cases metal framework broke (13, 60) and prosthesis was refabricated. When considering the use of ISRPD or IARPD as a treatment option, proper design of the metal framework and strategic maintenance programs is needed to avoid potential complications (19, 60).

A great heterogeneity of attachment systems was used in the selected articles. Nonetheless, the most frequent abutment used was the ball attachment (55-57, 59). Locator® abutments can provide significantly higher retention and stability in comparison to ball and magnets attachments (66, 67, 68). However, in the present review only two studies used the Locator® abutment (19, 60). The retrospective study by Ortiz-Puigpelat et al. (60), used solely the Locator® abutment and they report minimal complications and abutment loosening was not observed. Similar findings were seen in another study where Locator® was used in mandibular overdentures (69).

Patient satisfaction was evaluated in several retrospective studies (13, 57, 59, 60), good satisfaction levels were reported when ISRPD/IARPD treatment was performed. However, methodology used and data collection lead to overestimated results as it was highlighted by De Freitas et al. (9). Bortolini et al. (57) stated that patients were already unsatisfied with their existing RPD. In the study of Ortiz-Puigpelat et al. (60) patient satisfaction questionnaires were given after 12 months of service, making difficult to remember for the patients how they felt with their old conventional RPD. A recent

multicentric prospective clinical trial of Wismeijer et al. (54) ,where patient satisfaction evaluation was their main objective of the study, improved parameters of overall satisfaction, stability, chewing and appearance were reported after a 3 years follow-up. The methodology used in their study was done in a controlled manner, minimizing the risk of bias.

Scientific evidence of ISRPD/IARPD is based mainly on retrospective studies; few controlled prospective clinical studies were found. However, function, esthetics and preservation of hard and soft tissue structures can be improved compared with conventional RPD's (16). ISRPD/IARPD can represent an alternative treatment option to more complex oral rehabilitations. However, some aspects remain unclear which could reduce the success and survival of the treatment (9).

Conclusions

Within the limitations of the present systematic review we can conclude that the treatment of implant-assisted removable partial denture can improve clinical performance in terms of low rate of complications and stability of the prosthesis consequently, improving patient satisfaction compared with conventional removable partial denture o implant-supported removable partial denture. These findings could also be observed in different maxillary and mandibular partially edentulous situations with long term observation periods between ten and fifteen years. High implant survival and success rates were reported and were similar to those found in implants supporting fixed dentures. However, well-designed controlled and randomized clinical trials are necessary in order to validate the predictability of this treatment modality in the long term.

Conflict of interest

Authors state that do not have any financial or personal interests that may inappropriately influence (bias) his or her actions during the elaboration of the present article.

