



VNIVERSITAT
D VALÈNCIA

UNIVERSITAT DE VALÈNCIA

FACULTAT DE MEDICINA I ODONTOLOGIA
Departament d'Estomatologia
Unitat Docent de Prostdòncia i Oclusió

FERNANDO GARCÍA-SALA BONMATÍ

TESIS DOCTORAL

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO
IN VITRO DE PRÓTESIS PARCIALES FIJAS
SOBRE IMPLANTES DENTALES CON CUELLO
CONVERGENTE Y CONEXIÓN INTERNA
TRANSMUCOSA CON VOLADIZO POSTERIOR

Programa de Doctorado en Odontología (código 3143, RD 99/2011)
Valencia, junio 2022

DIRECTORES DEL TRABAJO

Prof. D. Carlos Labaig Rueda

Prof. D. Rubén Agustín Panadero

Profa. Dña. Lucía Fernández De Estevan



VNIVERSITAT
DE VALÈNCIA

UNIVERSITAT DE VALÈNCIA

FACULTAT DE MEDICINA I ODONTOLOGIA
Departament d'Estomatologia
Unitat Docent de Prostdòncia i Oclusió

TESIS DOCTORAL

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO *IN VITRO* DE PRÓTESIS PARCIALES FIJAS SOBRE IMPLANTES DENTALES CON CUELLO CONVERGENTE Y CONEXIÓN INTERNA TRANSMUCOSA CON VOLADIZO POSTERIOR

Programa de Doctorado en Odontología (código 3143, RD 99/2011)
Memoria de investigación que presenta **FERNANDO GARCÍA-SALA BONMATÍ**
Para optar al Grado de Doctor en Odontología por la Universitat de València

Valencia, junio 2022

DIRECTORES DEL TRABAJO

Prof. D. Carlos Labaig Rueda

Prof. D. Rubén Agustín Panadero

Prof. Dña. Lucía Fernández De Estevan

Don Carlos Labaig Rueda, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València, Don Rubén Agustín Panadero, Profesor Contratado Doctor del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València y Doña Lucía Fernández de Estevan, Profesora Contratada Doctora del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.

Certifican:

Que el trabajo de investigación titulado “ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO *IN VITRO* DE PRÓTESIS PARCIALES FIJAS SOBRE IMPLANTES DENTALES CON CUELLO CONVERGENTE Y CONEXIÓN INTERNA TRANSMUCOSA CON VOLADIZO POSTERIOR”, del que es autor Fernando García-Sala Bonmatí, ha sido realizado en este departamento bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor en Odontología por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Valencia, junio de 2022.

Fdo:
*Carlos Labaig
Rueda*

Fdo:
*Rubén Agustín
Panadero*

Fdo:
*Lucía Fernández
de Estevan*

AGRADECIMIENTOS

A mis directores de este trabajo de investigación, gracias a los cuales he podido concluir este proyecto:

Carlos Labaig Rueda, quien desde el primer día me acogió como a un hijo, como si hubiera crecido en su casa y que hace que ir a la Universidad sea un privilegio.

Rubén Agustín Panadero, por tu ayuda, sin ti esto no hubiera sido posible, gracias por ayudarme a culminar un proyecto que llevaba mucho tiempo en el horno.

Lucía Fernández de Estevan, por su inestimable ayuda, un gran ejemplo de vida y una gran guía en el saber hacer.

A todos mis compañeros y amigos de la Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión, por su tiempo y generosidad.

A Jesús Maneiro, Jorge Alonso, Francisco Visiedo y Matías Moreno. El equipo foto-digital por su gran ayuda durante la elaboración de este manuscrito.

A Eduardo Selva y Tono Fons por su apoyo constante dentro de la Unidad.

A mi equipo de miércoles que hacen que nuestra implantología sea mejor cada día.

Al Instituto de Tecnología de Materiales, de la Universitat Politècnica de València, por su amabilidad, por su disposición para ayudarme en los ensayos de las muestras y dejarme entrar en su casa a cambio de nada.

A Juan Luis Gómez Martínez, estadístico de St. Halley, por hacer la estadística de este trabajo y por ayudarme a comprenderla.

A Aitor Lasso y David Ampudia, de 3dentalstudio por su disposición y ayuda en la digitalización y parte Cad de este trabajo.

A Sweden & Martina por facilitarnos gran parte del material de este trabajo.

A Rafa Gálvez, del Departamento de Estomatología, por su ayuda con todos los trámites burocráticos necesarios para hacer de este proyecto una realidad.

A todos mis amigos y familiares fuera del ámbito universitario que hacen que tenga momentos de desconexión con proyectos diferentes.

DEDICATORIAS

A Marta, mi mujer a quién le debo todo y soy lo que soy gracias a ella.

A mis padres, gracias por haberme enseñado a luchar y haberme dado todo en esta vida.

A mis hijos, Fernando, Carlos y Pedro mi mayor tesoro.

A Luis y todo mi equipo que hacen que I2GS sea una realidad.

GLOSARIO:

μm : micrómetro.

CAD-CAM: *computer aided design – computer aided manufacturing*
(diseño asistido por ordenador – fabricación asistida por ordenador).

Lac: Línea Amelocementaria.

Fig.: figura.

mm^2 : milímetros cuadrados.

cm^2 : centímetros cuadrados

MPa: mega Pascal.

N: newton.

nm: nanómetro.

STL: *Standard Triangle Language o Standard Tessellation Language.*

FPDc: *Prótesis parcial fija con voladizo.*

RAE: *Real Academia Española.*

Objeto Cad: *Objeto Maestro.*

Chipping: *Rotura parcial de la cerámica.*

Cantilever: *Voladizo o extensión*

Ti base: *Interfase Titanio.*

Best fit: *Superposición óptima.*

Tissue Level: *Implante a nivel tisular.*

Bone Level: *Implante a nivel óseo.*

3D: *tridimensional.*

ÍNDICE

17	1. INTRODUCCIÓN
21	2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA
21	2.1 Antecedentes históricos
21	2.1.1 El implante y sus ventajas
21	2.2 Concepto de osteointegración; atrofia maxilar
21	2.2.1 Branemark y el descubrimiento de la osteointegración
22	2.2.2 Criterios de éxito para verificar el resultado del tratamiento implantológico
23	2.2.3 Tipologías de hueso
24	2.3. Requisitos para una correcta osteointegración
25	2.3.1 Proceso de osteointegración y estabilidad implantaria
26	2.4 Composición de un implante
26	2.4.1 Tipos de implantes
27	2.4.2. Morfología de un implante
31	2.4.3 Conexión implante-pilar
38	2.5 Alternativas restauradoras sobre implantes
38	2.5.1 Tipos de prótesis soportadas
39	2.5.2 Prótesis fija sobre implantes
39	2.5.3 Clasificación de Misch opciones de prótesis sobre implantes
40	2.5.4 Consideraciones generales de la prótesis cementada y atornillada sobre implantes
46	2.6 Problemática del uso de voladizos o extensiones
48	2.7 Biomecánica en Implantología
50	2.8 Fuerzas oclusales y prótesis implantosoportada
53	3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS
53	3.1 Justificación
53	3.2 Hipótesis de trabajo
54	3.3 Objetivos
57	4. MATERIAL Y MÉTODO
57	4.1 Material
58	4.1.2 Grupos de las muestras
70	4.2 Método
70	4.2.1 Carga cíclica
72	4.2.2 Carga compresiva
75	4.2.3 Superposición muestras tras los ensayos

78	4.2.4 Inspección microscópica óptica de los especímenes tras los ensayos
79	4.2.5 Análisis estadístico
83	5. RESULTADOS
83	5.1.1 Muestra y metodología estadística
85	5.1.2 Análisis de la Carga hasta el fallo mecánico
90	5.1.3 Predicción de la probabilidad de fallo: Modelo Weibull
92	5.2. Análisis del Desplazamiento hasta el fallo
93	5.2.1 Relación entre Desplazamiento y Carga
96	5.3 Análisis digital de la evolución de las muestras tras el ensayo: Superposición digital
96	5.3.1 Análisis general conjunto
100	5.3.2 Análisis de la Distancia XYZ en cada zona
113	5.4 Análisis microscópico
119	6. DISCUSIÓN
119	6.1 Discusión del material y diseño del estudio
119	6.1.1 Discusión sobre el diseño de los especímenes
120	6.1.2 Discusión sobre la elección del material del estudio
124	6.2 Discusión del método
124	6.2.1 Discusión sobre la utilización de fatiga dinámica
125	6.2.2 Discusión sobre el ensayo de compresión
126	6.3 Discusión de los resultados
126	6.3.1 Discusión de las unidades de medición de los resultados
127	6.3.2 Discusión de los resultados de carga
128	6.3.3 Discusión del análisis por superposición digital
130	6.4 Discusión estudio de microscopia óptica
131	6.5 Discusión de las hipótesis de trabajo
133	7. CONCLUSIONES
133	Conclusión general
133	Conclusiones específicas
137	8. BIBLIOGRAFÍA
153	9. ANEXOS Y TABLAS

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

La implantología oral es una subdisciplina de la Odontología que se ocupa de la inserción quirúrgica de materiales y dispositivos alrededor de los maxilares y la cavidad oral con fines rehabilitadores, correcciones maxilofaciales u oclusales. (1)

El objetivo es sustituir dientes que faltan mediante raíces artificiales que van fijadas al hueso. La pérdida de los dientes naturales ha sido siempre un evento incapacitante, tanto para la función como para la estética dentofacial.

Aunque la pérdida de dientes va disminuyendo, hay todavía muchos pacientes con ausencias dentarias las cuales pueden ser causadas por distintas razones (2). Lo más habitual es que se pierdan dientes por patologías dentales como la caries y la enfermedad periodontal; además hay pacientes con ausencia congénita de dientes o hay casos en que la ausencia se debe a un traumatismo dental. (3)

Generalmente cuando se pierden dientes posteriores ocurren dos fenómenos:

- Desplazamiento de los dientes contiguos hacia la brecha edéntula.
- Reabsorción de hueso alveolar en el sitio edéntulo.

Estos fenómenos van a producir alteraciones en la oclusión dental que van a generar problemas funcionales en la masticación, además de producir dolores articulares y dificultar la higiene por parte del paciente.

Si hablamos de pérdida en sector anterior, el problema principal es la estética por el espacio que deja la ausencia y por el posible hundimiento del labio generado por la falta de soporte dental (4).

La prótesis dental se define como la ciencia que estudia el reemplazo de los tejidos dentales por medio de unos dispositivos artificiales que tienen como finalidad el restablecer la anatomía, la estética y la función (tanto masticatoria como fonatoria) (5). Existen varios tipos de prótesis dentales clasificables según las características de las mismas, en base al tipo de soporte, tipo de restauración y el material de confección. A pesar de eso lo más común es diferenciar los tipos de prótesis de la siguiente manera (6):

- Prótesis removibles: prótesis parcial removible (esquelético o acrílico), prótesis total removible (acrílico) y prótesis removible sobre implantes (sobredentadura).
 - Prótesis fija: dentosoportada o implantosoportada (retención por el cemento o por el tornillo).
 - Prótesis mixta: constituidas por una prótesis fija y una removible unidas entre sí mediante un sistema de anclaje denominado atache.
-


En el campo de la prótesis dental hay que tener en cuenta dos conceptos fundamentales, estrictamente relacionados con la funcionalidad de la prótesis: (6)

1. **RETENCIÓN:** Capacidad de resistencia a las fuerzas a lo largo de la vía de inserción (fuerzas verticales).
2. **ESTABILIDAD:** Capacidad de mantener una posición firme y constante en presencia de fuerzas horizontales u rotacionales.

Antes del comienzo de la implantología, la reposición de los dientes se hacía posible solo mediante prótesis que se apoyaban en los dientes contiguos a los que faltaban. Esto consiste en tallar dientes al lado de la brecha edéntula para luego alojar coronas que van a sujetar el diente perdido; o cuando el número o la calidad de los dientes naturales no es favorable para la construcción de una prótesis fija, la sustitución de los dientes se hacía mediante la colocación de prótesis removibles parciales o totales.(7)

Estas alternativas prostodóncicas de tratamientos, en los últimos años, van reduciéndose sobre todo gracias al avance en la prevención de la caries dental y enfermedad periodontal, y también por la introducción de la implantología como tratamiento cada vez más habitual que permite la sustitución de los dientes perdidos. Con la implantología se puede evitar tallar dientes sanos para sustituir los dientes que faltaban y también evitar poner prótesis removibles, las cuales presentan limitaciones frente a una estructura fija.

El problema nos lo encontramos en las situaciones que queremos rehabilitar a nuestros pacientes y, por distintos motivos, no podemos posicionar los implantes en todas las zonas que deseáramos teniendo que diseñar unas prótesis con voladizos para poder ocluir con los dientes antagonistas; en estas situaciones y en estos casos de estrés biomecánico que pueden generar problemas tanto mecánicos como biológicos, no sabemos qué implantes o diseño prostodóntico sería el ideal.



REVISIÓN
BIBLIOGRÁFICA

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS

2.1.1 El implante y sus ventajas

El implante dental, en calidad de raíz artificial fijada en el hueso, puede sujetar bien coronas unitarias o puentes, o también puede hacer de anclaje para prótesis completas.

En función de las necesidades y los dientes a reponer se colocarán un número específico de implantes. (8,9)

En la utilización de los implantes dentales tenemos diferentes ventajas:(7)

- Hay una elevada tasa de éxito.
- Facilidad de limpieza y menor tendencia a la caries en los dientes adyacentes.
- El hueso edéntulo tiene mejor respuesta al ser cargado funcionalmente por el elemento implantario.
- Menores problemas de sensibilidad en los dientes adyacentes por ausencia de tallado.
- No se tallan los dientes adyacentes (pilares en la prótesis fija convencional) y por consiguiente se evita perderlo por mal diseño del puente, sobrecarga o caries.
- Ventajas psicológicas.

Claramente en la utilización de esta técnica dental están presentes también desventajas como pueden ser:

Necesidad de una intervención quirúrgica.

Tiempos más largos porque hay que esperar a la correcta osteointegración de los tejidos.

Problemas de costes.

Siendo la osteointegración el requisito fundamental para el éxito del implante, hay que tener unos cuidados especiales para evitar la contaminación bacteriana y el consecuente fracaso.

2.2 CONCEPTO DE OSTEOINTEGRACIÓN; ATROFIA MAXILAR

2.2.1 Branemark y el descubrimiento de la osteointegración

El avance fundamental y el inicio de la verdadera ciencia implantológica se debe principalmente a los descubrimientos realizados por Branemark y su equipo.

En el 1952, es Branemark que, estudiando la microvascularización en traumatismos óseos sobre tibias de conejos, se dio cuenta del fenómeno de osteointegración.

De hecho él , para el estudio, había introducido en el peroné de los conejos, cámaras de titanio y, a la hora de extraerlas, estas estaban ancladas en el hueso. De esta manera Branemark entendió que el titanio tenía el poder de relacionarse con el hueso llegando a formar parte de él. A partir de este descubrimiento, surgió la idea de crear estructuras de titanio para ponerlas en hueso de la cavidad bucal para posteriormente rehabilitarlas con prótesis dentales.

Branemark siguió con sus estudios hasta llegar a desarrollar el concepto de osteointegración: “conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado y la superficie de un implante sometido a carga funcional”.(10)

Esta definición, fue posteriormente ligada al concepto introducido por otros autores como Albrektsson y Zarb que preconizaban “un proceso en el que se consigue que una fijación de material aloplástico esté clínicamente asintomática, y mantenida en el hueso en presencia de carga funcional”.(11,12)

Para entender el concepto de osteointegración, se tiene que conocer la biología elemental del hueso ya que es ahí donde se encuentra la zona receptora del implante.

2.2.2 Criterios de éxito para verificar el resultado del tratamiento implantológico

La obtención de éxito en los implantes se logra cuando se produce la definición de osteointegración aportada por Branemark (10).

En la práctica clínica, sin embargo, resulta difícil comprobar el grado efectivo de osteointegración de un implante y los criterios de éxito pasan a ser fundamentalmente, la ausencia de dolor y de movilidad. Además de estos siempre, para valorar el éxito del tratamiento, hay que tener en consideración el grado de satisfacción del paciente. (13)

En el año 1986 Albrektsson et al postularon por escrito algunos de los criterios de éxito:(11)

1. Un implante que no esté ferulizado, cuando lo vamos a examinar clínicamente, tiene que estar inmóvil.
2. En una radiografía del implante no se deben observar zonas radiotransparentes alrededor.
3. Después del primer año desde la colocación del implante, no debe haber una pérdida ósea mayor de 0.2 milímetros anuales a nivel crestal.
4. El implante, una vez colocado, debe estar sin presentar dolor, neuropatía, parestesia o infección.
5. Después de 5 años tendremos un éxito del 85%, y del 80% a los 10 años.

Sucesivamente, otros autores, basándose en otros estudios, han aportado modificaciones actualizando la clasificación de Albrektsson et al. En 1997 Buser registró nuevos criterios de éxito:(14)

1. Ausencia de movilidad clínicamente detectable.
2. Ausencia de dolor o sensación subjetiva.
3. Ausencia de infección periimplantaria recurrente.
4. Ausencia de radiotransparencia continuada alrededor del implante a los 3, 6 y 12 meses.

2.2.3 Tipologías de hueso

La atrofia maxilar, es una condición caracterizada por una disminución del volumen del tejido óseo, ya completamente desarrollado, que comporta una consiguiente insuficiencia funcional. La ausencia de piezas dentarias produce, en el hueso maxilar, una reabsorción ósea por falta de estímulo intraóseo, modificándose la proporción medular del hueso frente a su componente cortical, a favor de este último. Este proceso de reabsorción del reborde alveolar tras la pérdida dentaria, ocasiona una disminución del volumen óseo, tanto vertical como horizontal.(15)

En la cavidad oral nos encontramos distintas zonas óseas con diferente calidad y cantidad ósea. De hecho, el maxilar se caracteriza más por un hueso más trabecular y poroso mientras que en la mandíbula es más duro y compacto.

- Hueso cortical: está formado principalmente por células osteocíticas, un componente inorgánico (hidroxiapatita) y otro componente orgánico (proteínas adhesivas, colágeno). Su característica principal, un hueso denso y duro, además está recubierto por el periostio que mediante los fenómenos de aposición y resorción hace que lleguen osteoblastos y osteoclastos, además de fibras colágenas.(16)
- Hueso esponjoso: la característica que lo distingue del anterior es principalmente que es mucho menos denso. Su estructura es una red tridimensional de trabéculas óseas, entre las cuales quedan espacios donde se sitúan osteoblastos y osteoclastos. Por su característica este hueso no es buen candidato para la colocación de implantes ya que no puede dar un soporte adecuado en la fase de estabilización primaria.(16)

Si clasificamos el hueso por calidad y cualidad, hemos de hablar de Lekholm y Zarb que en 1985, propusieron una clasificación de la calidad del hueso subdividiéndolo en cuatro grupos:(17)

- Hueso tipo I: casi todo el maxilar está compuesto de hueso compacto homogéneo.
- Hueso tipo II: una capa espesa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso trabecular.
- Hueso tipo III: una fina capa de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular denso de dureza favorable.

- Hueso tipo IV: una fina capa de hueso cortical rodea un núcleo trabecular de baja densidad.

Además de una clasificación cualitativa, Lekholm y Zarb, hicieron también una clasificación cuantitativa del hueso edéntulo que podemos encontrar:(17)

- Tipo A: está presente la mayor parte de la cresta alveolar.
- Tipo B: ha tenido lugar una reabsorción avanzada de la cresta residual.
- Tipo C: ha tenido lugar una resorción avanzada de la cresta residual y solamente queda el hueso basal.
- Tipo D: ha comenzado la reabsorción del hueso basal.
- Tipo E: ha tenido lugar una reabsorción extrema del hueso basal.

2.3. REQUISITOS PARA UNA CORRECTA OSTEOINTEGRACIÓN

Para obtener una buena conexión entre hueso e implante hay unos requisitos específicos que debemos respetar:(18,19)

- El material del implante tiene que ser biocompatible. De hecho, si el material no tuviera esta característica, al introducirlo en el hueso se podría producir una reacción a cuerpo extraño junto a la producción de tejido de granulación, que influiría en el éxito de la osteointegración.
 - Técnica quirúrgica: Tiene que ser lo más atraumática posible para producir el menor calentamiento y evitar la necrosis ósea. En el momento de crear el lecho para el implante hay una producción de calor que puede producir una necrosis, para evitar esto se debe realizar un fresado cuidadoso empleando mucha irrigación o a bajas revoluciones realizando un fresado biológico (20)
 - Campo estéril: El gabinete y el instrumental tienen que estar preparados para evitar contaminación de la herida, evitando así interferir en la osteointegración.
 - Implante: El tipo de implante puede afectar al proceso, actualmente los implantes más empleados por su comportamiento son los roscados; estos permiten obtener una mejor estabilidad primaria clave para minimizar los movimientos nocivos para la integración de implante, los implantes roscados además aumentan la superficie de contacto con el hueso.
 - Hueso: El tipo de hueso puede interferir como hemos comentado anteriormente; siempre buscaremos colocar nuestros implantes buscando tener un hueso adecuado que permita facilitar la colocación.
 - Mucosa: Alrededor del implante el mejor tipo de mucosa es la queratinizada, esta mucosa fibrosa y no móvil que tapiza al hueso permite limitar la colonización del implante manteniendo buena salud perimplantaria.
-

- Higiene: Un buen mantenimiento tras la colocación del implante tanto por parte del profesional como en casa por parte del paciente es un requisito para la supervivencia a largo plazo de los tratamientos.