References

1. Carlsson GE, Omar R. The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2010; 37: 143–56.

2. Douglass CW, Watson AJ. Future needs for fixed and removable partial dentures in the United States. *J Prosthet Dent.* 2002; 87: 9–14.
3. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent.* 1992; 67: 236–45.
4. Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *Int J Prosthodont.* 1999; 12: 216–21.
5. Davenport J, Basker R, Heath J, Ralph J, Glantz P, Hammond P. Need and demand for treatment. *Br Dent J.* 2000; 189: 364–8.
6. Davenport JC, Basker RM, Heath JR, Ralph JP, Glantz PO. The removable partial denture equation. *Br Dent J.* 2000; 189: 414–24.
7. Yeung AL, Lo EC, Chow TW, Clark RK. Oral health status of patients 5-6 years after placement of cobalt-chromium removable partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2000; 27: 183–9.
8. Erwood I. Stabilizing partial dentures using small-diameter implants. *Dent Today.* 2010; 29: 116–118–9.
9. de Freitas PHL, De Carvalho Dias K, Da Fonte Porto Carreiro A, Barbosa GAS, Ferreira MÂF. Mandibular implant-supported removable partial denture with distal extension: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2012; 39: 791–8.
10. Fields H, Campfield RW. Removable partial prosthesis partially supported by an endosseous blade implant. *J Prosthet Dent.* 1974; 31: 273–8.
11. Keltjens HM, Kayser AF, Hertel R, Battistuzzi PG. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8: 208–13.
12. Halterman SM, Rivers JA, Keith JD, Nelson DR. Implant support for removable partial overdentures: a case report. *Implant Dent.* 1999; 8: 74–8.
13. Mitrani RR, Brudvik JSJ, Phillips KMK. Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003; 23: 353–9.
14. Kuzmanovic DV, Payne AGT, Purton DG. Distal implants to modify the Kennedy classification of a removable partial denture: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 8–11.
15. Grossmann Y, Nissan J, Levin L. Clinical Effectiveness of Implant-Supported Removable Partial Dentures—A Review of the Literature and Retrospective Case Evaluation. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 67: 1941–6.
16. Shahriri RA, Atieh MA. Mandibular Kennedy Class I implant-tooth-borne removable partial denture: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2010; 37: 225–34.
17. Cho HW. Load Transfer by Distal Extension RPD with Implant Assisted Support. *Journal of Dental Research.* 2002; 80: 1095.
18. Ohkubo C, Kurihara D, Shmpo H, Suzuki H, Kokubo Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: in vitro assessment. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2007; 34: 52–6.
19. Grossmann Y, Levin L, Sadan A. A retrospective case series of implants used to restore partially edentulous patients with implant-supported removable partial dentures: 31-month

- mean follow-up results. *Quintessence Int.* 2008; 39: 665–71.
20. Curtis DA, Curtis TA, Wagnild GW, Finzen FC. Incidence of various classes of removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1992; 67: 664–7.
 21. Bharathi M, Babu KRM, Reddy G, Gupta N, Misuriya A, Vinod V. Partial Edentulism based on Kennedy's classification: an epidemiological study. *J Contemp Dent Pract.* 2014; 15: 229–31.
 22. Moher D. Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. *Ann Intern Med.* 2009; 151: 264.
 23. O'Connor AM, Anderson KM, Goodell CK, Sargeant JM. Conducting Systematic Reviews of Intervention Questions I: Writing the Review Protocol, Formulating the Question and Searching the Literature. *Zoonoses Public Health.* 2014; 61: 28–38.
 24. NHMRC additional levels of evidence and grades for recommendations STAGE 2 CONSULTATION. Early 2008-end June 2009.
 25. Mijiritsky E, Karas S. Removable Partial Denture Design Involving Teeth and Implants as an Alternative to Unsuccessful Fixed Implant Therapy: A Case Report. *Implant Dent.* 2004; 13: 218–22.
 26. Turkyilmaz I. Use of distal implants to support and increase retention of a removable partial denture: a case report. *J Can Dent Assoc.* 2009; 75: 655–8.
 27. Abbo B. Tooth-implant borne RPD: a case report. *Dent Today.* 2010; 29: 118–120–122.
 28. Kumar L, Seghal K. Removable Partial Denture Supported by Implants with Prefabricated Telescopic Abutments. A Case Report. *J Clin Diagn Res.* 2014; 8: ZD04–ZD06.
 29. Grageda E, Rieck B. An implant-assisted removable partial denture. A 36-month follow-up case report. *Dent Today.* 2014; 33: 134–136–7.
 30. Fields H Jr., Campfield RW Jr. Removable partial prosthesis partially supported by an endosseous blade implant. *J Prosthet Dent.* 1974; 31: 273–8.
 31. Giffin KM. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 1996; 76: 347–9.
 32. de Carvalho WR, Barboza EP, Caúla AL. Implant-retained removable prosthesis with ball attachments in partially edentulous maxilla. *Implant Dent.* 2001; 10: 280–4.
 33. Chee WWL. Treatment planning: implant-supported partial overdentures. *J Calif Dent Assoc.* 2005; 33: 313–6.
 34. Uludag B, Celik G. Fabrication of a maxillary implant-supported removable partial denture: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2006; 95: 19–21.
 35. Ohkubo C, Kobayashi M, Suzuki Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal-extension removable partial dentures: in vivo assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008; 23: 1095–101.
 36. Senna PM, da Silva-Neto JP, Sanchez-Ayala A, Sotto-Maior BS. Implants to improve removable partial denture retention. *Dent Today.* 2011; 30: 118–121.
 37. Gates WD III, Cooper LF, Sanders AE, Reside GJ, De Kok IJ. The effect of implant-supported removable partial dentures on oral health quality of life. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 25: 207–13.