2.3.1 Proceso de osteointegración y estabilidad implantaria

Al colocar un implante dental en la cavidad oral se producirá un proceso inflamatorio fruto de este proceso quirúrgico, que tendrá como objetivo la reparación o regeneración del tejido dañado. Durante este proceso, de alta complejidad, la intervención de fuerzas mecánicas y biológicas es crítica para lograr la exitosa osteointegración del implante, ya que necesitaremos que se forme hueso nuevo mediante el proceso de remodelación ósea (resorción y aposición), en este proceso, fuerzas fisiológicas ayudan a estimular las células óseas, induciendo así la diferenciación de estas en osteoclastos (resorción) y osteoblastos (aposición). (21-23)

Inicialmente el implante contará con una estabilidad mecánica o friccional llamada estabilidad primaria, esta que se define como la estabilidad biométrica tras la instalación del implante y se produce por el bloqueo mecánico del implante en el hueso.

Lograr la estabilidad primaria en el momento de la colocación del implante es un aspecto fundamental en el proceso de osteointegración y es considerada como un punto crítico para obtener éxito a largo plazo con la terapia implantológica.(24)

Esta estabilidad primaria o mecánica poco a poco irá disminuyendo para dar lugar a una estabilidad secundaria, también conocida como osteointegración. El paso de estabilidad primaria a secundaria comienza desde que se produce la colocación del implante y se pone en contacto con la sangre; esta formará un coágulo alrededor del implante rico en fibroconectina, la fibroconectina actuará de "andamio" para dar soporte a las células del nuevo tejido. El comienzo de la formación de hueso nuevo se iniciará con la secreción de una matriz de colágeno mineralizado en la superficie del implante, esta secreción correrá a cargo de las células osteogénicas presentes en el coágulo sanguíneo. Posteriormente, se producirá el proceso de remodelado óseo en determinadas zonas, dando lugar a la formación de una interfase hueso-implante compuesta por hueso nuevo.(25)

El proceso de neoformación ósea, no solo se dará a partir de la superficie del implante (osteogénesis de contacto) mediante el proceso que acabamos de explicar, ya que también se formará a partir de la superficie del hueso existente (osteogénesis a distancia). (22)

La importancia de lograr una estabilidad primaria alta es debido a la disminución que se produce en esta mientras se va estableciendo la estabilidad secundaria. Este descenso en la estabilidad mecánica es conocido como *stability dip* o punto valle dónde tiene su momento más crítico a las 3-4 semanas tras la colocación del implante (figura 1). (26) Si no obtenemos una estabilidad inicial alta o al menos unos valores mínimos, cuando se produzca el descenso de estabilidad primaria hay altas probabilidades de que se produzcan micromovimientos en el implante. Si se producen mi-

cromovimientos que generen un *gap* de más de 50 micrómetros en la interfase hueso-implante, hay altas probabilidades de que se forme una cápsula de tejido fibroso alrededor del implante, produciéndose el fracaso en el proceso de osteointegración y el consiguiente fracaso en la terapia implantológica.(11,23)

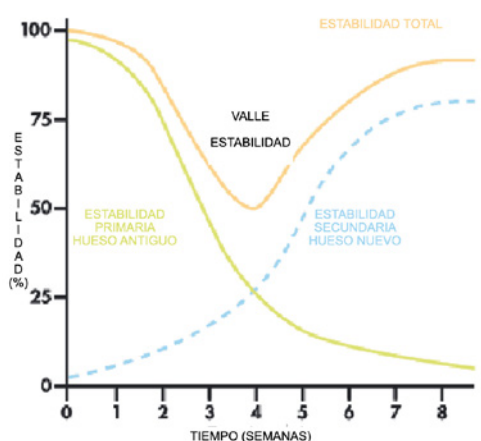


FIGURA 1. Curva de estabilidad implantaria

2.4 COMPOSICIÓN DE UN IMPLANTE

2.4.1 Tipos de implantes

Los implantes dentales, son diseñados y fabricados para actuar como los sustitutos artificiales de las raíces de los dientes perdidos. La literatura nos muestra la existencia de más de 1300 tipos de implantes, que actualmente se comercializan; lo que hace que exista un número tan elevado, es la combinación de una gran variedad de formas, materiales, geometrías y conexiones. A pesar de esta gran cantidad, los implantes más utilizados en la actualidad son los implantes endoóseos con forma de raíz; y dentro de estos, los implantes roscados (27,28)

Además de tener muchas variantes de implantes, podemos clasificarlos en dos grandes grupos. Se empleará una forma u otra, en función del tipo de sistema de implante que vayamos a utilizar; dentro de los sistemas de implantes encontramos los implantes de una pieza y los implantes de dos componentes.

Originariamente, el primer sistema fue el de dos piezas, descrito por Branemark et al.(22) y fue diseñado para utilizarse en procedimientos con dos fases quirúrgicas. En estos implantes el cuerpo del implante va separado del pilar prostodóncico; en el momento de la primera cirugía se insertará el implante, y el colgajo se reposicionará de tal manera que cubra al implante; tras la cicatrización y correcta osteointegración, se realizará una nueva cirugía en la que se abrirá un pequeño colgajo para colocar un pilar transmucoso que permitirá colocar la prótesis (29), entre los implantes de una pieza y dos piezas, actualmente la forma más utilizada es el cuerpo del implante sepa-

rado del pilar prostodóncico (implante de dos piezas), permitiendo así la posibilidad de colocar únicamente el cuerpo del implante en la primera fase de cicatrización ósea y posteriormente tener un mayor abanico prostodóncico.(7)

Sin embargo los implantes de una pieza son menos utilizados, por su estrecho abanico rehabilitador pero este sistema presenta ventajas como la ausencia de *gaps* entre pilar e implante, reducción de las intervenciones quirúrgicas a solo una, reducción de la acumulación de microorganismos, etc. Este tipo de sistema está diseñado para poder realizar la colocación del implante en el momento de la exodoncia del diente en cuestión, y nos permite a su vez realizar la carga protética, con una sola intervención.(30)

2.4.2. Morfología de un implante

2.4.2.1 Diseño macroscópico

El implante además de su diseño, se puede dividir en tres partes fundamentales.(7)

1. Módulo cretal: esta parte del elemento implantológico está diseñada para estabilizar la restauración protésica. Además de esta función, es la porción del implante que queda por arriba del hueso y es la interfase entre porción endósea y cavidad oral. Además de ser la plataforma de la restauración, el módulo cretal está diseñado también para evitar la colonización bacteriana.(7)

En esta porción se atornilla el pilar que luego sujetará la corona definitiva. Cuando hablamos de pilares para prótesis sobre implantes generalmente se distinguen dos zonas que son delimitadas por su *línea de apoyo* (hombro o bisel) donde va a descansar la prótesis.

La porción por encima de la línea de terminación la denominaremos porción coronal, ahí es dónde se encuentra el pilar prostodóncico que está diseñado con el objetivo de dar un correcto asentamiento a la prótesis y por ello hay varios tipos de angulaciones, conicidades y alturas para cada caso. La segunda porción, por debajo de la línea, la llamaremos porción transmucosa, esta tiene un diseño cilíndrico o troncocónico que se relaciona con la parte interna del surco periimplantario (7).

2. Cuerpo del implante:
Área que sirve para disipar activamente las cargas de tracción y compresión a través de la interfase hueso-implante, que además proporciona la estabilidad inicial al implante tras de su colocación. (7)

Es la parte más voluminosa del implante, está diseñada para facilitar la colocación del implante en el hueso.

A la hora de hablar sobre el diseño del cuerpo del implante podemos encontrar tres formas distintas: (31,32)

- Cilíndrico: este tipo de implante suele ser impactado (no tienen roscas) en un lecho óseo preparado previamente. Normalmente sus superficies están tratadas con materiales porosos o tienen macro diseños para facilitar la integración.
- Roscado: la característica de este implante es la de tener roscas que facilitan la colocación del mismo. Para la colocación, de hecho, se hará un lecho previo que tendrá que ser ligeramente más pequeño del diámetro del implante. También tienen tratamientos en su superficie para facilitar la osteointegración. Las roscas suelen ser de cuatro geometrías: rosca en V, rosca de contrafuerte, contrafuerte reverso y rosca de fuerza (más cuadrada).
- Combinación de ambos: Combinaciones en el macrodiseño y variación en el microdiseño de las superficies.

Los implantes roscados en comparación con implantes no roscados, presentan una mayor superficie de contacto hueso-implante (BIC), lo que incrementa el área para distribuir las fuerzas oclusales; además estos también obtienen cifras más altas de estabilidad primaria, sobre todo en huesos de baja densidad tipo III y IV. (33)

Los parámetros de la rosca varían de un implante a otro, diferenciándose principalmente por:

- El paso de rosca: Se define como la distancia existente entre un punto en una espira y otro situado en el mismo lugar que este, pero en la espira contigua, medidos en sentido axial al eje central del implante. Los implantes con un paso de rosca menor, tendrán más espiras, lo que incrementará la estabilidad primaria, el área de contacto hueso-implante y distribuirá mejor las cargas; sin embargo, los implantes con más espiras harán que se necesite incrementar las revoluciones para introducirlos, y en huesos de alta densidad, tendremos que ejercer más fuerza (31).
 - La forma de la rosca: Es otra característica geométrica de las espiras, la cual guarda relación con la distribución de fuerzas en el hueso como hemos comentado. Existen 4 formas principales: cuadrada, en V, en contrafuerte y en contrafuerte reverso. La forma en V está diseñada como una forma que rinde buenos resultados en múltiples situaciones con diferentes fuerzas; la forma cuadrada y la forma de contrafuerte, fueron diseñadas para obtener muy buenos resultados en situaciones de mucha carga, ya que su diseño les permite transmitir las cargas en sentido perpendicular al eje axial del implante, y por ello, son las más óptimas.
 - La profundidad de la rosca: Es la distancia que existe entre la parte más externa de la rosca y su base, situada en el cuerpo del implante. La profundidad influye en la cantidad de superficie presente en la rosca para disipar fuerzas.
-

A mayor carga, mayor superficie para transferir fuerzas al hueso de soporte. Incrementar la profundidad de la rosca, también hace que el implante logre un mayor torque de inserción y una mayor estabilidad primaria, algo que es ideal en hueso de baja densidad. Sin embargo, en huesos de alta densidad, no haría falta utilizar implantes con alta profundidad en la rosca. (7)

3. Ápice:

La región apical del implante, cumple la función de facilitar la inserción del implante en el lecho del implante, facilitando que la rosca se enganche al hueso circundante y que el implante permanezca alineado con la zona donde se realizó la osteotomía; esto lo logrará al dotar a esta región con mayor conicidad en relación al resto del implante.

La punta final, por norma general no será "puntiaguda" para evitar perforar regiones anatómicas, tales como la membrana de Schneider o algún canal nervioso. Lateralmente también incorporará regiones planas o surcos, para que una vez este osteointegrado, al posicionarse hueso en ellas, evitará la rotación ante determinadas fuerzas.

Respecto al macrodiseño, un implante cónico proporciona mayor componente de carga compresiva. Cuanto mayor es el estrechamiento mayor será la carga compresiva repartida a la interfase. El estrechamiento está limitado a 30° disminuyendo la longitud del implante, la estabilidad inicial y la superficie total. (33)

2.4.2.2 Diseño Microscópico

La microestructura del implante hace referencia a la estructura de la superficie o el grado de rugosidad del implante. La estructura superficial del implante es crítica para la adhesión y diferenciación de las células durante el proceso de remodelado óseo. (26)

Hasta el 1980 no se dio importancia a las propiedades de la superficie de los implantes. Albrektsson (34) fue el primero en descubrir el importante rol de las superficies en la fase de osteointegración. En la actualidad se han desarrollado una gran cantidad de métodos para tratar o modificar la superficie de los implantes; con estas modificaciones se busca mejorar la topología superficial, alterar la estructura química, aumentar la superficie de contacto, mejorar la hidrofilia, obtener propiedades antibacterianas, etc. (35)

Las modificaciones de superficie, se pueden dividir en dos grandes grupos:

- Modificaciones mediante procesos sustractivos
- Modificaciones mediante procesos aditivos.

Dependiendo, obviamente, si eliminan o alteran el material o por el contrario los procesos utilizados depositan materiales en la superficie de los implantes (36).

Las modificaciones mediante procesos sustractivos tienen como objetivo alterar la superficie del implante, creando rugosidades al degradar la superficie de este. Estas permiten a las células óseas alojarse y crecer en el interior de los poros, tubos y canales superficiales. Se ha visto además que el modificar la superficie generando rugosidades de entre 1 y 10 micrómetros presenta efectos positivos en términos de aumento del número de interacciones biomoleculares entre implante y hueso. (24, 37, 38)

Existen una amplia variedad de métodos sustractivos, entre los que destacaremos: (39):

- Arenado con partículas de óxidos.
- Grabado ácido.
- Combinación de grabado ácido y arenado.
- Oxidación electromecánica.
- Grabado con láser.

Las modificaciones mediante procesos aditivos, por contraposición, tienen el fin de mejorar las propiedades del material del implante. El objetivo de la mejora de las propiedades es debido a que la mayoría de implantes dentales son construidos con materiales tales como titanio puro de grado 4 o aleaciones de este tales como el titanio de grado 5, que es una aleación de titanio con aluminio y vanadio; estos materiales cumplen con unos altos requisitos de fuerza y fatiga mecánica, pero por contra, también con pobres propiedades en cuanto a interacciones biológicas se refiere. Para ello, gracias a los procedimientos aditivos superficiales, sus propiedades tales como la hidrofobia son alteradas, obteniendo superficies mucho más hidrofílicas que presentan un mayor grado de humectabilidad. (40,41)

Las superficies hidrofílicas permiten mantener la conformación y función de las proteínas celulares; la habilidad de las células para migrar y adherirse a una superficie viene marcada por la adsorción de sus proteínas. Las superficies hidrofílicas presentan una alta afinidad por las proteínas extracelulares, lo que además de promover la adsorción de osteoblastos, mejorará su diferenciación, en definitiva, contribuirá en la aceleración del proceso de osteointegración. (26, 42, 43)

Dentro de los procesos de modificación superficial mediante procedimientos aditivos, encontramos: (26, 39)

- Recubrimiento con Hidroxiapatita.
- Recubrimiento con Vidrios bioactivos.
- Recubrimiento con Biocerámicas.
- Aplicación de factores de crecimiento y sustancias antimicrobianas.

En la actualidad, son utilizados procedimientos que combinan técnicas sustractivas y aditivas; de esta manera, se realiza un procedimiento previo sustractivo y gra-

cias a la rugosidad generada por este en la superficie, logramos que los materiales de recubrimiento queden mejor adheridos a la superficie de los implantes. (24)

2.4.3 Conexión implante-pilar

Es importante seleccionar el pilar adecuado en cada situación en función de las necesidades estéticas o biomecánicas. Se debería hacer la elección del pilar ya en la planificación inicial. Además es importante que la conexión entre prótesis e implante que vaya a situarse en el surco periimplantario, esté respetando siempre el espacio biológico y siempre asegurando un perfecto ajuste entre la prótesis y el pilar para evitar la contaminación bacteriana. (44) (45)

Podemos distinguir cuatro tipos de pilares, los cuales se diferencian por el procedimiento de fabricación: (7)

- A. Pilares mecanizados preformados parcialmente modificables.
- B. Pilares modificables calcinables o sobrecolables con base mecanizada. (Pilares UCLA)
- C. Pilares CAD-CAM.
- D. Pilares transepteliales no modificables.

A) Pilares mecanizados o parcialmente modificables: son pilares preformados de fábrica metálicos o cerámicos que permiten ser tallados por el técnico de laboratorio para adecuarlos a las exigencias protésicas, de modo que conseguimos una correcta paralelización con respecto a las piezas dentarias vecinas. Son empleados en prótesis cementada y pueden ser rectos y angulados en función de la orientación del implante y la posición final de la corona.

- Pilares rectos: poseen una angulación de 0° con respecto al eje axial del implante y solo varía su altura. Se utilizan en los casos en los que la angulación del eje del implante coincide con la angulación de la posición final de la corona.
- Pilares angulados: existen diferentes angulaciones. Se emplean en casos donde es necesaria la corrección de una angulación diferente del implante con respecto a la angulación final de la corona (46).

B) Pilares modificables o totalmente individualizados: son pilares que con el encerado, permiten al técnico de laboratorio diseñar un pilar individualizado con la forma ideal para el correcto uso protésico. Se emplean tanto en prótesis cementada como atornillada. Dentro de este grupo nos encontramos:

Pilares UCLA: son pilares total o parcialmente plásticos que permiten ser encerados para modificar su forma a elección del clínico. El pilar UCLA (Universidad California, Los Ángeles) fue concebido por Lewis y Beumer. (47)

- Pilar UCLA para sobrecolado: se trata de un pilar parcialmente calcinable de plástico con una plataforma mecanizada de oro, titanio, tilite o Cr-Co(48). Está indicado para la resolución de problemas de angulación del implante y personalización del perfil de emergencia.(7)
- Pilar UCLA para colado (totalmente calcinable): se trata de un pilar totalmente calcinable de plástico, incluida la conexión al implante. Este pilar se cuela con aleaciones no nobles o seminobles. No se recomienda su utilización ya que tras el colado, al no tener mecanizada su conexión, el ajuste que ofrece al implante es inadecuado, pudiendo generar problemas de ajuste pasivo.

C) Pilares CAD-CAM: las siglas CAD-CAM provienen del inglés, *computer assisted design and computer assisted manufactured*. Estos pilares se realizan a partir de un diseño por ordenador (encerado virtual) y posteriormente son manufacturados mediante un fresado asistido por ordenador con un alto grado de precisión. Pueden ser de metal o cerámicos

- Pilares de una pieza: son pilares en donde la propia conexión está fabricada junto a la corona
- Pilares de dos piezas: en los cuales la conexión del pilar con el implante se realiza mediante interfases metálicas, generalmente utilizando titanio. Tradicionalmente, antes la rehabilitación de implantes mediante prótesis fijas era realizada mediante prótesis con una conexión directa al implante atornillada o usando un pilar intermedio, por otro lado, también era posible realizarla cementando las prótesis a pilares prefabricados. La evolución de los materiales, y el desarrollo de nuevas técnicas tales como los procedimientos de fabricación con tecnología CAD-CAM, han cambiado el sector de la prótesis dental, permitiendo utilizar materiales, que antaño, mediante procedimientos clásicos, no era posible manipular adecuadamente. Dentro de estos materiales destaca la circona, un material ampliamente utilizado sobre dientes la cual presenta unas excelentes propiedades biomecánicas y ópticas; de esta manera, se ha visto incrementada su utilización en los últimos años, tanto para la fabricación de pilares personalizados para prótesis cementadas o también para la fabricación de restauraciones unitarias o múltiples a volumen total(49). Este factor es importante, debido a que el contacto directo de materiales diferentes al titanio con la conexión del implante, puede producir una deformación de la plataforma del mismo (50).

Stimmelmayer y colaboradores, en un estudio *in vitro* en donde se sometieron a carga cíclica pilares de circona de una pieza comparándolos con pilares de titanio, encontraron una mayor deformación en la plataforma de los implantes con pilares de circona que con los pilares de titanio, por lo que la utilización de una interfase de

titanio podría mejorar mecánicamente el comportamiento de todo el sistema cuando se utiliza la circona como pilar.(50)

El uso de estas bases de titanio, forman junto a la parte fresada o impresa las llamadas prótesis cemento-atornilladas.

Inicialmente la circona era utilizada para la fabricación de núcleos que posteriormente eran ceramizados con cerámicas feldespáticas, pero debido al efecto *chipping* presente en estas restauraciones, y a que la cerámica feldespática presentaba más desgaste en los dientes antagonistas que una restauración de circona bien pulida, se descartó este tipo de restauraciones para el sector posterior, y se pasó a utilizarla en el sector anterior donde las cargas axiales no son tan fuertes como en el sector posterior, con lo que no habrá tanto *chipping*, y además la estética es más importante. Ante esta situación, se comenzaron a utilizar restauraciones monolíticas en el sector posterior. Estas restauraciones podían usarse de manera cementada, pero, tal y como veremos, la prótesis cementada presenta inconvenientes frente a la atornillada; otra situación que impedía usar las prótesis de circona de manera directa contra el implante, para poder usarse de forma atornillada, es el efecto desgaste que genera la circona al estar en contacto con el titanio como ya hemos comentado anteriormente (51)



FIGURA 2. Interfase de titanio

Gracias a la utilización de este tipo de pilares híbridos se combina la excelente estabilidad del titanio en la conexión y las excelentes propiedades estéticas de los materiales blancos, por otro lado, la utilización de un pilar híbrido, permite que la interfase entre la corona y el pilar en las prótesis cementadas, quede a nivel de la mucosa, con lo que minimiza el problema de la eliminación de los restos de cemento. De esta manera, se pueden utilizar pilares cerámicos para prótesis cementadas de una manera eficiente y biomecánicamente correcta. (51)

En caso de que queramos utilizar una restauración monolítica cerámica, estas se cementarán directamente sobre la base de titanio, proceso que realizará el técnico dental en el laboratorio, bajo condiciones óptimas de cementado. Existen muchos diseños de bases de titanio para poder atender a las diferentes necesidades que se

nos puedan plantear, tales como: prótesis unitarias, prótesis parciales, corrección de angulaciones o alturas gingivales. Por otro lado, la configuración y el diseño de estas bases de titanio, también tiene que ser óptimo, para garantizar la adecuada retención de la restauración monolítica a esta. (49)

La literatura nos muestra que, las bases deben de tener una longitud de entre 4 y 6 mm para proporcionar una retención óptima. Sin embargo, también se comercializan bases de menos de 4mm, las cuales en situaciones donde exista un gran espacio interoclusal, podrían ser causa de descementado de las prótesis; hay otros factores también que influyen en la retención de las bases de titanio, tales como el arenado y el cemento a escoger. En el caso del arenado, la literatura nos muestra que, el arenado de la superficie de las bases de titanio, empeora la adhesión de las restauraciones, debido a que se quedan incrustadas partículas del material utilizado para dicho proceso, empeorando la adhesión entre la base y la restauración. (52)

En cuanto al tipo de cemento que se recomienda utilizar, la literatura nos muestra los mejores resultados para los cementos resinosos. (52-54)

D) Pilares transepiteliales no modificables: Son pilares a los que no les podemos realizar ningún tipo de modificación (tallado, encerado...). Estos pilares están indicados cuando queremos trasladar la conexión protésica del implante a una posición más coronal o para mejorar la vía de entrada protésica en casos de rehabilitaciones completas sobre implantes. Sobre los pilares no modificables siempre irá atornillada otra supraestructura elaborada por sobrecolado o CAD-CAM. Dentro de ellos, podemos encontrar dos tipos:

- Pilares rectos o estándar.
- Pilares cónicos rectos o angulados para atornillar.