38. Strong SM. Implant-retained removable partial dentures. *Gen Dent.* 2012; 60: 374–8.
39. Gonçalves TMSV, Campos CH, Gonçalves GM, de Moraes M, Rodrigues Garcia RCM. Mastication Improvement After Partial Implant-supported Prosthesis Use. *Journal of Dental Research.* 2013; 92: 189S–194S.
40. Carpenter JF. Implant-assisted unilateral removable partial dentures. *Dent Today.* 2014; 33: 106–111.
41. Pratt SH. How to Optimize an Existing Removable Partial Denture Using Narrow-Diameter Implants to Increase Support and Retention. *Dent Today.* 2014; 33: 106, 108-9.
42. Gonçalves TMSV, Campos CH, Rodrigues Garcia RCM. Mastication and jaw motion of partially edentulous patients are affected by different implant-based prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2014; 41: 507–14.
43. Campos CH, Gonçalves TMSV, Rodrigues Garcia RCM. Implant retainers for free-end removable partial dentures affect mastication and nutrient intake. *Clin Oral Implants Res.* 2013; 25: 957–61.
44. Gonçalves TMSV, Campos CH, Rodrigues Garcia RCM. Implant retention and support for distal extension partial removable dental prostheses: Satisfaction outcomes. *J Prosthet Dent.* 2014; 112: 334-9.
45. Sadowsky SJ. Implant-retained removable prosthetic designs for patients with maxillary posterior edentulism. *J Calif Dent Assoc.* 2003; 31: 333–5.
46. Tandlich M, Ekstein J, Reisman P, Shapira L. Removable Prostheses May Enhance Marginal Bone Loss Around Dental Implants: A Long-Term Retrospective Analysis. *J Periodontol.* 2007; 78: 2253–9.
47. Kaufmann R, Friedli M, Hug S, Mericske-Stern R. Removable dentures with implant support in strategic positions followed for up to 8 years. *Int J Prosthodont.* 2009; 22: 233–242.
48. Kosyfaki P, Woerner W, Att W. Prosthodontic treatment in a partially edentulous patient with a complex medical history of epilepsy and deep vein thrombosis: a case report. *Quintessence Int.* 2011; 42: 365–73.
49. Massad JJ, Ahuja S, Verma M. Treating a failing dentition: stable implant-supported removable restorations. *Dent Today.* 2014; 33: 134–139.
50. Wolfart S, Moll D, Hilgers R-D, Wolfart M, Kern M. Implant placement under existing removable dental prostheses and its effect on oral health-related quality of life. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 24: 1354–9.
51. Chronopoulos V, Sarafianou A, Kourtis S. The Use of Dental Implants in Combination with Removable Partial Dentures. A Case Report. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2008; 20: 355–64.
52. Nam H-S, Song K-Y, Park J-M, Oh W-S. Removable partial denture assisted by implant-retained fixed prosthesis opposing implant-retained overdenture. *Gen Dent.* 2012; 60: 503–7.
53. de Freitas R, Kaizer OB, Hamata MM, de Resende DRB, de Oliveira Fortes Kaizer R. Prosthetic rehabilitation of a bone defect with a teeth-implant supported, removable partial denture. *Implant Dent.* 2006; 15: 241–7.
54. Wismeijer D, Tawse-Smith A, Payne AGT. Multicentre prospective evaluation of implant-assisted mandibular bilateral distal extension removable partial dentures: patient satisfaction.