Los pilares se relacionan con los implantes por medio de distintos tipos de conexiones geométricas. Estas conexiones incluyen un diseño antirrotatorio sobre la plataforma del implante (hexágono externo) (figura 3) o se extienden dentro del cuerpo del mismo (hexágono interno, octógono, cono morse, ranuras internas, tubos de leva o surcos...). Es primordial un encaje de alta precisión del componente antirrotatorio interno o externo (plano a plano para cada dimensión) para la estabilidad de la conexión entre el cuerpo del implante y el pilar. La estabilidad de la conexión implante-pilar es un factor importante en el tratamiento de pacientes con implantes osteointegrados cuyos resultados deben ser fiables a largo plazo (45). Todas las conexiones protéticas van dirigidas a proporcionar un encaje preciso de los dos componentes con una tolerancia mínima.



FIGURA 3. Implante de conexión externa (izquierda) e implante de conexión interna (derecha).

Si esta conexión no es estable, las complicaciones que van a aparecer pueden generar molestias para el paciente y pueden contribuir a un acortamiento de la supervivencia del complejo implante-restauración. (45)

El hexágono externo era la configuración frecuente en los primeros sistemas de implantes como el de Branemark. (10) Esta configuración geométrica ha funcionado bien a lo largo del tiempo y ha sido la más utilizada por gran cantidad de sistemas de implantes. Sin embargo, demostró tener algunos inconvenientes, como el aflojamiento y/o fractura del tornillo de unión así como una remodelación ósea marginal. Todo esto propició la introducción de sistemas de implantes con conexiones internas.

Los sistemas de implantes con conexión interna se caracterizan por:

- Una reducción de los micromovimientos.
- Una mayor protección de los tornillos de fijación del pilar frente a cargas no axiales, gracias a la distribución de las cargas laterales hacia la zona interna de la conexión del implante.

Estas características darán lugar a las siguientes ventajas:

- Reducción de las fuerzas transferidas al hueso crestral, ya que los micromovimientos de la interfase implante-pilar han sido asociados a una estimulación de la reabsorción ósea crestral.
- Una menor incidencia de aflojamiento y fractura del tornillo, ya que al ser la conexión más estable se distribuyen mejor las fuerzas hacia las paredes del implante. (45,55)

Al hablar de sistemas de implantes con conexión interna, existe la tendencia a igualar todas las configuraciones. La realidad es que las conexiones internas son muy diversas, no solo en cuanto al aspecto y la facilidad de conexión, sino también en su mecanismo de transferencia de cargas. Las conexiones internas se diferencian por la

cantidad de área de contacto existente entre el pilar transeptelial y el implante, y por la forma geométrica del sistema antirrotacional que enfrenta las dos superficies recíprocas y que son presionadas entre sí por el tornillo conector.(56)

Unos sistemas presentan una interfase pilar-implante formada por una superficie plana horizontal, y un elemento antirrotacional normalmente hexagonal; Esta superficie de contacto suele ser reducida (<2mm de altura) y los estudios *in vitro* han demostrado que este tipo de conexiones internas presentan algún movimiento relativo (56)

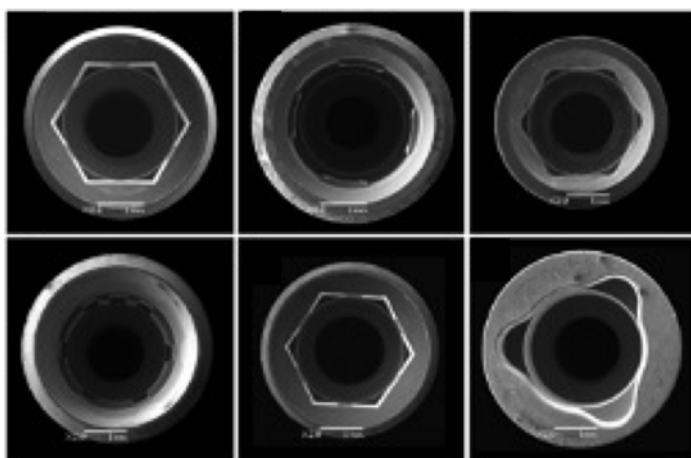


FIGURA 4. Tipos de Conexiones internas.

Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review

Los sistemas que presentan una interfase pilar-implante con amplias superficies de contacto (>2mm de altura), se caracterizan por presentar una conexión cónica; el cual presenta una estructura de cono invertido que finaliza en una forma poliédrica, gracias a este diseño, se induce a un autobloqueo entre el implante y el pilar.

Las conexiones cónicas han sido muy utilizadas en los últimos años por su estabilidad y sellado antibacteriano. Estas superficies cónicas amplias y con mayor superficie de fricción reducen sustancialmente el micromovimiento (a menor ángulo del cono aumenta la fricción) y generan un correcto ajuste pasivo de dicha interfase. (56)

Efectivamente de cara a la absorción de fuerzas, se ha visto que con fuerzas pequeñas (45 N/cm²) no se encuentran diferencias significativas pero aumentando estas fuerzas (60 y 80 N/cm²) el hexágono externo comienza a tener deformaciones en los ángulos.(57) Sin embargo la conexiones internas y cónicas, ofrecen mejores resultados en cuanto a la distribución de grandes fuerzas debido al hecho que este tipo de conexión no transfiere ninguna fuerza significativa al tornillo de conexión ya que el acoplamiento es por fricción y por lo tanto se reducen micromovimientos y el

aflojamiento; con estas conexiones, se transmiten las fuerzas biomecánicas hacia una superficie mayor minimizando el estrés evitando también el paso de gérmenes en la zona del *microgap*. (58)

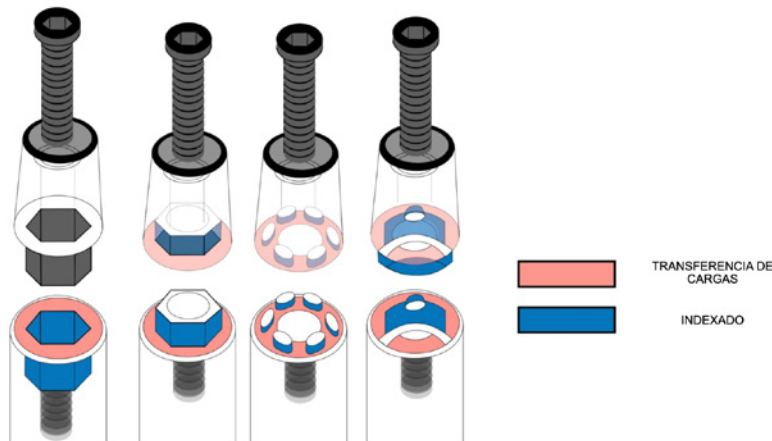


FIGURA 5. Tipos de conexiones con su indexación y zona de apoyo de la carga sobre el aditamento. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review

El concepto sobre las conexiones y el cambio de plataforma surgió casi de manera muy casual, ya que clásicamente, los implantes de 2 piezas, siempre habían sido rehabilitados con aditamentos protésicos que presentaban el mismo diámetro que el implante (*flat-flat*), de esta manera la interfase de unión aditamento e implante se situaba en el extremo de la plataforma del implante. En 1991 el Dr. Lazzara utilizó implantes de mayor diámetro, sin embargo, no se desarrollaron aditamentos de este diámetro superior, y en estos implantes de 5 y 6 mm, se utilizaron aditamentos de 4,1 mm de diámetro; a la larga, y mediante el seguimiento de casos rehabilitados de esta manera, se observó que el hueso alrededor de estos implantes era muy estable a nivel vertical en comparación con el *flat flat*.(59)

Es en el 2005 cuando Baungarten y Gardner (60), al observar esta estabilidad del hueso crestal a nivel vertical, describen el concepto de cambio de plataforma o *platform switch*; el concepto se basa en la posibilidad de alejar la interfase de unión entre aditamento e implante horizontalmente de la parte externa de la plataforma del implante hacia el interior; de esta manera el espacio biológico se logra por la suma de una superficie vertical y horizontal, y no solo con una dimensión vertical, minimizándose de esta manera la pérdida de hueso crestal y logrando un buen soporte de tejidos blandos. Para realizar un cambio de plataforma es necesario utilizar un aditamento de un diámetro inferior al de la plataforma del implante. (Figura 6) (61)



FIGURA 6. Cambio de plataforma (derecha) e implante sin cambio de plataforma (izquierda)

Por tanto, se abren líneas de investigación que estudien, *in vitro*, si un diseño pilar-implante determinado es más efectivo que otros en términos de estabilidad bajo carga.

Son necesarios a su vez, estudios *in vivo* que determinen si los diferentes diseños influyen clínicamente en el comportamiento de los tejidos blandos y duros periimplantarios así como la utilización de implantes con posibilidad de modificar la posición de esa unión implante-pilar.(62)

2.5 ALTERNATIVAS RESTAURADORAS SOBRE IMPLANTES

2.5.1 Tipos de prótesis soportadas

Enfocándose en el concepto de soporte podemos distinguir diferentes tipos de prótesis:(6)

- Dentosoportadas: aquellas que utilizan los dientes naturales del paciente como pilar (soporte).
- Mucosoportada: aquellas que se soportan sobre el proceso alveolar en contacto con la encía que es un tejido fibromucoso.
- Dentomucosoportada: cuando se combinan los dos tipos de soporte ya mencionados.
- Implantosoportadas e implantoreténidas: aquellas que se apoyan y retienen sobre implantes.
- Mucosoportadas e implanto retenidas: mismo concepto de la dentomucosoportada con la diferencia que tenemos la presencia de los implante en lugar de los dientes. Es el caso de las sobredentaduras sobre implantes.

2.5.2 Prótesis fija sobre implantes

Para entender de la mejor forma posible el estudio que nos hemos planteado realizar, es necesario analizar más a fondo las prótesis fijas, en concreto las implantosoportadas, dentro de las cuales iremos diferenciando y comparando las prótesis atornilladas, de las prótesis cementadas y sus variantes.

Este campo incluye tanto la rehabilitación de una única pieza dentaria como la de toda una arcada. Con ese tipo de tratamientos se consigue mejorar la comodidad y función masticatoria, mantener un buen estado de salud oral y con frecuencia mejorar la estética e incrementar la autoestima del paciente sin desgastar los tejidos orales (63).

A la hora de plantear un tratamiento con implantes más una restauración protésica hay que hacer una serie de valoraciones y estudios diagnósticos previos, analizando todas las posibilidades que existen en función de la situación de la boca del paciente y en función de los tipos de prótesis sobre implantes que encontramos en la práctica clínica más adecuada a cada situación.

2.5.3 Clasificación de Misch opciones de prótesis sobre implantes

Misch propuso cinco opciones para un tratamiento protésico con implantes: tres son con prótesis fija (PF-1, PF-2, PF-3) y dos son removibles (PR-4, PR-5). Las tres opciones de prótesis fija pueden ser tanto por una rehabilitación parcial (única pieza o múltiples) como para un arco completo y pueden ser cementadas o atornilladas. Estas posibilidades varían en función de los tejidos duros y blandos que hemos de rehabilitar. (64)

- PF-1: Son restauraciones fijas que reemplazan solo la corona anatómica del diente natural perdido. Se puede realizar solo en los casos que exista una mínima pérdida de tejidos duros y blandos y cuando el implante pueda ser colocado en una posición similar a la posición original de la raíz del diente natural. Principalmente nos encontramos esta situación en zonas anteriores del maxilar, donde la demanda estética es mayor. Los materiales ideales son aleaciones de un metal noble y porcelana pero también se puede utilizar materiales como el óxido de zirconio y coronas de porcelana.
- PF-2: Son restauraciones fijas que sirven para restaurar la corona anatómica y una porción de la raíz del diente natural perdido. El hueso disponible está más apical respecto a la posición ideal, 1-2 mm debajo del LAC (límite amelocementario) y determina un posicionamiento del implante más apical respecto a PF-1. El borde incisal está en la posición correcta pero el tercio cervical de la corona está sobreextendido generalmente hacia apical y lingual respecto a la posición original del diente. Son restauraciones parecidas a una situación de un diente natural con pérdida de hueso y recesión gingival.

- PF-3: Son restauraciones fijas que remplazan la pérdida de las coronas y tiene una parte de cerámica rosa que reproduce una porción de tejido blando perdido. Como en los casos PF-2, nos encontramos en casos con pérdida de hueso y se realiza sobre todo cuando hay una pérdida múltiple de dientes adyacentes.

2.5.4 Consideraciones generales de la prótesis cementada y atornillada sobre implantes

Cuando se habla de rehabilitación protésica sobre implantes se pueden distinguir dos grandes grupos en función de la retención; cementadas y atornilladas.

La prótesis cementada es aquella que, para su retención, disfruta del poder del cemento. Esta reconstrucción, esencialmente, tiene los mismos principios de una corona cementada sobre un diente natural; el pilar que usamos para una prótesis cementada sobre implante tiene características similares a las de un muñón. La estabilidad de la corona además de proporcionarla el cemento, viene influenciada por la conicidad del pilar, dicho pilar si tiene cierto grado de convergencia en sus paredes puede incrementar la retención.

Por otro lado, la prótesis atornillada es aquella que basa su retención en el tornillo que fija la reconstrucción al pilar protésico. Aquí, la corona lleva un orificio en su interior que permite el paso del tornillo y que se tendrá que cerrar con una resina compuesta una vez posicionada la corona.(65)

A la hora de fabricar una reconstrucción sobre implantes hay que analizar varios aspectos clínicos, de laboratorio y finalmente será el profesional quien decida sobre el tipo de restauración a utilizar, los materiales de fabricación...etc. Ambos métodos son válidos y tienen sus ventajas y limitaciones, por lo tanto siempre es necesario individualizar el caso y elegir el método de retención más apropiado para cada paciente.

Analizando detenidamente los dos tipos de retenciones posibles de las prótesis sobre implantes, cementada o atornillada, podemos hacer múltiples consideraciones. La elección de uno de los dos tipos implica un análisis detallado y minucioso del caso con muchos factores a tener en cuenta(66,67). También es verdad que existe la posibilidad de combinar los dos métodos como en el caso de una prótesis cemento-atornillada. (66)

Los dos tipos de restauraciones tienen sus ventajas e inconvenientes, y tanto uno como el otro pueden presentar complicaciones. De acuerdo con la definición del *glossary of oral and maxillofacial implants* se considera una complicación como un cambio anómalo e inesperado respecto al resultado normal del tratamiento (68).

En líneas generales se distingue entre complicaciones biológicas y complicaciones técnicas o mecánicas.(69)

A pesar de que las restauraciones atornilladas han tenido buenos resultados, muchos odontólogos trabajan con prótesis cementadas. Sobre las atornilladas tenemos una gran evidencia de su facilidad en cuanto a la recuperabilidad y de las reducidas complicaciones biológicas como la periimplantitis.(11,66,70)

Las cementadas, por su parte, pueden ensalzar el tener un óptimo diseño oclusal, una mejor estética y pasividad; la recuperabilidad sería relativa al uso de cementos provisionales. (71-73)

A la hora de tomar la decisión de si emplear un tipo o el otro vamos a considerar distintos aspectos como: retención, pasividad, estética e higiene, oclusión, carga y tanto su facilidad como coste de fabricación y recuperabilidad.

2.5.4.1 Retención

- Atornilladas:

Como se vio en los estudios de Branemark, la retención en la prótesis atornilladas viene dada por el tornillo que conecta implante-pilar y pilar-prótesis (25, 74, 75) y por el componente antirrotacional del módulo de cresta. Si el tornillo no está bien ajustado o está inclinado se produce una tensión que puede aflojar o incluso romper la interfaz implante-pilar. Debido a esto pueden aparecer discrepancias en cuanto a la pasividad de la estructura y del esquema oclusal.(76)

Una de las partes más importantes de la conexión implante-pilar, es el tornillo, este se encarga de estabilizar el pilar o la prótesis al implante; este permite, gracias a la transmisión de la carga que se aplica en el momento de su colocación, mantener la estabilidad de la conexión entre el pilar y el implante ante las fuerzas externas que se dan sobre las estructuras.(77)

Esta estabilidad, se produce debido a que, durante el proceso de apretamiento del tornillo, el torque aplicado sobre este desarrolla una fuerza compresiva dentro del vástago del tornillo, generando una fuerza de sujeción entre el implante y el pilar del implante. Esta fuerza compresiva recibe el nombre de precarga, la cual, en esta situación, se define como la fuerza axial que se da en el cuello del tornillo, entre la cabeza de este y la primera espira enroscada. La precarga es el determinante directo de la fuerza de apretamiento. (78-80)

Cuando el pilar se conecta al implante mediante el tornillo, se producen tres zonas de fuerzas principales de contacto:(81)

- En la interfase pilar-tornillo.
- En la interfase pilar-implante.
- En la interfase entre las espiras del tornillo y la rosca donde se insertan en el implante.

Esto es necesario entenderlo, para comprender la importancia que va a presentar el diseño del tornillo en su comportamiento ante estas tres fuerzas. Dentro de los

diseños que encontramos, destacamos dos diseños principales: tornillos con cabeza cónica y tornillos con cabeza cilíndrica (figura 7). La literatura nos muestra que el diseño de cabeza cónica ayuda a preservar el torque inicial aplicado en el momento de colocación del tornillo; se ha teorizado que la fricción que genera el tornillo cuando se le aplica torque sobre el pilar, es superior en los tornillos de cabeza cónica, ya que dicha conicidad incrementa el área de contacto del tornillo, y con este aumento de fricción se logra una mayor resistencia a los micromovimientos. (82-84)

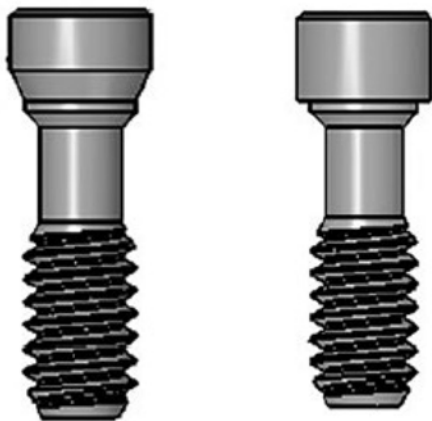


FIGURA 7. Tipos de tornillos tornillos, cabeza cónica y cabeza cilíndrica

El material del tornillo es un punto crítico, que también debemos analizar, ya que el límite elástico de resistencia, su módulo de elasticidad y resistencia a la fatiga también influirán en la estabilidad de la conexión. Dentro de los principales materiales de fabricación, destacan: el titanio de grado 4 y de grado 1, la aleación de titanio Ti6Al4V y el oro. Dentro de estos el que mayor resistencia presenta es el Ti6Al4V, y el que menos el oro; sin embargo, en cuanto al módulo de elasticidad, ocurre al revés, ya que el oro presenta un módulo de elasticidad superior al del resto de materiales empleados. Recordemos que el módulo de elasticidad es importante, ya que el módulo de elasticidad influye en la eficacia del proceso de atornillado.

Tanto el oro como el Ti6Al4V, serán materiales con características buenas para realizar tornillos, ya que si bien el oro es poco resistente, y debido a esto, se les aplicaran torques inferiores que a los tornillos de titanio, el mantenimiento en el tiempo y la efectividad del "atornillado" serán buenas ya que su módulo de elasticidad es alto; en el caso del Ti6Al4V, este presenta un módulo de elasticidad más bajo, lo que hace que el proceso de atornillado no sea tan óptimo como con el oro, sin embargo, su alta resistencia permite compensar esta carencia con un torque de atornillado mayor, que garantizará que no se produzcan aflojamientos ni pérdidas de tornillos. (56)

La tendencia actual es la utilización de tornillos de titanio con algunos recubrimientos que mejoran sus propiedades.(77)

- Cementadas:

Entre los factores que influyen en la retención de las prótesis cementadas encontramos, conicidad, altura, anchura del pilar, consistencia de la superficie; además por supuesto el tipo de cemento.

- Conicidad: Según el estudio de Jørgensen la preparación ideal de un diente natural es con una conicidad de 6° y por lo tanto también para un pilar de implante.(85)
- Altura: Se necesita una altura adecuada para resistir a las fuerzas laterales(66), en el estudio de Kaufman et al comprobaron un aumento de la retención hasta un 67% si se aumentaba la altura al aumentar más la superficie disponible(86).
- Anchura: Si comparamos dos pilares de la misma altura podemos hacer dos consideraciones. El de menor diámetro resistirá más las fuerzas laterales pero el más ancho, al tener mayor área de superficie, permitirá un mejor ajuste del cemento que garantiza mejor retención a nivel de cargas axiales.
- Consistencia de la superficie: Se obtiene mayor retención por parte del cemento si la superficie tiene irregularidades micro-retentivas.(87)(88)
- Elección del cemento: los cementos provisionales pueden garantizar retención y recuperabilidad y se suele realizar cementados definitivos solo cuando la prótesis no tiene una retención adecuada. Muchos son los factores que influyen en la selección del cemento dependiendo de cada situación clínica: número y localización de pilares, altura, anchura y el grado de conicidad.(89)(90)(91)

2.5.4.2 Pasividad

La pasividad es una característica fundamental para el éxito de la restauración, evitando complicaciones como una carga excesiva sobre el hueso o el aumento de bacterias en la zona del *gap* entre implante y pilar, o complicaciones protésicas como aflojamiento o rotura del tornillo. (92) Según Branemark basándose en las prótesis clásicas la pasividad ideal está alrededor de las 10 μm algo imposible de cumplir en el caso de las atornilladas porque hay discrepancias entre procedimientos clínicos y de laboratorio, como la contracción del material de impresión, contracción del material fundido, expansión del material de revestimiento, imprecisiones de soldaduras y otros (93-95), en el caso de las cementadas el problema disminuye porque el cemento cubre 40 μm que compensan las variaciones dimensionales de laboratorio.

Hoy en día el tema de pasividad y el ajuste marginal ha cambiado debido a la presencia de los sistemas digitales y los sistemas de confección del material protésico de restauración, como el CAD-CAM (*computer aided designed & computer aided manu-*

facturing). Cuando hablamos de CAD-CAM nos referimos a un sistema tecnológico para realizar las prótesis sobre implantes mediante un soporte informático que permite diseñar la estructura y posteriormente proporciona procesos de mecanizado o fresado que trabajan bajo las órdenes del ordenador. Todo el proceso de este sistema, que incluye digitalización, diseño por ordenador y microfresado da como resultado una estructura protésica con mínimas tolerancias y por lo tanto permite conseguir un extraordinario ajuste pasivo (96). Si para Branemark el ajuste necesario era de $10\ \mu\text{m}$ otros estudios han demostrado que $150\ \mu\text{m}$ era un límite aceptable para evitar complicaciones a largo plazo.

Un reciente análisis realizado comparando el sistema CAD-CAM a las técnicas convencionales de colado ha afirmado que con el sistema de fabricación CAD-CAM se obtiene un mejor ajuste pasivo, sobre todo con estructuras de Cr-Co. Los resultados mostraron unos valores para el Cr-Co de alrededor de $48,76/13,45\ \mu\text{m}$, *versus* $103,81\pm 43,15\ \mu\text{m}$ en los convencionales. (97)

2.5.4.3 Oclusión, carga y fractura del material

Una distribución axial de la carga es lo ideal. Analizando la oclusión de los dos tipos de prótesis observamos que las prótesis cementadas van a conservar su cara oclusal intacta mientras las atornilladas no, ya que van a tener la zona del orificio donde pasa el tornillo, por contraposición una prótesis atornillada obliga al clínico a una colocación del implante de manera que siga el eje del resto de los dientes y así la corona se realizará en esa dirección y se le dará una oclusión axial al eje del implante. (98)

La fractura del material de restauración, porcelana o resina, es una de las complicaciones más frecuentes que pueden ocurrir y en el caso de las atornilladas hay más predisposición a tener este tipo de problema al tener un orificio de paso. (98) Se están desarrollando nuevos materiales con mejores valores de resistencia y elasticidad que puedan minimizar este tipo de problemas que hacen que los tratamientos puedan fracasar.

2.5.4.4 Estética e higiene

La presencia de un acceso para el tornillo oclusal compromete la estética; por lo tanto los implantes tienen que ser colocados con una dirección más palatina para posicionar el tornillo de la prótesis en la zona del cíngulo. En las atornilladas los perfiles de emergencia requieren una extensión vestibular haciendo que sea menos accesible a la higiene respecto a las cementadas que no necesitan este tipo de extensión porque, en zonas anteriores, el implante se puede colocar debajo del borde incisal (66). La estética vendrá influenciada también por el paciente, volumen tisular y el posicionamiento del implante(99). Hoy en día gracias a las soluciones de corrección de angulación, muchos casos que clásicamente había que restaurarlos con prótesis cementadas por la salida del tornillo podemos solucionarlos actualmente con prótesis atornilladas gracias a las interfases anguladas y las correcciones Cad-Cam (100)

2.5.4.5 Facilidad de fabricación, coste y recuperabilidad

Las prótesis cementadas son más fáciles de fabricar con las técnicas protésicas tradicionales y tienen procesos de laboratorio más sencillos respecto a las atornilladas. Se deduce que los costes en las atornilladas son más elevados, 1,5-2 veces más respecto a las cementadas.(101)

La recuperabilidad o reversibilidad de las prótesis es algo importante ya que la tasa de supervivencia de las prótesis fijas sobre implantes es superior al 90% en un periodo de 15 años, porcentajes mayores que las soportadas por dientes naturales(67,70). Los pilares sobre implantes, a diferencia de los dientes naturales, no pueden padecer caries ni afectación pulpar, uno de los principales motivos de pérdida dental. Por lo tanto la recuperabilidad hoy en día es un problema de menor relevancia pero hay situaciones en las cuales poder retirar la restauración puede aportar ventajas como la de poder mantener una mejor higiene, reparar la prótesis, permitir intervenciones futuras o situaciones en las cuales simplemente sea necesario el cambio de esa prótesis. Se colocan implantes que pueden servir en nuevas situaciones donde el implante que soportaba un restauración unitaria puede pasar a ser un pilar de una múltiple.

2.5.4.6 Ventajas y desventajas de los dos sistemas de conexión

Como resumen podemos hacer una tabla de las ventajas y desventajas de cada una.

Tabla 1

VENTAJAS ATORNILLADAS	DESVENTAJAS ATORNILLADAS
Recuperabilidad, mejor higiene, Reparación e intervención a futuro.	Requiere precisión.
Sin cemento factor periimplantitis.	Limitación posición del orificio de acceso.
Requiere un espacio interoclusal mínimo.	El orificio de acceso compromete la estética, la oclusión y puede incluso debilitar la resistencia de la restauración a causa de la falta de material.
Verificación desajuste.	Fabricación más sensible a la técnica.
	Menor pasividad.

VENTAJAS CEMENTADAS:	DESVENTAJAS CEMENTADAS:
Compensa posición y discrepancia del implante.	Excesos de cemento, crean un ambiente anaerobio favorable al crecimiento del biofilm que desarrolla hacia una infección y pérdida ósea.
Pasividad del ajuste.	
Más estética.	
Mejor control de la oclusión.	
Facilidad de fabricación y coste.	
Discrepancia marginal.	

Como resumen de este apartado podemos concluir que tras revisar la literatura la tasa de supervivencia de las prótesis tanto cementadas como atornilladas tienen tasas desde el 94,5 % en el estudio de Mericske-Stern et al. (102)

Por lo tanto sabemos que cada tipo de prótesis sobre implante tiene sus ventajas y desventajas, la elección de uno o del otro depende de la situación individual del paciente y de la preferencia del clínico.

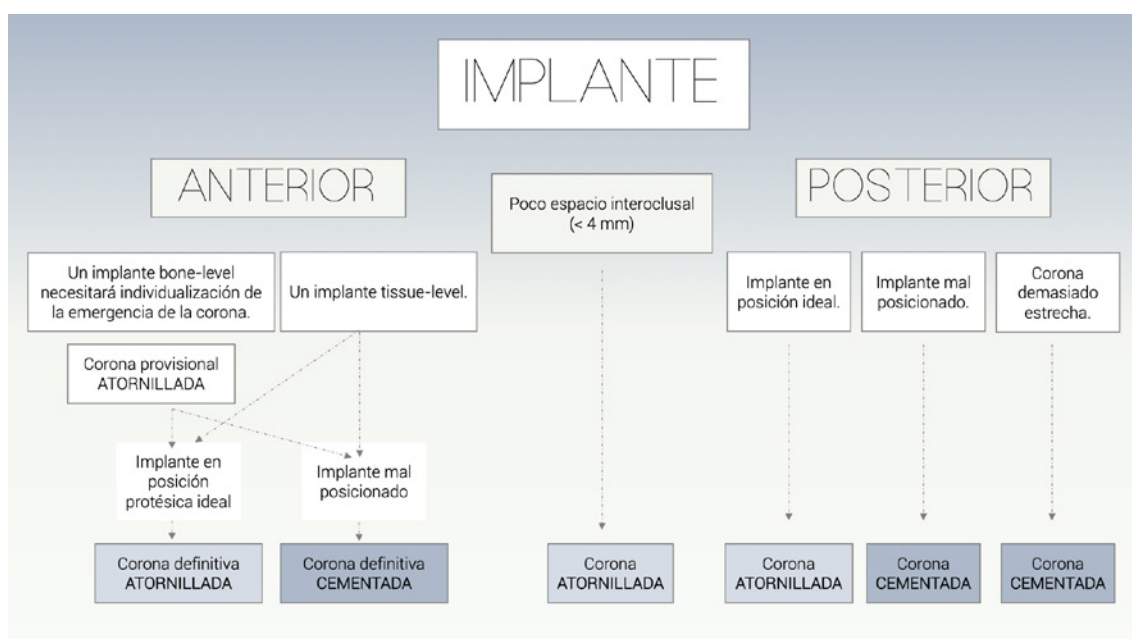


FIGURA 8. Diagrama para la elección del sistema de retención para restauraciones sobre implantes (103)

2.6 PROBLEMÁTICA DEL USO DE VOLADIZOS O EXTENSIONES

Los voladizos o *cantilevers* como encontramos muchas veces este término en la literatura, se rigen por la “Teoría de las vigas y voladizos” que en 1952 bautizó Smyd (104); analizó las prótesis parciales fijas basándose en los principios de ingeniería de las vigas y explicó que una viga apoyada en ambos extremos está sujeta a compresión y tensión al recibir carga.

El eje neutro es aquel que se define como un plano central de moléculas que dividen el haz por la mitad a lo largo de un plano horizontal, donde no hay compresión ni tensión; por encima de este eje, la viga está sometida a compresión y por debajo, a tensión, además, el momento de curvatura de la viga, o la desviación, varía inversamente con el cubo de la profundidad y directamente con el cubo de la longitud. Por lo tanto, si una viga se duplicara en longitud o su profundidad se redujera a la mitad, su flexibilidad sería ocho veces mayor.

La curva de deflexión es la forma asumida por el eje neutro de una viga apoyada en cada extremo durante la desviación o flexión elástica, la forma de esta curva es la función matemática del momento de flexión (M) de la viga, el módulo de elasticidad del material (E) y el momento de inercia de toda el área de la sección transversal (I). (105)

Esta relación de curva de desviación está definida por $M/(E) \times (I)$. El producto, $(E) \times (I)$, se conoce como la rigidez a la flexión o el módulo de flexión de la viga. (106)

En términos de ingeniería, todas las fuerzas resultantes que actúan sobre las prótesis parciales fijas o la "viga" y su soporte deben ser iguales a cero para que exista un estado de equilibrio. Sin embargo, las reacciones de restricciones adicionales o pilares múltiples (más de dos) no pueden venir determinadas solo a partir de ecuaciones de equilibrio simples; variaciones de la forma irregulares y soportes no lineales hacen que la aplicabilidad de las ecuaciones de ingeniería a la situación clínica sea compleja. (105)

Una prótesis parcial fija con voladizo (FPDc) es aquella que tiene un pilar o pilares en un extremo solamente; el otro extremo, la zona pónica permanece sin apoyo, esto ocasiona un sistema de palanca tipo I, que altera drásticamente la dirección y la magnitud de las fuerzas sobre los pilares. Edwing enumeró situaciones que consideró críticas al considerar el uso de una FPDc y situaciones clínicas en las que su uso podría ser beneficioso. (107)

Schweikert et al expresaron muchas de estas preocupaciones; teorizaron que cuanto más lejos del punto de apoyo (pilar distal) o más largo el voladizo, más eficiente es la transferencia de fuerza y menor es la fuerza necesaria para producir el mismo estrés en los pilares. Por lo tanto, cuanto más largo sea el brazo de palanca, mayor será el número y el apoyo de los pilares necesarios. Schweikert et al también hipotetizaron que al realizar una carga en la zona del voladizo, el pilar más distal se deprimiría y el pilar más anterior se elevaría. (108)

Henderson et al también examinaron la transferencia de estrés a los pilares en una FPDc; mostraron que a medida que disminuía el número de pilares, aumentaba la fuerza resultante impartida a los pilares durante la carga en voladizo, esta fuerza resultante fue a menudo mayor que la fuerza real aplicada al voladizo. Además, el pilar más distal recibió consistentemente el mayor porcentaje de fuerza. La dirección de la fuerza impartida al pilar más alejado del voladizo en pilares múltiples fue verticalmente ascendente durante la carga axial o de 45 grados. Su estudio *in vitro* utilizó un FPDc de cuatro unidades con canino mandibular, primer y segundo pilares premo-lares con un pónico premolar distal.

Se utilizaron galgas extensométricas para convertir el movimiento del pónico en una magnitud de fuerza. Aunque no se realizaron análisis estadísticos, las tendencias indicadas anteriormente eran evidentes. (109)

Heringlake y Goodkind estudiaron la movilidad de tres pilares de soporte (canino, primer y segundo premolar) para un solo pónico en voladizo (pónico premolar) *in vivo*. Se registraron las movilidades durante un período de tiempo para todos los pilares mientras se variaba el número de pilares que soporta el pónico en voladizo.

Debido a que solo se registró la movilidad, no se pudo demostrar que el pilar adyacente al pónico recibiera más del 50% de la carga como lo demostró Henderson et al, sin embargo, se demostró que el pilar distal (segundo premolar) tenía la mayor movilidad en todo el estudio. (110)

2.7 BIOMECÁNICA EN IMPLANTOLOGÍA

El uso de implantes osteointegrados para el soporte de prótesis complica la biomecánica protésica debido a la naturaleza rígida de la fijación de los implantes.

Brunski definió la biomecánica como la aplicación de la mecánica de ingeniería para la solución de problemas biológicos. Brunski también enfatizó la importancia de los efectos de los principios biomecánicos en los objetivos generales del diseño de los implantes:(106)

1. Soportar cargas sin fracturarse.
2. Transmitir estas fuerzas y momentos sin ser nocivos

Skalak teorizó que la rigidez (k), de un implante en el hueso era la constante de proporcionalidad que relaciona la fuerza axial (F) con la intrusión axial (x) del implante ($k = F / x$). En comparación con un diente natural, este valor k era mayor y análogo a una constante de un resorte. (92) Richter, usando una analogía de resistencia elástica similar a Skalak, estimó que la resistencia del implante / sistema óseo era de 10 a 100 veces mayor que la de un diente natural en el hueso. Por lo tanto, bajo cargas similares, un implante osteointegrado absorbería una mayor cantidad de estrés (es decir, Fuerza / Área) en comparación con un diente natural.(111)

Brunski et al en un estudio de FPD de cinco unidades con dientes e implantes en perros, mostraron que la parte osteointegrada más rígida, absorbía una mayor cantidad de fuerza que la parte fibrointegrada.(112)

Por su parte Rangert et al describieron las fuerzas en voladizo en un estudio *in vitro* uniendo un implante Branemark a un diente, actuando el ligamento periodontal con su intrusión y produciendo una flexión en el complejo tornillo-aditamento que producía un aflojamiento de ambos.

Como conclusión afirmaron que en los casos de una extensión grande se vería multiplicada esa deflexión ya que los momentos generados al cargar una extensión en voladizo de una prótesis serian considerablemente más grandes.(113)

Nuevamente Skalak presentó un análisis de las fuerzas que actúan sobre las prótesis con implantes; afirmó que la prótesis fija soportada por los implantes era una viga elástica curva y que la rigidez de los aditamento del implante y su conexión influyeron en su debilitamiento bajo carga. Se esperaba que el aditamento del implante reaccionara elásticamente debido a su posición cercana al hueso, es decir, su desviación sería proporcional a la carga. Skalak teorizó que los tornillos, debido a su sección transversal más pequeña, eran considerablemente menos rígidos que la estructura.

Dada una prótesis rígida, Skalak estimó que la fuerza sobre el aditamento de implante es una suma de la carga aplicada, su posición con respecto al centro de rotación de la prótesis y el número total de componentes del implante. Skalak llegó a la hipótesis de que, aunque un número mayor de componentes intermedios en el implante disminuiría la fuerza en cada implante, el número óptimo de implantes podría predecirse con seguridad si se conociera la capacidad de carga máxima de cada componente del implante, y concluyó que con la introducción del voladizo, las fuerzas pueden aumentar la carga máxima por tornillo entre 1,5 a 2 veces la carga aplicada.(92)

Estos principios teorizados por Skalak fueron ampliados posteriormente por Rangert et al y describieron dos escenarios de momentos de flexión en una prótesis fija implantosoportada que no serían tolerados tan bien como las fuerzas axiales.

En el primer escenario, las primeras fuerzas involucradas fueron sobre los implantes anteriores durante la carga del voladizo posterior con los implantes dispuestos en una configuración en forma de arco. Al ser el punto de carga posterior en la zona del voladizo, los dos implantes adyacentes funcionarían como un balancín funcionando el implante más distal como el punto de apoyo. La fijación del implante anterior estaría sujeta a una fuerza de tracción proporcional a la relación del brazo de palanca (a/b) figura 9. El implante más posterior sería sometido a una fuerza de compresión que sería la suma de la carga aplicada en el voladizo y la fuerza de tensión de compensación. Esta fuerza de tracción sería más peligrosa debido a su tendencia a separar componentes.

Sin embargo, cuando más de dos implantes comparten la carga de un voladizo, este análisis secundario no será estrictamente aplicable. Los autores concluyeron que el factor crucial en todos los casos era que la distribución anteroposterior de los implantes compensara la carga sobre el voladizo.

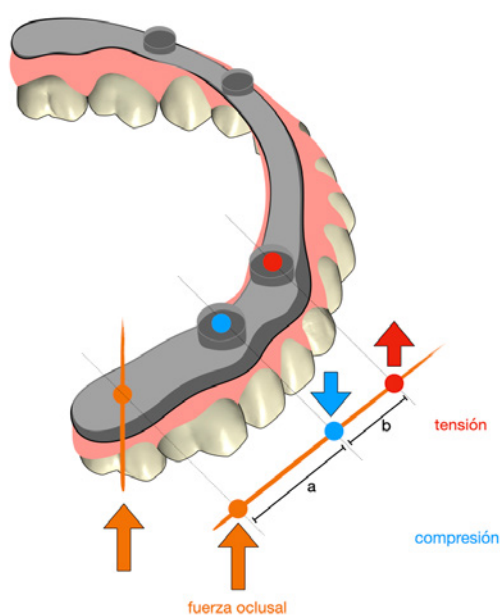


FIGURA 9.
Momentos de fuerza
tensión/compresión

Rangert y Jemt también declararon que un aumento en el número de implantes a cierta distancia aumentaría el grado de seguridad.(114)

El segundo tipo de momento de flexión implicaba una fuerza remota a una línea recta que conectaba los implantes de la prótesis. Esto ocurriría durante la carga en el voladizo cuando los implantes se dispusieran linealmente en lugar de en una curvatura en forma de arco, en este caso el brazo de palanca estaría dentro del dispositivo, siendo el borde posterior del pilar el que actuaría como fulcro. Este mismo tipo de momento de flexión ocurriría cuando un dispositivo individual recibiera una fuerza lateral. Estos momentos de flexión podrían provocar el aflojamiento del tornillo del pilar o del tornillo de oro y la posterior rotura.

En conclusión, Rangert et al. señalaron que una precarga óptima o apriete del tornillo de oro era esencial, recomendaron también un ajuste pasivo de todos los cilindros de oro y una estructura suficientemente rígida. Afirmaron que una estructura menos rígida impartiría más tensión a los aditamentos del implante más cercanos al punto de carga, con una distribución general de tensión más pobre.(114)

English teorizó una analogía de balancín algo diferente de la de Rangert et al; afirmó que la carga posterior en el voladizo producía fuerzas de tracción en los implantes más anteriores que podrían compensarse haciendo un voladizo anterior y así tener un momento de flexión de contrapeso. Sin embargo, la noción de que un segundo voladizo anterior podría ser beneficioso para disminuir el estrés del voladizo posterior parece cuestionable.(115)

2.8 FUERZAS OCLUSALES Y PRÓTESIS IMPLANTOSOPORTADA

Las fuerzas generadas durante la función normal (masticar, morder y tragar), así como las parafuncionales, pueden variar mucho entre los individuos. Distintos investigadores a lo largo de los años utilizando medidores de tensión de horquilla de mordida o galgas medidoras de tensión incorporadas han medido fuerzas de mordida máximas que van desde 44 N a 70 N para usuarios de prótesis completas hasta 720 N para sujetos dentados. La variación en los resultados de estos estudios es debido a las diversas técnicas de generación y registro de las fuerzas de mordida, además, la distribución de las fuerzas puede variar mucho entre los diseños en voladizo con implantes o sobre los propios dientes. (116)

Falk et al mostraron que aumentando el número de contactos oclusales, aumentaba el porcentaje de carga oclusal total soportada por el segmento en voladizo. Encontraron el 70% de la fuerza de mordida total tomada por los segmentos, en la zona del voladizo cuando la prótesis maxilar ocluía en ocho puntos, en comparación con el 55% cuando solo existían cuatro contactos.(117)

Por el contrario, Lundgren et al demostraron que colocar los segmentos más distales del voladizo en infraoclusión resultó en una disminución significativa de la fuerza total a lo largo de toda la prótesis. Sin embargo, este beneficio se reduce ante la

aparición de una interferencia oclusal en el segmento del voladizo, donde aumenta la tensión de flexión vertical (118).