-
- Clin Oral Implants Res. 2013; 24: 20–7.
55. Chang L-C, Wang J-C, Tasi C-C. Removable partial denture on osseointegrated implants and natural teeth. *Chang Gung Med J.* 2007; 30: 274–9.
 56. Mijiritsky E, Ormianer Z, Klinger A, Mardinger O. Use of dental implants to improve unfavorable removable partial denture design. *Compend Contin Educ Dent.* 2005; 26: 744–750.
 57. Bortolini S, Natali A, Franchi M, Coggiola A, Consolo U. Implant-Retained Removable Partial Dentures: An 8-Year Retrospective Study. *Journal of Prosthodontics.* 2011; 20: 168–72.
 58. Mekawy El NH, El-Negoly SA, Grawish MA. Intracoronal mandibular Kennedy class I implant-tooth-supported removable partial overdenture: a 2-year multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; 27: 677–83.
 59. Mijiritsky E, Lorean A, Mazor Z, Levin L. Implant Tooth-Supported Removable Partial Denture with at Least 15-Year Long-Term Follow-Up. *Clin Implant Dent and Relat Res.* 2013; doi: 10.1111/cid.12190. [Epub ahead of print]
 60. Ortiz-Puigpelat O, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F, Cabratosa-Termes J. Short-Term Retrospective Case Series of Implant-Assisted Removable Partial Dentures with Locator Abutments. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2014; 34: e121–8.
 61. Payne A, Kuzmanovic DV, De Silva KR. Mandibular removable partial dentures supported by implants: One-year prosthodontic outcomes. *J Dent Res.* 2006; 85:2570.
 62. Cunha LDAP, Pellizzer EP, Verri FR, Pereira JA. Evaluation of the Influence of Location of Osseointegrated Implants Associated with Mandibular Removable Partial Dentures. *Implant Dent.* 2008; 17: 278–87.
 63. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. *Int J Prosthodont.* 2004; 17: 425–33.
 64. Andreiotelli M, Att W, Strub J-R. Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. *Int J Prosthodont.* 2010; 23: 195–203.
 65. Sadowsky SJ. Treatment considerations for maxillary implant overdentures: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007; 97: 340–8.
 66. Evtimovska E, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *Journal of Prosthodontics.* 2009; 18: 479–83.
 67. Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int.* 2009; 40: 313–9.
 68. Kleis WK, Kämmerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W. A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report. *Clinical Implant Dentistry and Related Research.* 2010; 12: 209–18.
 69. Cordaro L, di Torresanto VM, Petricevic N, Jornet PR, Torsello F. Single unit attachments improve peri-implant soft tissue conditions in mandibular overdentures supported by four implants. *Clin Oral Implants Res.* 2013; 24: 536–42.
-

III. Carta de aprobaci3n del estudio por parte del Comit3 Ético de Investigaci3n**CARTA APROVACI3N PROJECTE PEL CER**

Codi de l'estudi: CIR-ELB-2011-01-NF
Versi3 del protocol: 1.1
Data de la versi3: 13/02/13
T3tol: "Uso de implantes dentales para retener y soportar pr3tesis parcial removible en situaciones de clase I Kennedy mandibular. Estudio de elementos finitos tridimensional."

Sant Cugat del Vall3s, 18 de març de 2013

Investigador: Octavi Ortiz Puigpelat

T3tol de l'estudi: "Uso de implantes dentales para retener y soportar pr3tesis parcial removible en situaciones de clase I Kennedy mandibular. Estudio de elementos finitos tridimensional."

Benvolgut(da),

Valorat el projecte presentat, el CER de la Universitat Internacional de Catalunya, considera que, des del punt de vista 3tic, reuneix els criteris exigits per aquesta instituci3 i, per tant, ha

RESOLT FAVORABLEMENT

emetre aquest CERTIFICAT D'APROVACI3N per part del Comit3 d'3tica de la Recerca, per que pugui ser presentat a les inst3ncies que aix3 ho requereixin.