A la hora de analizar estas complicaciones mecánicas, Pjetursson et al. sugirieron una clasificación, donde las fracturas de implantes y/o supraestructuras debían ser consideradas complicaciones graves, las fracturas de aditamentos y recubrimientos protésicos como complicación media y los aflojamientos, pérdidas del composite de retención, o *chipping* como leves. (8)

Romanos et al. realizaron una revisión sistemática con el objetivo de identificar si las prótesis en voladizo distal podrían usarse de manera segura y las complicaciones asociadas con su uso; se observó una tasa de supervivencia protésica del 95% en el estudio; además, las complicaciones comunes reportadas fueron aflojamiento de tornillos y astillado y / o fractura de porcelana. A pesar de esto, los autores afirmaron que el tratamiento con voladizos distales es una opción viable que tiene pocas complicaciones de riesgo asociadas o no muy diferentes a las que tienen las rehabilitaciones sobre implantes sin voladizo.(119)

En la misma línea se encuentra Freitas que afirma que las extensiones en voladizo se pueden usar en prótesis fijas y no interfieren negativamente en la supervivencia, el éxito de la prótesis, o la pérdida ósea marginal; ellos sí afirmaron que existían complicaciones técnicas como biológicas tanto en grupos con y sin voladizos, pero se produjeron menos complicaciones cuando se utilizaron prótesis sin voladizo o voladizo con una extensión corta.(120)



JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

3.1 JUSTIFICACIÓN

En la Unidad de Prostodoncia y Oclusión de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València, decidimos realizar un estudio cuyo objetivo fue analizar el comportamiento mecánico de la interfase prótesis-implante en prótesis parciales fijas sobre dos implantes con cuello transgingival convergente y con extensión posterior en voladizo realizando unos ensayos *in vitro* de carga mecánica.

Dada la gran importancia que tiene la elección del material en el que están fabricados los pilares prostodónticos, el tipo de retención y las coronas que íbamos a colocar sobre ellos, decidimos llevar a cabo un estudio para analizar el comportamiento mecánico de la interfase prótesis-implante en prótesis parciales fijas sobre dos implantes con extensión posterior en voladizo tras un ensayo *in vitro* de carga.

En nuestro estudio pretendimos analizar qué mecanismo de retención sobre la misma conexión funciona mejor en los casos que exista un voladizo y observar las complicaciones derivadas tras los ensayos de carga; podemos establecer dos categorías respecto a las complicaciones que aparecen en implantología, complicaciones biológicas y complicaciones técnicas (121). Las complicaciones biológicas hacen referencia a alteraciones en la función del implante que afectan a los tejidos de sostén periimplantarios. En ellas se incluyen fracasos tempranos y tardíos de los implantes y reacciones adversas de los tejidos duros y blandos periimplantarios. En nuestro estudio al ser *in vitro* registramos lo que llamamos “Complicaciones técnicas”, es un término colectivo que describe daños mecánicos en el implante, los componentes implantológicos y las supraestructuras. Las complicaciones protésicas tras la colocación de la prótesis definitiva pueden desembocar, o no, en la pérdida del implante pero pueden conducir a una mayor necesidad de realizar labores de reparación y mantenimiento.

3.2 HIPÓTESIS DE TRABAJO

Las hipótesis de trabajo planteadas en la presente investigación son:

- H_0 : En el análisis mecánico *in vitro* de las estructuras protésicas con voladizo posterior, las atornilladas y las cemento-atornilladas con pilares interfases de titanio confeccionadas por CAD-CAM sobre las plataformas protésicas de los implantes con cuello mecanizado convergente tienen un peor comportamiento mecánico, tras el ensayo de carga, que las estructuras cementadas CAD-CAM sobre pilares de titanio prefabricados independientemente de si estas se apoyan, en su zona marginal, sobre el pilar o sobre el cuello mecanizado convergente del implante.
-

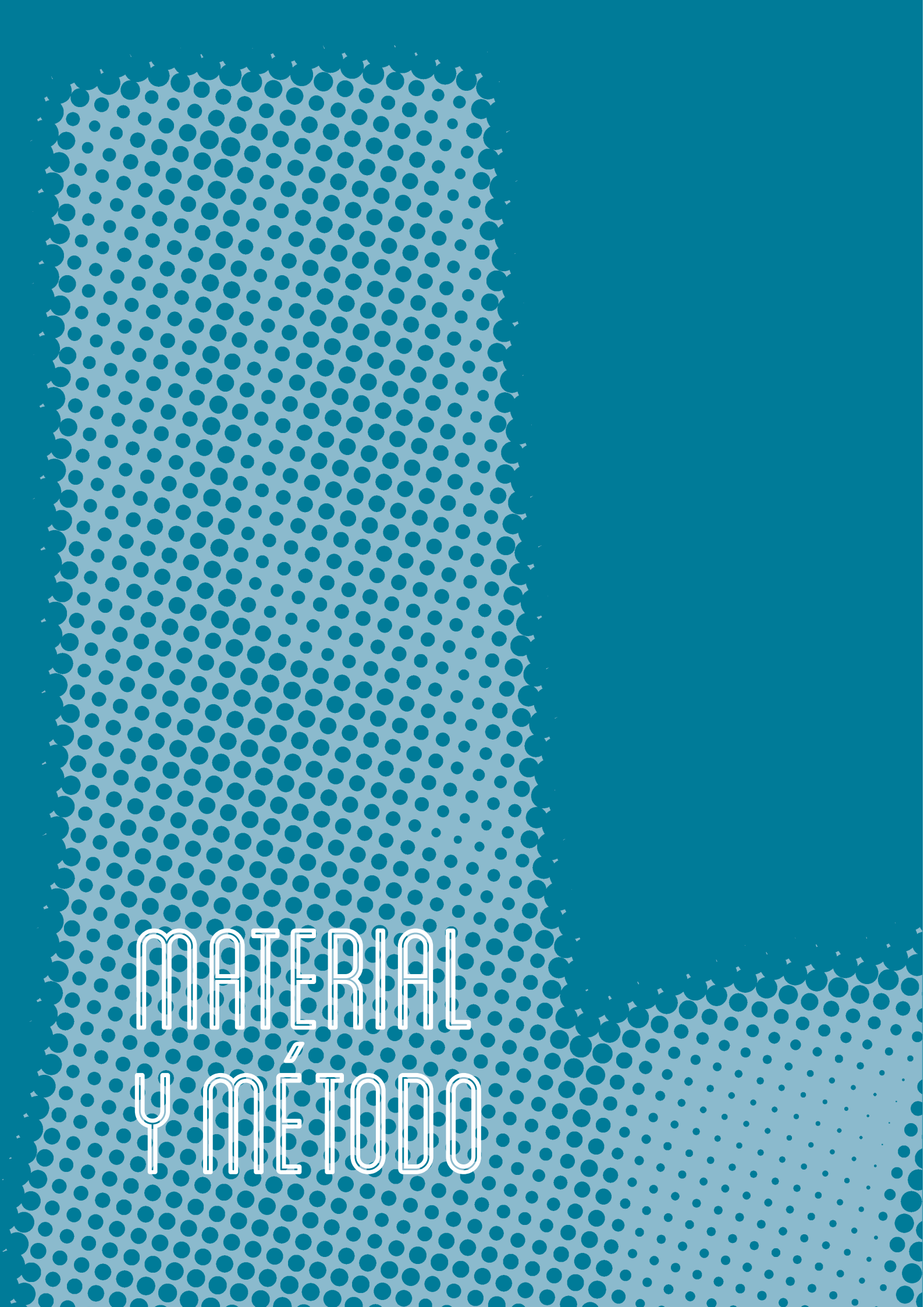
- H_1 : Las estructuras cemento-atornilladas a pilares interfases de titanio sobre implantes con cuello mecanizado convergente van a tener mayores problemas mecánicos que las estructuras cementadas sobre pilares de titanio prefabricados sin línea de terminación sobre el mismo tipo de implante.
- H_2 : Las estructuras atornilladas CAD-CAM directas a la plataforma protésica del implante van a tener mayores problemas mecánicos que las estructuras cementadas sobre pilares de titanio prefabricados donde la terminación protésica marginal está ubicada sobre el cuello mecanizado convergente del implante.
- H_3 : Las estructuras metálicas CAD-CAM con voladizo posterior de 1,5 veces la distancia antero-posterior interimplantaria no sufrirán ningún tipo de fractura mecánica tras someterlas a un estudio de carga mecánica.
- H_4 : Las estructuras presentarán desplazamiento tras realizar una superposición digital tras los ensayos de carga.
- H_5 : El implante más distal a la aplicación de la fuerza fracturará antes el tornillo y en el mesial sufrirá daños estructurales la interfase de la conexión tras los ensayos *in vitro* de carga mecánica de las estructuras metálicas CAD-CAM con voladizo posterior de 1,5 veces la distancia antero-posterior.
- H_6 : Las estructuras metálicas analizadas provocarán daños sobre los aditamentos protésicos tras los ensayos de carga *in vitro*.
- H_7 : Las estructuras metálicas analizadas provocarán daños sobre los implantes tras los ensayos de carga *in vitro*.

3.3 OBJETIVOS

Los objetivos planteados en la presente investigación son:

- Objetivo general: Analizar el comportamiento mecánico de la interfase prótesis-implante en prótesis parciales fijas sobre dos implantes con extensión posterior en voladizo tras un ensayo *in vitro* de carga mecánica.
 - Objetivos específicos:
 1. Analizar qué grupo obtiene mejores resultados mecánicos, grupo 1 atornillado directo (AD), grupo 2 atornillado In (AIN), grupo 3 cementado In (CIN) o grupo 4 cementado directo (CD) tras los ensayos de carga.
 2. Analizar por superposición digital tridimensional las posibles alteraciones estructurales del complejo prótesis-implante tras los ensayos de carga en cada grupo.
 3. Analizar con microscopía óptica los fallos mecánicos en los implantes con cuello mecanizado convergente tras someterlos a los ensayos de carga.
-

4. Analizar las complicaciones mecánicas con microscopía óptica en el complejo pilar-tornillo (fractura, deformación plástica, aflojamiento y descentado) de los componentes protésicos ensayados.



MATERIAL
Y MÉTODO

4. MATERIAL Y MÉTODO

En el siguiente apartado explicaremos los materiales que nos permitieron realizar el diseño y la confección de los especímenes, al igual que el montaje y tratamiento de las muestras; así como los métodos empleados para la investigación y realización del análisis estadístico para la evaluación de los resultados obtenidos tras los ensayos *in vitro*.

Todo el estudio se llevó a cabo según los requerimientos y métodos especificados en la norma UNE-EN ISO 14801: 2008, correspondiente a los ensayos de fatiga dinámica para implantes dentales endoóseos.(122)

A continuación, se detallan los apartados que desarrollaremos a lo largo de este capítulo:

- 4.1 Material
 - 4.1.1 Descripción de los materiales empleados.
 - 4.1.2 Grupos y confección de las muestras.

- 4.2 Método
 - 4.2.1 Ensayos de carga cíclica.
 - 4.2.2 Ensayos de carga compresiva.
 - 4.2.3 Superposición digital.
 - 4.2.4 Estudio con microscopía óptica.
 - 4.2.5 Análisis estadístico.

4.1 MATERIAL

El modelo experimental elegido está constituido por una estructura con diferentes conexiones sobre unos implantes dentales en una probeta formando el complejo implante-prótesis.

- 4.1.1 **DESCRIPCIÓN DE LOS MATERIALES EMPLEADOS.**
 - 4.1.1.1 Estructuras CAD-CAM fresadas cobalto cromo de los 4 grupos objeto de estudio. (Sweden&Martina® SPA. Pádua, Italia)
 - 4.1.1.1.1 Estructura atornillada directa.
 - 4.1.1.1.2 Estructura a pilar interfase.
 - 4.1.1.1.3 Estructura cementada con ajuste In.
 - 4.1.1.1.4 Estructura Cementada directa.
 - 4.1.1.2 Aparataje para la confección de las muestras.
 - 4.1.1.2.1 Escáner de laboratorio E3, (3Shape®, Copenhague, Dinamarca)
-

- 4.1.1.2.2 Software CAM DentalSystem (3Shape®, Copenhague, Dinamarca) y Exocad® (exocad GmbH, Darmstadt, Germany).
- 4.1.1.2.3 Impresora 3D AsigaMax® (Sidney, Australia).
- 4.1.1.2.4 Torquímetro ISD900® (NSK, Nakanishi, Japón).
- 4.1.1.3 Aditamentos para la confección de la muestra.
 - 4.1.1.3.1 Implantes Prama (Sweden&Martina® SPA. Pádua, Italia).
 - 4.1.1.3.2 Pilares e interfaces (Sweden&Martina® SPA. Pádua, Italia).
 - 4.1.1.3.3 Tornillos (Sweden&Martina® SPA. Pádua, Italia).
 - 4.1.1.3.4 Cuerpos de escaneado (Sweden&Martina® SPA. Pádua, Italia).
- 4.1.1.4 Materiales para la confección de la muestra.
 - 4.1.1.4.1 Resina epoxi Exakto-Form® (Bredent GmbH & Co.KG. Alemania).
 - 4.1.1.4.2 Probetas nylon para posicionar las muestras.
 - 4.1.1.4.3 Llaves de posicionamiento impresas con resina Freeprint® (Splint 385 Detax).
 - 4.1.1.4.4 Cemento de composite dual RelyXTM Ultimate® (3M ESPE Minnesota, Estados Unidos).
- 4.1.1.5 Aparataje para el ensayo de las muestras.
 - 4.1.1.5.1 Masticadora (Chewing Simulator CS-4.2 economy line®; SD Mechatronik GMBH, Feldkirchen-Westerham, Alemania) para realizar los ensayos de dinámica.
 - 4.1.1.5.2 Máquina de ensayo Shimadzu AG-X plus® (Shimadzu corporation, Kyoto, Japón): con la que se realizaron los ensayos de carga estática.
 - 4.1.1.5.3 Software TRAPEZIUM-X (single serial 942356CA, Shimadzu corporation, Kyoto, Japan).
- 4.1.1.6 Aparataje para el análisis de las muestras.
 - 4.1.1.6.1 Microscopio óptico: Leica M125® (Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Alemania).
 - 4.1.1.6.2 Software de análisis digital Geomagic® (GeomagicX, Carolina del Norte, EEUU).

4.1.2 Grupos de las muestras

Se confeccionaron 76 especímenes que constaban de las siguientes partes: dos implantes transmucosos con cuello convergente, una estructura CAD-CAM con voladizo posterior 1,5 veces sobre la distancia anteroposterior que podía ir cementada o atornillada en función de cada grupo.

Se diseñaron 4 grupos de estructuras protésicas:

- Grupo 1 (AD): Estructura atornillada directa a implante CAD-CAM sobre implantes transmucosos con cuello convergente. Con extensión del voladizo posterior multiplicando por 1,5 veces la distancia anteroposterior. N=19
-

- Grupo 2 (AIN): Estructura cemento-atornillada CAD-CAM a pilares interfase de titanio que abrazan 0,5mm al cuello del implante transmucoso con cuello convergente. Con extensión del voladizo posterior multiplicando por 1,5 veces la distancia anteroposterior. N=19
- Grupo 3 (CIN): Estructura cementada CAD-CAM sobre pilares de titanio prefabricados sin línea de terminación sobre implantes transmucosos con cuello convergente apoyando la prótesis sobre el cuello maquinado del implante 0,5mm. Con extensión del voladizo posterior multiplicando por 1,5 la distancia anteroposterior. N=19
- Grupo 4 (CD): Estructura cementada CAD-CAM sobre pilares de titanio prefabricados sin línea de terminación sobre implantes transmucosos con cuello convergente apoyando la prótesis sobre el pilar. Con extensión del voladizo posterior multiplicando por 1,5 veces la distancia anteroposterior. N=19

4.1.2.1 Implante

Se utilizaron 152 implantes Prama (Sweden&Martina® SPA. Pádua, Italia)

El implante Prama es un implante de titanio grado IV con un cuello convergente y transmucoso con forma de hipérbola y con una conexión hexagonal interna de 2mm.

Todos presentaban las siguientes características:

- Longitud: 11,5 mm.
- Anchura cuello: 4,25 mm.
- Anchura conexión 3,4 mm.
- Morfología: Cuerpo recto.
- Plataforma: El cuello transmucoso se caracteriza por una porción cilíndrica de 0,8 mm y por una porción hiperbólica de 2 mm de altura diseñada para garantizar una verdadera continuidad del perfil con el pilar. En estos implantes, la porción transmucosa presenta una forma convergente hacia coronal, para evitar la recesión de los tejidos blandos.
- Conexión: Conexión interna en forma de hexágono con una dimensión de 2 mm, este incremento de altura, aumenta la estabilidad de la conexión, al ampliar la superficie de contacto entre el pilar y el implante.

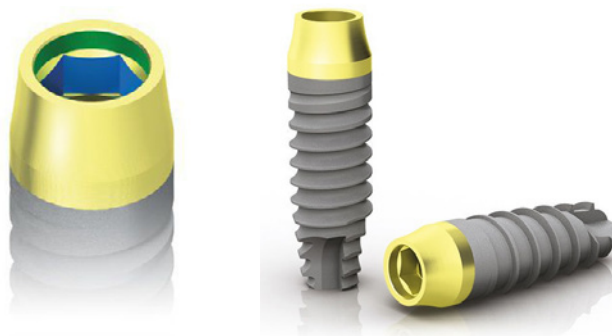


FIGURA 10. Implante Sweden&Martina® SPA. Pádua, Italia elegido para el estudio.

4.1.2.2 Diseño de las muestras

Para realizar los ensayos de fatiga dinámica para implantes dentales endoóseos, se siguieron las especificaciones de la norma UNE-EN ISO 14801:2008 donde destacamos que el montaje de los especímenes debe ser en una resina epoxi con un módulo de elasticidad de 3 Gigapascales (GPa) o superior y que se ha de simular una pérdida ósea periimplantaria dejando 3 mm del implante expuesto, desde el cuello del implante en sentido corono-apical.

El primer paso que realizamos fue la creación del modelo maestro para poder diseñar posteriormente las estructuras de los distintos grupos; para ello, realizamos el escaneo de una probeta de nylon donde posteriormente se van a colocar los implantes.

Para poder colocar los implantes en una posición estandarizada y reproducible se necesitaba una llave de posicionamiento; para ello se utilizó un escáner extraoral con triangulación activa (E3, 3Shape®, Copenhagen, Dinamarca); este tipo de escáneres funcionan proyectando una luz azul modulada sobre la superficie del elemento maestro y la luz reflejada es capturada mediante un objetivo con una pequeña profundidad de campo. El sistema es capaz de medir superficies dentro de un campo de $10 \times 10 \times 10 \text{ mm}^3$ con un solo disparo de escaneo.



FIGURA 11.

- a) Escáner extraoral para digitalizar las muestras.
- b) Probeta de nylon elegida para el estudio.

Tras el escaneado de la probeta se diseñó con el software de laboratorio Dental-System (3Shape®, Copenhagen, Dinamarca), una llave que nos facilitó el posicionamiento de los implantes dentro de las probetas controlando el paralelismo y angulación, lo que nos permitiría estandarizar la muestra; esta llave nos permite colocar los implantes tal y como indica la norma ISO 14801; una vez diseñada se imprimió con una impresora 3D AsigaMax® (Sidney, Australia) de alta precisión ($62 \mu\text{m}$); gracias a su tecnología DLP (*digital light processing*) que realiza el procesado con luz digital,

utilizando un proyector ultravioleta para curar la resina. Este proceso consiste en el destello de imágenes sobre capas enteras en la parte inferior de la base del reservorio. La luz se dirige de forma selectiva mediante un dispositivo digital de microespejo, que es un componente con cientos de miles de espejos diminutos.

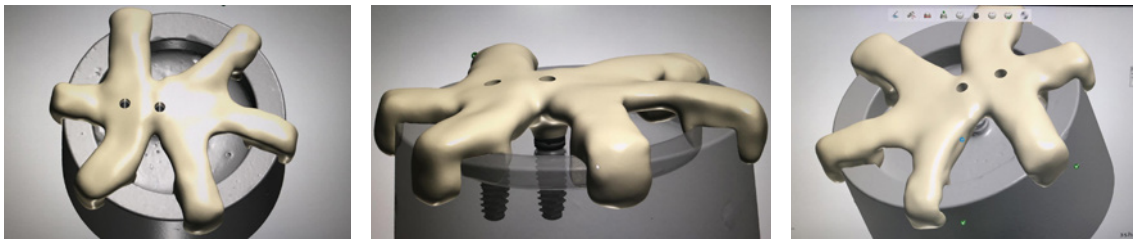


FIGURA 12. Diseño de la llave de posicionamiento para la estandarización de las muestras

Una vez obtuvimos la férula de posicionamiento se atornillaron los implantes a ella mediante unas bases de posicionamiento que encajaban en una única posición y la llave con los implantes atornillados se posicionó sobre la probeta; se procedió al relleno con una jeringa de automezcla con la mitad de base y mitad de catalizador con una resina epoxi Exakto-Form® (Bredent GmbH & Co.KG. Senden. Alemania).

Se trataba de una resina de dos componentes a base de poliuretano que se mezclaban en una proporción 1:1 hasta conseguir una mezcla homogénea respetando los tiempos de trabajo recomendados por el fabricante. El tiempo de polimerización de la resina fue de 45 minutos.

Se vertió en el interior de las bases plásticas dejando los 3 mm coronales de los implante sin embutir. Para obtener una correcta distribución del material dentro de la base plástica, nos ayudamos de un vibrador de escayola. Según la norma ISO 14801, el material de fijación debe tener un módulo de elasticidad mayor de 3 GPa, siendo el valor del módulo de elasticidad de la resina epoxi utilizada de 3,9 GPa.



FIGURA 13. Resina de dos componentes a base de poliuretano para fijar los implantes.

Tras esperar 45 minutos al fraguado, se retiró la llave de posicionamiento y sobre los implantes se colocaron unos cuerpos de escaneado (Sweden&Martina® SPA. Pádua, Italia) para poder digitalizar la muestra.

Los cuerpos de escaneado nos van a dar la posición tridimensional de los implantes.

Una vez digitalizada la muestra se procedió al diseño de las estructuras mediante el software de laboratorio Exocad® (exocad GmbH, Darmstadt, Germany) que conformaran los 4 grupos de trabajo.

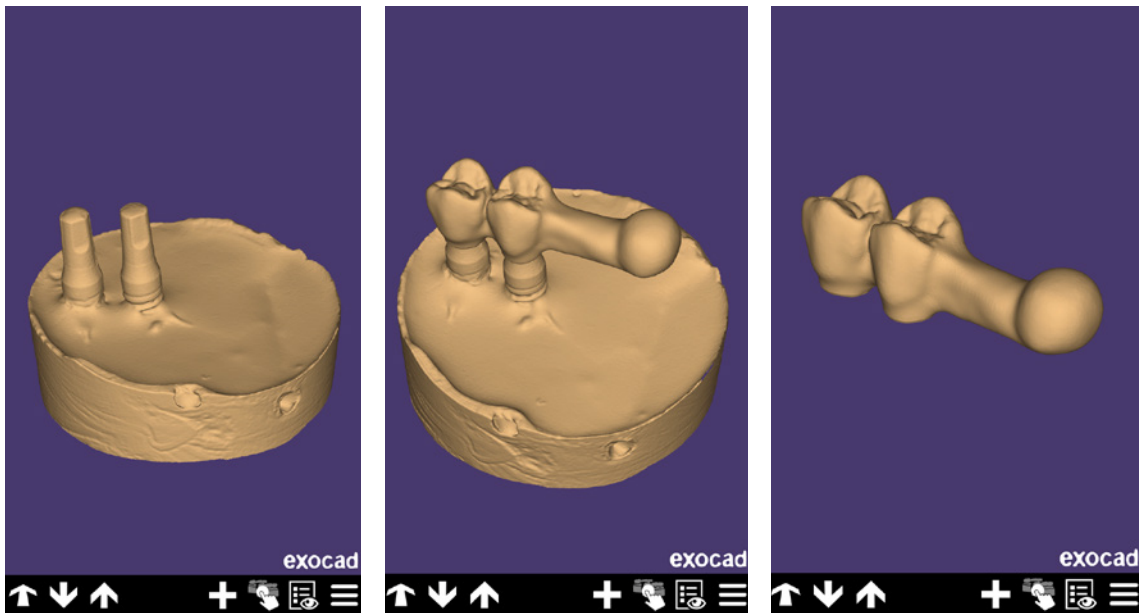


FIGURA 14. Escaneado y diseño de la estructura Cad-Cam.

Se diseñaron 4 grupos, clasificándolos en dos principales, uno cementado sobre un pilar sobre implante y otro atornillado directo al implante; dentro de cada grupo se realizó un subgrupo pero con una unión pilar-prótesis más profunda; en el grupo cementado la prótesis abrazaba 0,5 mm al cuello del implante y en el atornillado la estructura iba sobre una interfase de titanio que abrazaba al implante 0,5 mm.

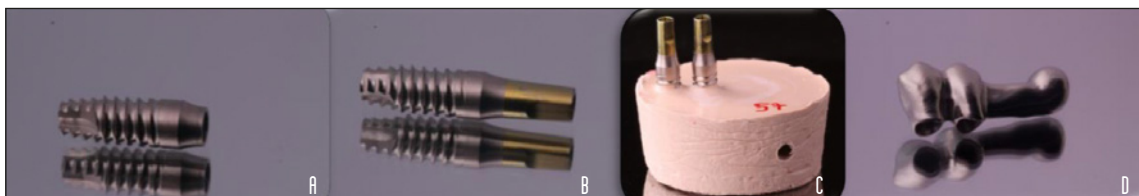


FIGURA 15. Componentes de la muestra

- a) Implante
- b) Implante y pilar

- c) Implante pilar montados
- d) Estructura fresada

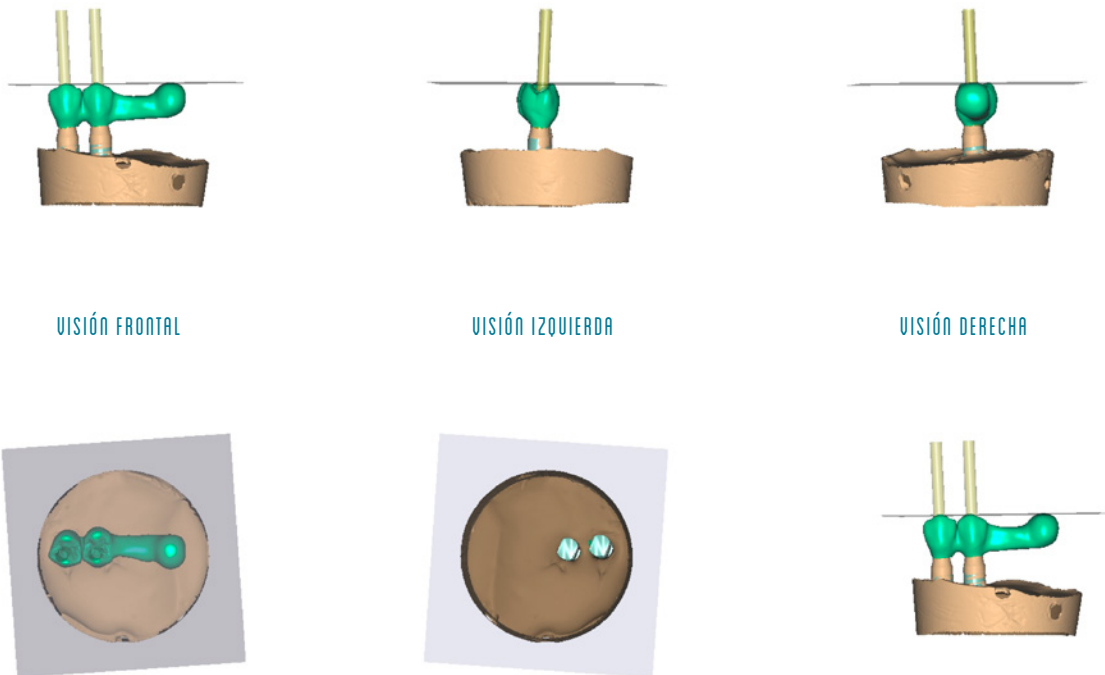


FIGURA 16. Diseño modelo atornillado

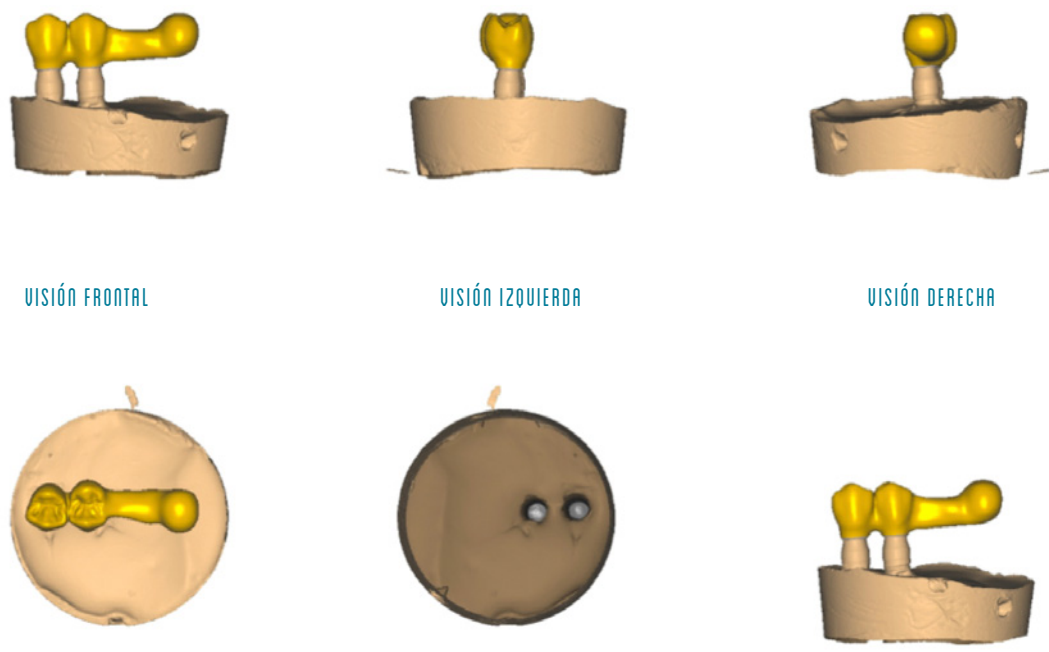


FIGURA 17. Diseño modelo cementado

Los parámetros y dimensiones de nuestra estructura fueron comunes en todos los grupos en cuanto a dimensiones generales y diferentes en cuanto a la conexión.

TABLA 2 Medidas y dimensiones de los distintos grupos

DIMENSIONES PREMOLARES	
Grupo 1 Atornillada Directa (AD)	
Premolar Mesial	
Ancho	4,76 mm
Alto	8,5 mm
Premolar Distal	
Ancho	4,76 mm
Alto	8,5 mm
Grupo 2 Atornillada IN (AIN)	
Premolar Mesial	
Ancho	4,76 mm
Alto	8,5 mm
Premolar Distal	
Ancho	4,76 mm
Alto	8,5 mm
Grupo 3 Cementada IN (CIN)	
Premolar Mesial	
Ancho	4,76 mm
Alto	8,5 mm
Premolar Distal	
Ancho	4,76 mm
Alto	8,5 mm
Grupo 4 Cementada Directa (CD)	
Premolar Mesial	
Ancho	4,76 mm
Alto	8,5 mm
Premolar Distal	
Ancho	4,76 mm
Alto	8,5 mm

DIMENSIONES CANTILEVER	
Longitud	14,27 mm
Anchura	6,66 mm
DISTANCIA ENTRE IMPLANTES	
1,86 mm	
DISTANCIA DEL IMPLANTE ANTERIOR AL BORDE DE LA PROBETA	
3,33 mm	
DISTANCIA IMPLANTE POSTERIOR AL OTRO BORDE DE LA PROBETA	
19,8 mm	

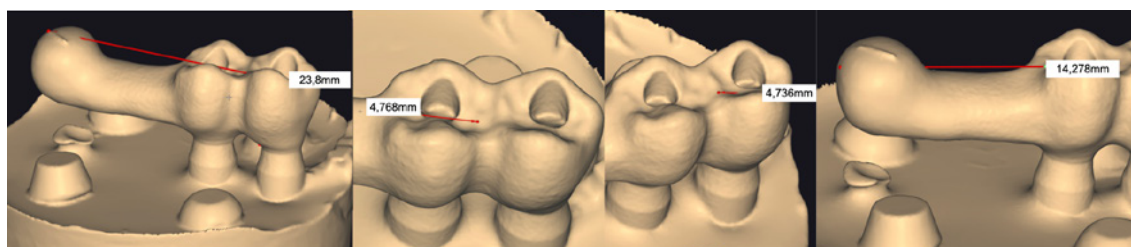


FIGURA 10. Reconstrucción tridimensionales con las mediciones de la muestra.

Una vez diseñadas las distintas estructuras, los archivos obtenidos fueron en formato STL, formato habitual en procedimientos digitales *Standard Triangle Language* o *Standard Tessellation Language*.⁽¹²³⁾

Estos archivos obtenidos se enviaron al centro de fresado de Sweden&Martina® (SPA. Pádua, Italia) para la elaboración de las 76 estructuras fresadas en cromo cobalto individualizadas para proceder al montaje de los especímenes.

4.1.2.3 Montaje de las muestras

Se realizó posteriormente una segunda llave para posicionar las diferentes estructuras y así evitar momentos de fuerzas indeseados sobre las plataformas de los implantes y los tornillos al fijarlas, y así asegurarnos la máxima pasividad sobre todas las muestras. Se dejaron unas ventanas para asegurarnos posteriormente el completo relleno de la probeta con la resina y tener un control visual de la parte del implante que ha de quedar expuesta.



FIGURA 19. Llaves de posicionamiento para el montaje de los diferentes grupos.



FIGURA 20. Especimen colocado sobre la llave para introducir la resina epoxi.

4.1.2.4 Clasificación y montaje de las estructuras por grupos

Todas las estructuras fueron atornilladas o cementadas sobre un pilar atornillado previa aplicación de un torque de 25 N/cm² con un destornillador protésico con control de torque ISD900 (NSK, Nakanishi, Japón) por el mismo operador (FGS). Los especímenes fueron clasificados según sus características dando lugar a cuatro grupos de 19 especímenes cada uno (76 estructuras). Se distribuyeron en función del anclaje sobre los implantes. Para la codificación de cada uno de los especímenes, se emplearon letras y un número. Las letras indicaban el grupo de pertenencia y el número el orden dentro de cada conjunto.



FIGURA 21.

Implantes posicionados tras el fraguado.

1. Estructura atornillada directa a implante. (AD) Número de muestras: 19

Este grupo se atornillaba directo a los implantes aplicando un torque de 25 N/cm² con un destornillador protésico con control de torque ISD900 (NSK, Nakanishi, Japón). El tornillo utilizado en nuestro estudio es un tornillo de titanio de 2mm formado por:

- Cabeza cónica con conexión hexagonal.
- Rosca en V desde el cuello hasta el ápice.



FIGURA 22.

Muestra Atornillada directa Grupo 1 montada sobre los implantes.

2. Estructura cemento-atornillada a pilares interfase abrazando 0,5 al cuello del implante: (AIN) Número de muestras: 19

Este grupo consiste en la unión de una estructura sobre la cual vamos a unir unas bases de titanio (T-Connect) realizada con el sistema CAD-CAM Echo2 (Sweden&Martina® SPA).

La Conexión mecanizada apoya 0.5 mm sobre el cuello del implante. La unión de la interfase sobre la estructura fresada se realizó mediante un cemento de resina RelyX™ Unicem 2 (3M ESPE). Una vez fraguado se atornilló a los implantes mediante la aplicación de un torque de 25 N/cm² con un destornillador protésico con control de torque ISD900 (NSK, Nakanishi, Japón)



FIGURA 23. Grupo 2 Atornillado In. Observamos las distintas partes.

- a) Intefase de titanio b) Estructura antes de ser cementada
- c) Tornillo de unión d) Montaje de la muestra AIN

3. Estructura cementada sobre pilares de titanio prefabricados sin línea de terminación sobre implante apoyando la prótesis sobre el cuello maquinado del implante 0,5mm.(CIN) Número de muestras: 19

Este grupo tiene como particularidad que la estructura apoya sobre el cuello del implante sobrecontorneando el pilar prostodóncico buscando así un mejor sellado implante-prótesis. Se utilizó RelyX™ Unicem 2 (3M ESPE) para la unión de la prótesis.



FIGURA 24.

Grupo 3 Cementado IN.

4. Estructura cementada sobre pilares de titanio prefabricados sin línea de terminación, apoyando la prótesis sobre el pilar. (CD) Número de muestras: 19

Una vez aplicado como en los anteriores grupos el torque de 25 N/cm² a los pilares, se procedió a cementar la estructura sobre ellos utilizando RelyX™ Unicem 2 (3M ESPE).



FIGURA 25.
Grupo 4
Cementado Directo.

Para garantizar la posterior superposición de los distintos escaneados que se iban a realizar es importante para el software que utilizaremos el tener puntos de referencia idénticos en cada muestra; ayudándonos de una llave de silicona de nuevo posicionada sobre la muestra, se realizaron con la impresora 3D unas preformas en forma de cono con la parte superior plana y se procedió a adherirlas a la base de resina enfrentando en diagonal las preformas iguales 2 a 2 en todos los especímenes como se puede ver en la fotografía.



FIGURA 26. Puntos de referencia para realizar superposiciones de las diferentes muestras.

4.2 MÉTODO

Las prótesis sobre implantes van a estar sometidas a dos tipos de fuerzas, que son diferentes pero que se encuentran relacionadas entre sí, estas son:

- Cargas estáticas: son fuerzas de carácter constante, incluso cuando no existe carga oclusal, que viene dada por la precarga de los tornillos protésicos y la ausencia de ajuste pasivo; en nuestro estudio como bien hemos explicado, se ha realizado un montaje de los especímenes reduciendo el problema de la pasividad; sin embargo cuando no existe pasividad se produce un tipo de carga que se aplica con lentitud, no provoca efectos vibratorios o dinámicos en la estructura, pero va aumentando de forma gradual desde cero a su valor máximo permaneciendo constante.
- Cargas dinámicas: dependerá de la fuerza de oclusión, tanto funcional como parafuncional, por lo que son inconstantes, por definición es aquella que se aplica cuando se genera un movimiento. Pueden tener varias formas, cargas de impacto, fluctuantes... Existen también cargas cíclicas que se caracterizan por la repetición de una carga continua.

En nuestro estudio, todos los especímenes se sometieron a un proceso de ensayo *in vitro* de fatiga mecánica con la intención de reproducir las condiciones de envejecimiento artificial similares a las que se producen con la masticación. Tras ello se aplicó carga compresiva en todos los especímenes en una máquina Shimadzu® Instron (Shimadzu corporation, Kyoto, Japón) con la intención de saber cuál es la fuerza límite para alterar la estructura implanto protética y posteriormente mediante microscopia óptica y superposición tridimensional se pudo determinar el tipo de evento ocurrido (fractura, deformación plástica, aflojamiento y descementado) y localización del problema mecánico.

4.2.1 Carga cíclica

La fase de carga cíclica se realizó a 12 especímenes de cada uno de los grupos objeto de estudio para valorar la influencia de este tipo de test sobre el resultado final mientras que el total de las muestras si se sometieron a carga compresiva. Los ensayos de carga cíclica se realizaron en las instalaciones de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València concretamente en el laboratorio experimental de la clínica odontológica.

4.2.1.1 Simuladora de movimientos masticatorios

Para la carga cíclica se utilizó la máquina simuladora de masticación (Chewing Simulator CS-4.2 economy line®; SD Mechatronik GMBH, Feldkirchen-Westerham, Alemania). La máquina está compuesta por:

Dos ejes accionados por un motor que simulan diferentes patrones de movimiento.

- Eje horizontal: es el que realiza el movimiento de masticación en el plano horizontal; para ello, podemos desplazar la mesa sobre la que se montan las cámaras, dentro de las cuales atornillaremos las probetas de nylon donde hemos posicionado nuestras muestras.
- Eje vertical: es el que realiza el movimiento de masticación en el plano vertical, para ello realiza un movimiento supero-inferior levantándose y hundiéndose hasta tocar la muestra. Dicho eje está provisto de unas pesas (1 kg cada una) para aplicar la carga deseada sobre la muestra. Este eje está compuesto por dos vástagos donde se colocan las pesas y el puntero de acero con forma plana; este último elemento es el que transmite la carga sobre la muestra.
- Un autómatá incorporado a la máquina y un software de control que registra y controla los datos obtenidos a lo largo del ensayo.



FIGURA 27. Masticadora utilizada en los ensayos de carga dinámica

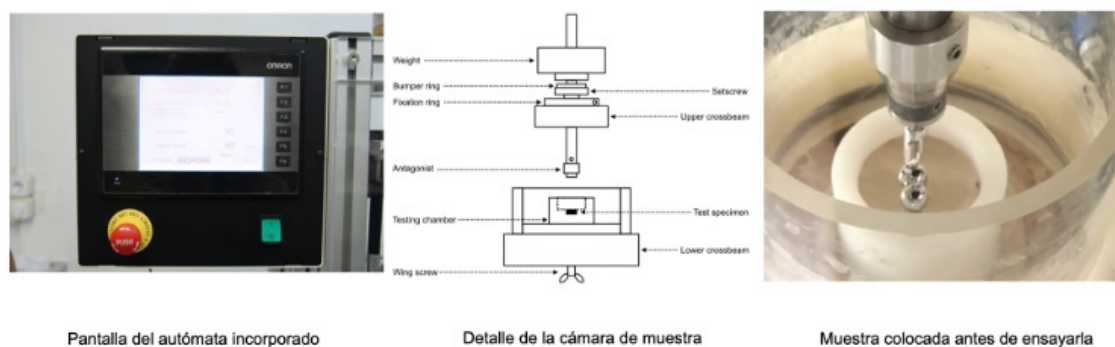


FIGURA 28. Componentes de la masticadora. Pantalla, mesa y puntero.