Em permeto recordar-li que si en el proc3s d'execuci3 es produ3 algun canvi significatiu en els seus plantejaments, haur3 de ser soltm3s novament a la revisi3 i aprovaci3 del CER.

Atentament,

Dr. Josep Argem3
President CER-UIC

IV. Consentimiento informado

CUO Clínica Universitària d'Odontologia | Universitat Internacional de Catalunya

INFORMACI3N GENERAL
AUTORIZACI3N VISITAS DE DIAGN3STICO

La primera visita, las visitas de diagn3stico y los tratamientos ser n realizados por los alumnos de pregrado y postgrado de la Facultad de Odontología de la Universidad Internacional de Catalunya (UIC), dirigidos y supervisados por el profesorado de dicha Facultad.

Los tratamientos serán realizados en la Clínica Universitaria de Odontología (CUO) de la UIC, en horas a convenir, y durante el horario de prácticas clínicas de los alumnos.

En esta primera visita le será entregado un cuestionario de salud donde debe hacer constar sus antecedentes médicos. Tras la anamnesis y exploraci3n realizada por los alumnos y para llegar a definir el diagn3stico y plan de tratamiento, podrá ser necesario efectuar exploraciones complementarias, tales como radiografías, análisis, registros (moldes), y/o fotografías, todo lo cual podrá ser utilizado con fines docentes o de investigaci3n.

Las diferentes opciones de tratamiento le serán explicadas detalladamente y constarán en el documento de Consentimiento Informado para que sea leído y firmado tal y como exige la ley.


Enterado y conforme

Nombre: Rodr go Román Gola

DNI: 37618537-J

como representante de.....

Sant Cugat del Vall s a 28 de Febrero de 2018

V. Contrato de confidencialidad de la casa comercial Dentsply®

Confidentiality Agreement

between

DENTSPLY Implants Manufacturing GmbH, represented by its Managing Director Dr. Werner Groll,
Steinzeugstraße 50, 68229 Mannheim

hereinafter called: "DENTSPLY Implants"

and

Dr. Octavi Ortiz Puigpelat, Universitat Internacional de Catalunya, Josep Trueta s/n, 08915 Sant
Cugat del Vallès, Spain

hereinafter called: "Partner"

Preamble

DENTSPLY Implants is one of the world leading manufacturers of dental implant systems and accessories. DENTSPLY Implants is willing to provide the Partner with CAD data of the following products of the ANKYLOS® implant system 31010410 Ankylos® implant of 3.5X11mm, 3102 4014 Ankylos®sulcus former of 3 mm in height, 3102 1310 Ankylos®ball attachment abutment (3mm in height) with the metal jacket and the resilient part for the study "Dental implants to retain and support mandibular Kennedy class I removable partial denture: a three dimensional finite element" (hereinafter called: "Purpose"). DENTSPLY Implants wishes to ensure that the CAD data are exclusively used for the Purpose and that said data are not disclosed to third parties.

Therefore the parties conclude the following Confidentiality Agreement:

1. DENTSPLY Implants wishes to provide the Partner with CAD data of dental implants and accessories of the dental implant system ANKYLOS® on a data medium, e.g. compact disc, (hereinafter referred to as "CAD data"). Should any of the implants or accessories of these parts be modified afterwards, DENTSPLY Implants will provide the Partner with updated CAD data on further data media.
2. Partner may use CAD data exclusively for the Purpose.
3. Partner shall hold CAD data in strict confidence and
 - neither disclose, disseminate or publish it;
 - restrict access to CAD data solely to those of its officers, employees, advisors or other vicarious agents having a need to know for the Purpose;
 - cause its officers, employees, advisors and other vicarious agents to comply with the provisions of this Agreement and warrant they do so; and
 - notify DENTSPLY Implants promptly in writing in the event or suspected event of any loss or unauthorized disclosure of CAD data.