Una vez posicionadas las probetas en la cámara, se ajustó la punta aplicadora de la carga en la posición deseada y se procedió a programar la máquina para iniciar el ensayo de carga dinámica. En este estudio, se aplicó una carga vertical de 8 kg (80

N) con un movimiento vertical de 2,5 mm, un movimiento horizontal de 2 mm y una velocidad de 60 mm/s. Las cargas se aplicaron en la zona diseñada del voladizo de la estructura durante 240,000 ciclos, parámetros marcados por la norma ISO correspondientes a un 1 año de trabajo.

En nuestro trabajo, buscamos evaluar la resistencia de los diferentes componentes de las distintas conexiones elegidas en nuestro estudio. Se decidió utilizar un antagonista (dispositivo de carga) plano, lo que nos proporcionaría un contacto puntual óptimo; en este caso utilizamos un dispositivo metálico con una superficie plana perpendicular a la dirección de aplicación de la carga siempre en el mismo punto.

4.2.2 Carga compresiva

La fase de carga compresiva se realizó a todos los especímenes de cada uno de los grupos objeto de estudio. Se realizó en las instalaciones de la Universidad Politécnica de Valencia, en el Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales.

4.2.2.1 Ensayo de carga por compresión

Tras el ensayo de fatiga, las muestras fueron sometidas a un ensayo de carga estática hasta el fallo de alguno de los diferentes componentes de la muestra.

El ensayo de compresión en todos los grupos se realizó mediante una máquina de ensayos universal Shimadzu® AG-100 KN (Shimadzu corporation, Kyoto, Japón) (Figura 29) con una célula de carga de 100 KN conectada a una computadora compatible.

La máquina constaba de los siguientes componentes:

- Brazo aplicador de carga. Compuesto por una base de compresión que va unida a la célula de carga (100 KN).
 - Mesa de trabajo con anclaje para las muestras. Se ajusta a la base de la máquina y permite mover la muestra para un correcto posicionamiento antes del test.
 - Mando de ajuste. Permite el desplazamiento y ajuste del brazo aplicador de carga antes del inicio del ensayo. Posee microajustes para el puntero
 - Cámara de video. Permite grabar el ensayo y fotografiar; se pone en marcha una vez el brazo aplicador de carga entra en contacto con la muestra y se detiene cuándo se interrumpe el ensayo.
 - Puertas de seguridad para controlar accidentes y pérdida de fragmentos de las muestras en caso de rotura de las mismas.
 - Ordenador y software. Dirigen las acciones del proceso y almacenan e interpretan los datos obtenidos en el test.
-



FIGURA 29.
Máquina de
ensayos
universal
Shimadzu®
AG-100 KN
(Shimadzu
corporation,
Kyoto, Japón).

Los cilindros de nylon, donde estaban embebidos los especímenes, se sujetaban a la mesa de anclaje, creada específicamente para este tipo de ensayos, mediante dos tornillos. Esta mesa de anclaje permitía que la muestra estuviera totalmente fija y en la posición requerida durante todo el test de compresión. Una vez estos se colocaban en la posición correcta, se ajustaba la distancia entre el brazo aplicador de carga y la parte superior de la muestra realizando un contacto sin carga controlando por el contador de desplazamiento del programa. El aplicador de la carga descendía sobre la muestra ejerciendo una fuerza vertical y continua sobre el la zona marcada en la parte de la extensión.

La velocidad de desplazamiento de la célula de carga fue de 0,5 mm/min y la carga límite fue aplicada hasta que se producía un cambio en complejo protésico donde podíamos observarlo claramente en las gráficas.

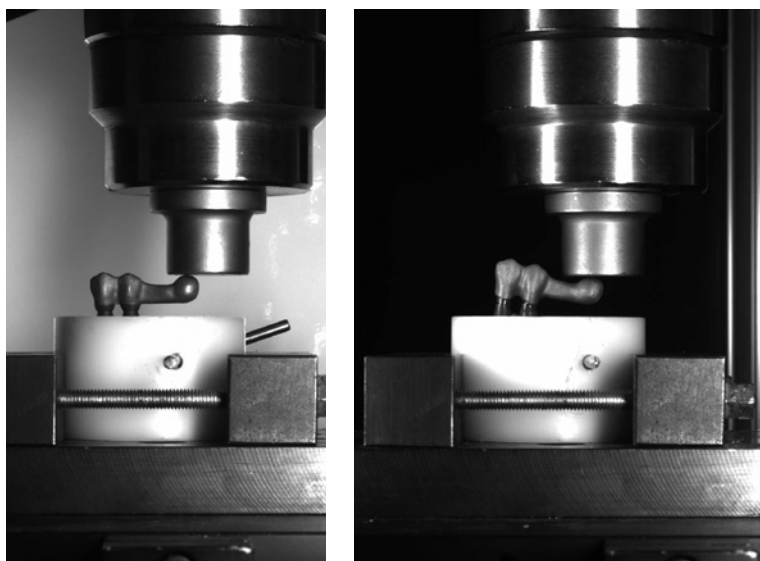


FIGURA 30.
Detalle de la muestra pre
y post ensayo compresivo.

La máquina estaba conectada a una computadora que, mediante el software específico TRAPEZIUM-X (single serial 942356CA, Shimadzu Corporation) procesaba y almacenaba los datos que se iban obteniendo durante el ensayo. Los datos se obtuvieron en newtons (N). El software informático mostraba unas gráficas de carga por deformación, que permitieron determinar exactamente en cada uno de las muestras a qué carga se produjo el fallo del sistema y el tipo de comportamiento mecánico.

El proceso realizado para cada muestra fue el siguiente:

- Anclaje del cilindro muestra a la mesa de anclaje dejándolo inmóvil.
- Colocación de la muestra perpendicular a la trayectoria de descenso de la célula de carga, la cual se hizo coincidir en el punto marcado en la parte del voladizo que se encuentra en la parte más alta de la esfera y dónde su misión es la de recibir dicha carga y transmitirla al resto del sistema.
- Con el ajuste micrométrico se colocó el aplicador plano de la carga de la máquina hasta la distancia más pequeña apreciable visualmente sin llegar a tocar el espécimen.
- Se inició el ensayo de carga compresiva. La punta plana aplicadora de la carga descendió con velocidad constante de 0,5 mm/min.
- Al iniciar el test, la base aplicadora de carga empezó a descender sin que hubiera contacto con la muestra. Es por ello que en esta fase no hubo registro de actividad ni se dibujó ninguna curva en la gráfica Fuerza/Desplazamiento.
- Al producirse el contacto entre la punta plana y la muestra el ordenador empezó a dibujar una gráfica que registraba la cantidad de fuerza ejercida (N) y el desplazamiento del puntero que se produjo (en mm).

Al mismo tiempo, el programa iba obteniendo los valores numéricos de ambas variables, así como el tiempo transcurrido. En cada muestra se obtuvieron tres columnas de valores relacionados:

- Tiempo (segundos).
 - Fuerza aplicada sobre el espécimen (Newton).
 - Desplazamiento que realiza el puntero de carga (mm).
- En cuanto se producía la caída de la curva en la gráfica, que indicaba el fallo en alguno de los componentes de la muestra, registramos el valor máximo de la fuerza y procedimos a interrumpir el ensayo.
-

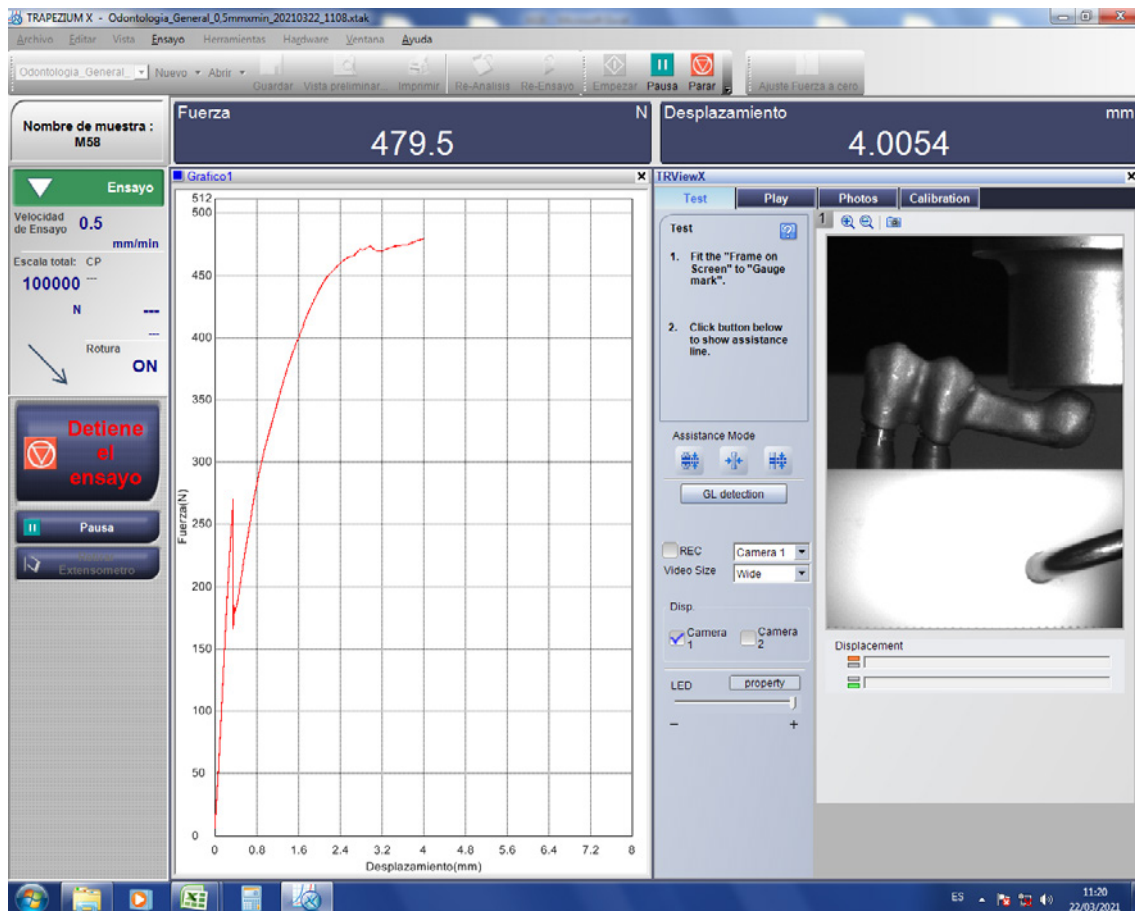


FIGURA 31. Gráfico tras el ensayo dónde se observa la fuerza y desplazamiento realizado.

4.2.3 Superposición muestras tras los ensayos

Una vez finalizados los diferentes test realizamos una superposición de las muestras tras la digitalización con el escáner intraoral y posterior análisis tridimensional con el objetivo de poder valorar el desplazamiento de las estructuras y si había diferencias en función de cada grupo.

Para ello se utilizó un STL de la misma muestra:

- Inicial.
- Tras test de carga dinámica.
- Tras test de carga estática.

Estos archivos obtenidos tras los escaneados de la muestra en los diferentes momentos, se superpusieron a la situación inicial del objeto CAD del diseño original.

Para la superposición de los diferentes escaneados, utilizamos el programa Geomagic® (Geomagic Control X, 3D Systems, Rock Hill, SC, USA) introduciendo todos los escaneados en la barra lateral blanca del programa.

En el análisis 3D, primero se alinearon el STL del modelo de referencia (CRM) y los modelos de prueba (CTM) para realizar una comparativa 3D. Las posiciones aproximadas de los modelos de referencia y de prueba se alinean inicialmente en el proceso de alineación con los puntos de referencia para el marcaje, seguido de una alineación óptima. El algoritmo iterativo del punto más cercano (ICP) utiliza una alineación óptima para minimizar la diferencia entre las nubes de puntos. La alineación inicial permite alinear la posición aproximada y la alineación óptima se puede utilizar para alinear y estimar la distancia mínima de cada nube de puntos correspondiente de los archivos STL (*Standard Triangle Language o Standard Tessellation Language*) de los modelos de referencia o inicial y de los modelos tras los diferentes test.

Después de la alineación, se realiza la comparación 3D. Las distancias entre todos los puntos correspondientes se calculan utilizando la fórmula RMS donde se calcula la distancia media entre los puntos, correspondiente al valor medio de los errores, utilizando la siguiente fórmula:

$$\text{RMS} = \frac{1}{\sqrt{n}} \sqrt{\sum_{i=1}^n D_i^2}$$

Donde D_i representa la distancia de separación del punto (i) de los modelos de referencia y tras los test, y (n) es el número de todos los puntos evaluados de la nube de puntos de cada modelo de prueba. Un valor RMS calculado más alto indica un error significativo, es decir, la diferencia en los atributos entre los datos de referencia y de medición.

El proceso paso a paso es el siguiente; en primer lugar, marcamos las cuatro figuras impresas mediante impresora 3D que previamente habíamos adherido a las bases de resina las muestras.

Mediante el botón derecho de nuestro ratón seleccionamos la zona deseada y observamos como queda marcado en rojo en nuestra pantalla como se puede ver en la [figura 32](#).

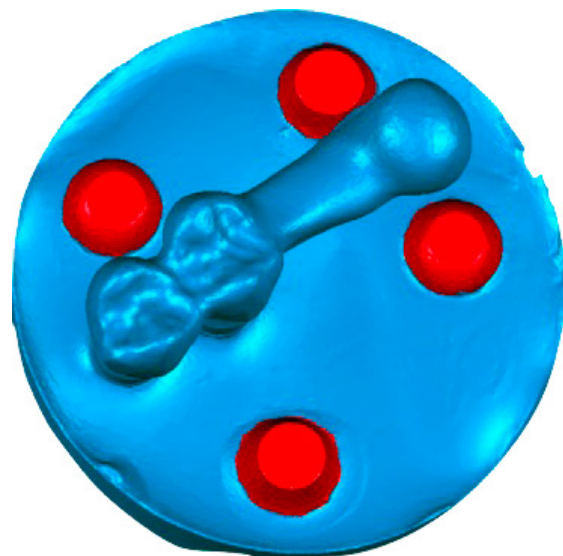


FIGURA 32.

Imagen del software tras la superposición aislando los 4 puntos de referencia para la superposición digital con Geomagic® (Geomagic Control X, 3D Systems, Rock Hill, SC, USA)

Seguidamente, superpusimos el primer escaneado con el escaneado del objeto Cad con la herramienta de la barra superior de la pantalla llamada “Alineación”. Dentro de esta elegimos la opción de “Alineación mejor adaptación” y una vez seleccionábamos esta opción se nos abría una columna con un desplegable en el que elegiríamos el nombre que le hayamos puesto al primer y le daremos al botón “Aplicar”. Posteriormente se produce el alineado y era entonces el momento de en la opción de “Eliminación de desviador” bajar del número 100 al número 1 y apretar el botón “OK” para disminuir al máximo el error de alineado.

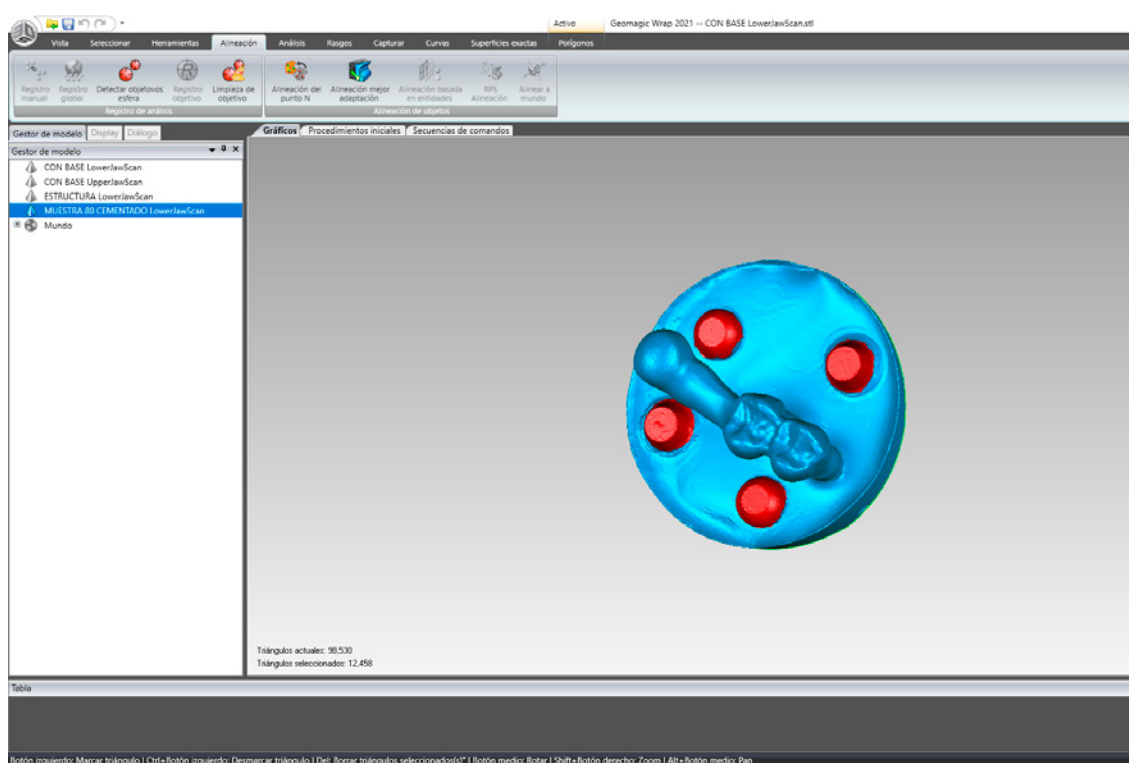


FIGURA 33. Interfaz del software digital Geomagic® (Geomagic Control X, 3D Systems, Rock Hill, SC, USA)

Una vez teníamos estos dos archivos STL superpuestos al objeto CAD en las muestras que tenían ambos test y una superposición en el caso de los que solo habían recibido el test de compresión seleccionábamos, en el mismo STL en la zona de la estructura 9 puntos aleatorios siempre en el mismo plano y en la misma posición en todas las muestras para medir las desviaciones -distancia xyz- en 9 puntos característicos a lo largo de la estructura. Por tanto, a nivel de puntos, se dispone de 684 mediciones distintas (=76 x 9).

La distribución porcentual de los puntos entre grupos y tipos de ensayo es lógicamente la misma que la reportada anteriormente; ya que los números absolutos simplemente se han multiplicado por 9.

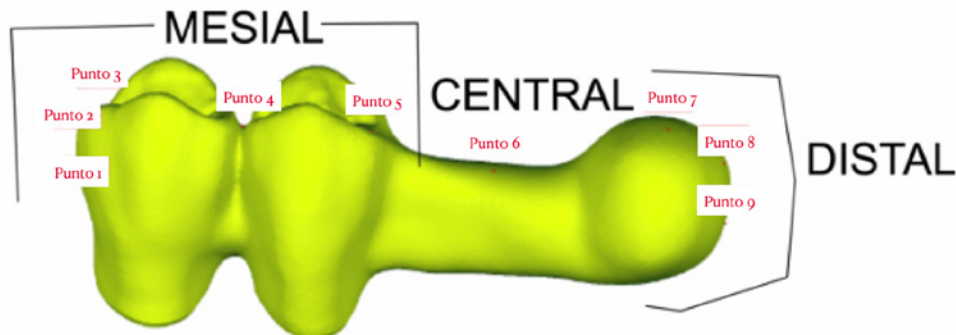


FIGURA 34. Objeto Cad del posicionamiento de los diferentes puntos para evaluar sobre la estructura

La distancia xyz es otro de los resultados relevantes del estudio. El análisis de la distancia xyz se realiza globalmente y en cada punto por separado, dada la localización específica de cada uno de ellos en la estructura.

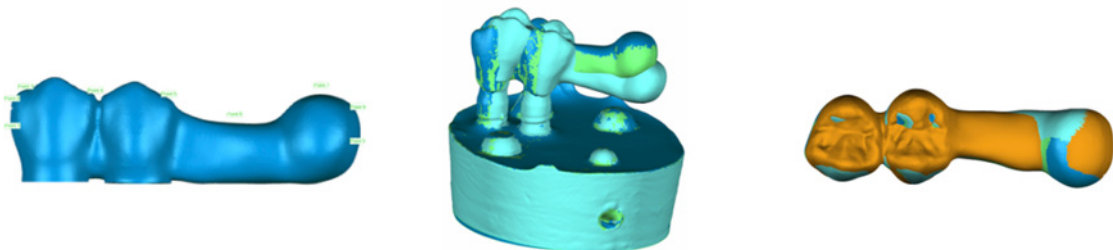


FIGURA 35. Superposición de las diferentes mallas tras cada tipo de ensayo.

Gráficamente se establece un mapa de diferencia de color en un rango de color de $500\ \mu\text{m}$ en el programa de *software*. La región de color con error positivo (+10 a +500 μm) indica que el modelo test está ubicado por encima del modelo de referencia, y la región de color azul (error negativo: +10 a +500 μm) que el modelo de test se encuentra debajo del modelo de referencia.

4.2.4 Inspección microscópica óptica de los especímenes tras los ensayos

Una vez finalizado los test de fatiga y de compresión procedimos a hacer un análisis minucioso de cada una de las muestras para evaluar el tipo de fallo y su localización.

El análisis consistió en una observación microscópica mediante el microscopio óptico Leica M125® (Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Alemania) de cada una de las muestras de cada grupo.