7/2013

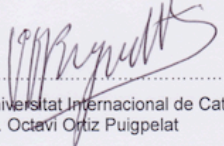


4. The parties agree that the provision of CAD data by DENTSPLY Implants to the Partner does not imply the granting of any right of title, license, reproduction, use or any other rights, except for the limited right to use within the scope of the Purpose. Nothing in this Agreement shall be construed as an obligation to disclose any particular information or as a warranty that any item of the CAD data is free of third party's rights, or that the CAD data is accurate or complete.
5. Upon each and every violation of a contractual duty hereunder, the Partner agrees to pay an appropriate contractual penalty to DENTSPLY Implants; DENTSPLY Implants shall have the option of equitably assessing the penalty against the Partner. In the event of any dispute the District Court of Mannheim shall review the assessed contractual penalty.
6. Upon request of DENTSPLY Implants or following the termination of the Purpose the Partner shall immediately hand over to DENTSPLY Implants all data media containing the CAD data and shall immediately destroy all copies made from the CAD data, and shall supply evidence for it upon request of DENTSPLY Implants. The Partner is only entitled to make copies – in whatever medium – of the CAD data if and to the extent it is necessary for the Purpose.
7. This Agreement shall survive for five years following the termination of the Purpose.
8. These terms constitute the entire agreement between the parties with regard to the CAD data provided hereunder. Any amendments or modifications to this Agreement must be mutually agreed in writing.
9. This Agreement shall be governed by German law. Any disputes arising out of or in connection with this Agreement shall be finally settled under the Rules of Arbitration of the International Chamber of Commerce by one or more arbitrators appointed in accordance with the said Rules. Arbitration proceedings shall take place in Mannheim. Said arbitration proceedings shall be performed in English.
10. Should individual provisions of this Agreement be or become invalid, the validity of the remaining provisions shall remain unaffected thereby. In place of the invalid provision, the parties shall agree such provision which best meets the intended economic purpose of the invalid provision.

Mannheim, 19.07.2013

Sant Cugat del Valles, 20/7/2013


.....
DENTSPLY Implants Manufacturing GmbH
Dr. Werner Groll
General Manager


.....
Universitat Internacional de Catalunya
Dr. Octavi Ortiz Puigpelat

VI. Resumen

Justificación: Durante los últimos años, los estudios sobre la posición del implante en el tramo edéntulo distal y el uso de diferentes sistemas retentivos en combinación con una prótesis parcial removible han sido escasos.

Objetivo: Determinar que posición del implante y que sistema retentivo son los más eficaces para mejorar el comportamiento biomecánico de la prótesis parcial removible (PPR) en términos de desplazamientos, tensiones y deformaciones.

Materiales y métodos: En este estudio in vitro se utilizó un modelo digital mandibular tridimensional. Se usó un programa informático para realizar a ese modelo un análisis de elementos finitos para obtener los diferentes parámetros de desplazamientos, tensiones y deformaciones. La primera fase del análisis consistió en colocar el implante en diferentes posiciones: segundo molar, primer molar y zona intermedia de premolares. La segunda fase del estudio una vez obtenida la mejor posición, fue la de evaluar diferentes sistemas retentivos y de soporte: pilar de cicatrización, retenedor tipo bola, retenedor tipo ERA® y retenedor tipo Locator®

Resultados: En general, no se observaron diferencias entre las diferentes posiciones del implante dentro del tramo edéntulo y los diferentes sistemas retentivos. Sin embargo, la posición del implante en la zona del primer molar obtuvo mejores resultados en cuanto desplazamientos de la prótesis y en la distribución de tensiones en el implante y en hueso peri-implantario. El sistema ERA proporcionó los mejores resultados en cuanto desplazamientos totales, distribución de tensiones en el hueso peri-implantario y deformaciones transmitidas al ligamento periodontal.

Conclusiones: No hubieron diferencias significativas entre las variables estudiadas. Sin embargo, según los resultados obtenidos sería recomendable colocar el implante en la zona del primer molar en combinación con un pilar tipo ERA® para mejorar el comportamiento biomecánico de las prótesis parciales removibles mandibulares en clases I de Kennedy.