El tipo de fallo y la localización de este fueron determinados para cada uno de los especímenes, clasificándolos en base al cambio sobre su forma original a nivel de:

- Tornillos.
- Implantes.
- Pilares.



FIGURA 36. Imágenes de microscopía tras los ensayos dónde se observan las diferentes deformaciones de los distintos componentes

4.2.5 Análisis estadístico

Tras la realización de las diferentes pruebas se procedió a un análisis estadístico para poder obtener unos datos que nos pudieran guiar hacia nuestros objetivos dentro del estudio.

El análisis descriptivo proporciona los parámetros estadísticos más relevantes para las variables carga, desplazamiento y distancia xyz: media, desviación estándar, mínimo, máximo, mediana y cuartiles.

Respecto al análisis inferencial se ha comprobado mediante test de Shapiro-Wilk que las distribuciones de la carga se ajustan a distribución normal en los diferentes grupos y modos de ensayo ($p > 0,05$). Por tanto, se ha desarrollado un enfoque de análisis de tipo paramétrico en el estudio.

Se estimará un modelo de análisis de la varianza, ANOVA de 2 vías, para evaluar la carga (N) hasta el fallo de la restauración en función del grupo y el tipo de ensayo. Las pruebas post-hoc aplicadas serán de Bonferroni.

Las fracturas de los materiales se inician a partir de defectos o imperfecciones en su superficie interna. La resistencia de los materiales debe ser descrita como una probabilidad estadística.

Se han estimado modelos para la probabilidad de fallo de los diferentes tipos de conexión utilizando la distribución acumulada de Weibull. Las estimaciones están basadas en la fórmula de Griffith y consisten en la obtención de los valores de esfuerzo característico y módulo de Weibull que mejor se ajustan a los datos experimentales. Se realizaron representaciones gráficas de la curva de probabilidad en función del esfuerzo para permitir la comparación entre los diferentes grupos.

La distribución de Weibull estudia la probabilidad natural de mecánica de fracturas en una estructura y como consecuencia, actúa como un indicador de fiabilidad que permite estandarizar los resultados de un experimento lo que dota una mayor relevancia de los datos obtenidos. El uso de esta distribución responde a la Norma ISO 20501:2003/Cor 1:2009 referente al cálculo estadístico de Weibull para datos de resistencia.

Sobre cada uno de los grupos estudiados se calculó la probabilidad de fallo experimental. La probabilidad de fallo acumulado se obtuvo empleando la fórmula:

$$p = i / (n + 1)$$

Donde:

i= responde al número de rango del espécimen.

n= es el tamaño de la muestra.

La probabilidad de fallo nos permite obtener una estimación de los parámetros de la distribución de Weibull. La ecuación empleada es:

$$\ln \ln (1/1 - p)) = m \cdot \ln (\sigma - \sigma_0) - m \cdot \ln \sigma$$

σ_0 = es entendido como valor 0, por lo que la ecuación se reduce a:

$$\ln \ln (1/1 - p)) = m \cdot (\ln \sigma - \ln \sigma_0)$$

Los parámetros necesarios para el cálculo de esta son:

σ = corresponde a la resistencia presentada por cada muestra.

p= valor que se obtiene tras calcular el coeficiente entre la posición de la muestra y el número de muestras total.

m= es el módulo de Weibull que hace referencia a la pendiente de la gráfica.

Este valor es un indicativo de la variabilidad de los resultados obtenidos. Cuanto menor será su valor, mayor variabilidad de las muestras y, por lo tanto, la conexión empleada presenta una menor fiabilidad a largo plazo.

Para el estudio del desplazamiento máximo en el momento del fallo mecánico se emplearon pruebas de tipo no paramétrico (Mann-Whitney, Kruskal-Wallis).

En los otros grupos, el resultado es de aceptación de la normalidad.

La relación entre carga y desplazamiento se evalúa mediante coeficientes de correlación de Pearson.

A nivel de todos los puntos, la distancia xyz se analizará mediante modelos lineales bajo enfoque EEG (ecuaciones de estimación generalizadas). Es decir, se comparará la distancia media según grupo y tipo de ensayo; pero teniendo en cuenta la dependencia de las observaciones (9 puntos por muestra).

Y se realizará también el estudio específico en cada una de las 3 zonas claramente diferenciadas:

- Mesial: puntos 1 a 5 ($n = 76 \times 5 = 380$ puntos)
- Central: punto 6 ($n=76$ puntos)
- Distal: puntos 7 a 9 ($n =76 \times 3 = 228$ puntos)

Se aborda de nuevo mediante pruebas no paramétricas, dado que el tamaño muestral se reduce de nuevo y se observan desviaciones de la normalidad.

Para evaluar diferencias en el estudio microscópico por grupo y tipo de ensayo, se utilizan pruebas Chi².

El nivel de significatividad empleado en los análisis ha sido el 5% ($\alpha=0.05$) Cualquier p-valor menor a 0,05 es indicativo de una relación estadísticamente significativa. Por contra, un p-valor mayor o igual a 0,05 indica ausencia de relación.



RESULTADOS

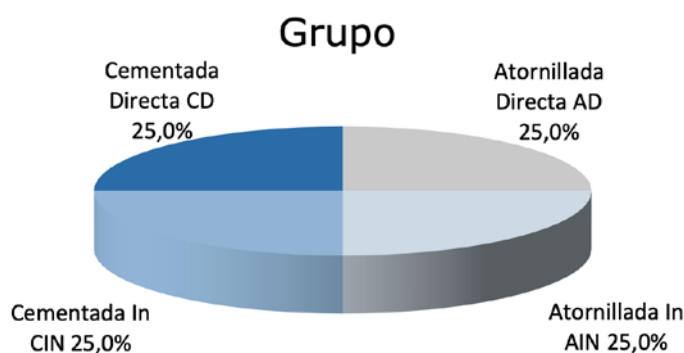
5. RESULTADOS

5.1.1 Muestra y metodología estadística

El objetivo fundamental del estudio es analizar el comportamiento mecánico de la interfase prótesis-implante en prótesis parciales fijas sobre dos implantes con extensión posterior en voladizo con diferentes tipos de conexión en condiciones de carga estática y combinada con dinámica.

La muestra para la investigación está constituida por 76 muestras divididas en 4 grupos según tipo de conexión del implante:

- Grupo 1-Atornillada Directa AD, n=19
- Grupo 2-Atornillada In AIN n=19
- Grupo 3-Cementada In CIN, n=19
- Grupo 4-Cementada Directa CD, n=19



GRÁFICA 1. Reparto del número de muestras por grupo

Todas las muestras fueron ensayadas, de las cuales 12 muestras de cada grupo incluyeron una fase de ensayo de fatiga dinámica y posteriormente un ensayo de compresión; mientras que 7 muestras de cada grupo fueron solamente analizadas bajo condición de ensayo de carga estática para poder valorar si la carga dinámica influía o no en los resultados del estudio.

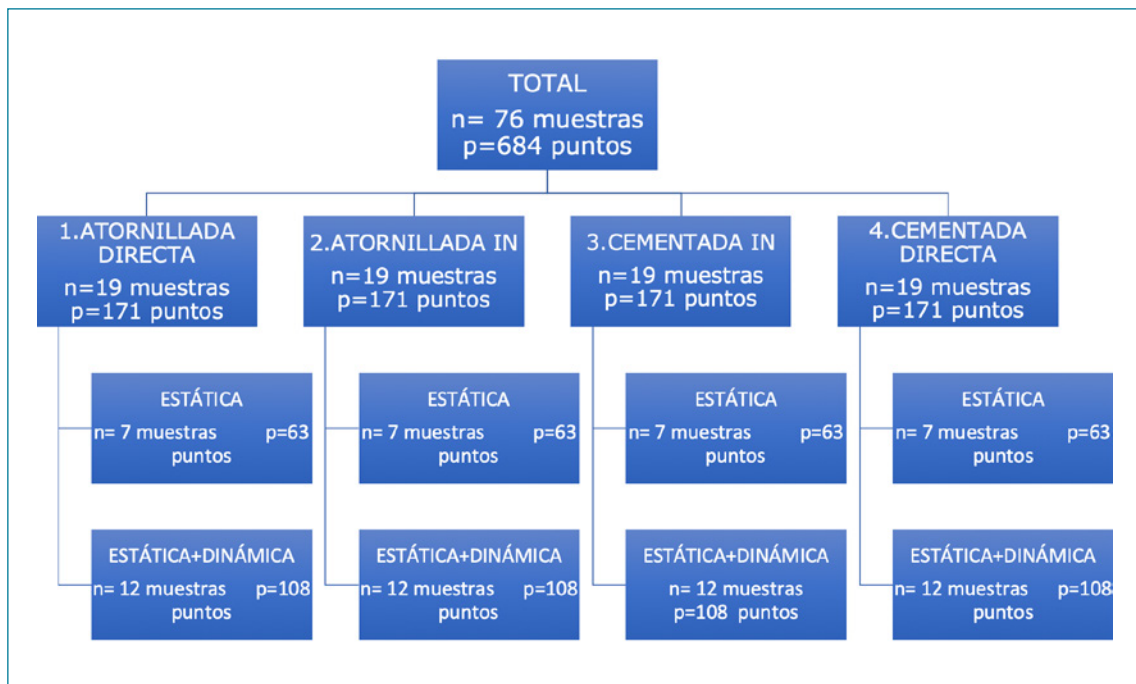
Todas las muestras se sometieron a un ensayo de compresión, registrándose la carga máxima hasta el fallo mecánico (Newton), así como el desplazamiento máximo (mm) en ese momento. La carga constituye la variable primaria fundamental de la investigación a nivel de implante.

La distribución de tipos de ensayo fue idéntica en los 4 grupos de interés:

Tabla 3. Ensayo según grupo

	GRUPO									
	TOTAL		ATORNILLADA DIRECTA		ATORNILLADA IN		CEMENTADA IN		CEMENTADA DIRECTA	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	76	100,0%	19	25,0%	19	25,0%	19	25,0%	19	25,0%
Sólo carga estática	28	36,8%	7	9,2%	7	9,2%	7	9,2%	7	9,2%
Estática+ dinámica	48	63,2%	12	15,8%	12	15,8%	12	15,8%	12	15,8%

El siguiente diagrama resume el recuento de muestras y puntos de medición en cada una de las combinaciones de grupo y modo de ensayo:



GRÁFICA 2. Diagrama del número de muestras y puntos por grupo.

Para el test F del modelo ANOVA, con un nivel de confianza del 95% y considerando un tamaño del efecto $f=0,4$ (grande), la potencia alcanzada es 82,3% para detectar la diferencia de carga máxima media como estadísticamente significativa entre grupos.

5.1.2 Análisis de la Carga hasta el fallo mecánico

Tras la realización del ensayo *in vitro* de las muestras se obtuvieron los siguientes resultados.

Si se ignora la diferenciación por modo de ensayo, la tabla 4 refleja una resistencia media claramente mayor en el grupo 1 Atornillado Directo (AD) 663,5 N respecto a los otros tres, muy homogéneos entre sí 428,4 N grupo 2 (AIN); 486,7 N grupo 3 (CIN) y 458,9 N grupo 4 (CD).

Tabla 4. Carga máxima (N) hasta fallo según grupo

	GRUPO				
	TOTAL	1-ATORNILLADA DIRECTA AD	2-ATORNILLADA IN AIN	3-CEMENTADA IN CIN	4-CEMENTADA DIRECTA CD
N	76	19	19	19	19
Media	509,4	663,5	428,4	486,7	458,9
Desviación típica	141,8	196,0	63,1	67,8	38,9
Mínimo	245,7	311,2	334,2	245,7	391,1
Máximo	1002,8	1002,8	568,8	566,3	562,7
Percentil 25	442,4	505,4	378,4	460,7	438,6
Mediana	480,5	609,2	435,9	491,7	457,2
Percentil 75	527,8	810,5	480,2	525,0	475,5

Mientras que si se ignora la diferenciación por grupo, la tabla 5 exhibe una gran homogeneidad entre ensayo solo compresión y combinada: 509,5 N y 509,3 N respectivamente.

Tabla 5. Carga máxima (N) hasta fallo según tipo ensayo

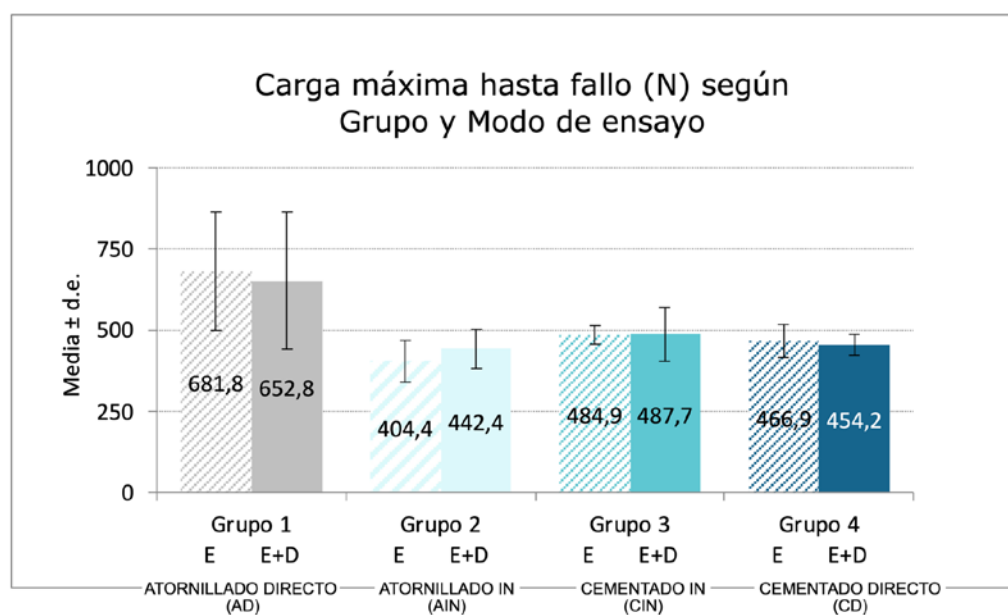
	ENSAYO		
	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
N	76	28	48
Media	509,4	509,5	509,3
Desviación típica	141,8	142,4	142,9
Mínimo	245,7	334,2	245,7
Máximo	1002,8	991,3	1002,8
Percentil 25	442,4	450,0	439,0
Mediana	480,5	478,0	484,4
Percentil 75	527,8	535,2	522,1

Por otro lado la tabla 6 describe la carga máxima en las diferentes condiciones de experimentación y es clave, pues describe la carga considerando ambos factores a la vez:

Tabla 6. Carga máxima (N) hasta cambio dimensional según grupo y tipo fatiga

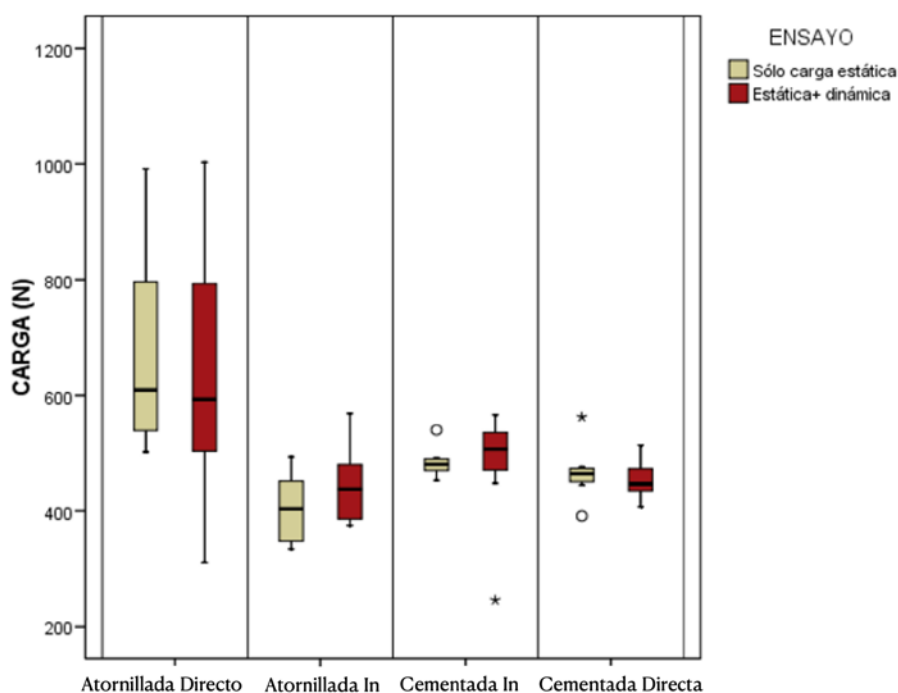
	GRUPO														
	TOTAL			1-ATORNILLADA DIRECTA AD			2-ATORNILLADA IN AIN			3-CEMENTADA IN CIN			4-CEMENTADA DIRECTA CD		
	ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
	TOTAL	SÓLO ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
N	76	28	48	19	7	12	19	7	12	19	7	12	19	7	12
Media	509,4	509,5	509,3	663,5	681,8	652,8	428,4	404,4	442,4	486,7	484,9	487,7	458,9	466,0	454,2
Desviación típica	141,8	142,4	142,9	196,0	183,1	210,4	63,1	63,3	61,2	67,8	28,0	84,2	38,9	51,0	31,5
Mínimo	245,7	334,2	245,7	311,2	501,6	311,2	334,2	334,2	374,8	245,7	453,5	245,7	391,1	391,1	406,8
Máximo	1003	991,3	1002,8	1003,0	991,3	1002,8	568,8	493,4	568,8	566,3	539,8	566,3	562,7	562,7	513,4
Percentil 25	442,4	450,0	439,0	505,4	530,6	503,5	378,4	336,4	386,0	460,7	460,7	470,8	438,6	445,2	435,0
Mediana	480,5	478,0	484,4	609,2	609,2	593,2	435,9	403,2	438,0	491,7	480,9	506,6	457,2	464,7	446,9
Percentil 75	527,8	535,2	522,1	810,5	810,5	792,9	480,2	457,3	480,5	525,0	491,7	535,6	475,5	476,7	473,2

Si se atiende a las medias, puede comprobarse que las diferencias del grupo 1 AD frente al resto son de mayor magnitud que las debidas al tipo de ensayo dentro de cada grupo.



GRÁFICA 3. Carga máxima hasta el fallo (N) según grupo y modo de ensayo

Si se desea una visión más detallada del rango de valores en cada grupo, véase el siguiente gráfico de distribuciones:



GRÁFICA 4.

Diagrama de cajas sobre la Carga máxima hasta el fallo según grupo y modo de ensayo

La caja concentra al 50% de los casos, siendo la mediana la línea horizontal que la divide. Los bordes superior e inferior de la caja se corresponden con el 1er y 3er cuartil, por debajo de los cuales está el 25% y 75% respectivamente de la muestra. Los “bigotes” se extienden hasta los valores en un rango aceptable, por encima de los cuales están los atípicos (círculos) y los extremos (asteriscos).

En los gráficos anteriores observamos la gran variabilidad de valores de carga detectada en el grupo 1 (AD). Es decir, si bien es cierto que la carga es sustancialmente más elevada que en el resto de grupos, también lo es en la dispersión de los datos ya que es muy grande. Incluso en términos relativos, puede estimarse que la variabilidad representa el 30% de la media en el grupo 1 (AD), mientras que en los demás se sitúa en torno al 5-20%. Estos porcentajes son resultado del coeficiente de variación $CV = SD / \text{media}$.

Al realizar un primer análisis para evaluar la contribución de cada factor (grupo y modo de ensayo) observamos que la carga media depende significativamente del tipo de conexión ($p < 0,001$) y esta diferencia es similar para cualquiera de las condiciones de ensayo ($p = 0,836$).

Tabla 7. Comparación de la Carga máxima media hasta el cambio según Grupo y modo de Ensayo: resultados del test F del modelo ANOVA de 2 vías

	P-VALOR
GRUPO	<0,001***
ENSAYO	0,993
GRUPO x ENSAYO	0,836

***p<0,001; **p<=0,01; *p<0,05;

Por otra parte, la carga media es similar tanto si se aplica ensayo sólo estática como combinada ($p=0,993$) y esta homogeneidad es extrapolable a cualquiera de los grupos de conexión ($p=0,836$).

Por tanto, la variabilidad de la carga (el por qué unas muestras fracasan a ciertas cargas y otras a cargas distintas) depende fundamentalmente del tipo de conexión implicada. El hecho de añadir una fase de ensayo dinámica tiene poca influencia en los resultados.

Las tablas siguientes presentan resultados de las comparaciones múltiples:

Tabla 8. Comparación de la Carga máxima media hasta el cambio estructural según Grupo en Ensayo sólo ESTÁTICA: resultados de las comparaciones múltiples con prueba de Bonferroni

	GRUPO 1 AD	GRUPO 2 AIN	GRUPO 3 CIN
Grupo 1			
Grupo 2	<0.001***		
Grupo 3	0.015*	0.741	
Grupo 4	0.005**	1.000	1.000

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

Si observamos, bajo ensayo estática, la carga media del grupo 1 (AD) es significativamente superior a la de cualquier otro grupo.

Los grupos 2(AIN), 3(CIN) y 4(CD) son homogéneos entre sí: no hay diferencias en su nivel de carga.

Tabla 9. Comparación de la Carga máxima media hasta el cambio estructural según Grupo en Ensayo ESTÁTICA+DINÁMICA: resultados de las comparaciones múltiples con prueba de Bonferroni

	GRUPO 1 AD	GRUPO 2 AIN	GRUPO 3 CIN
Grupo 1			
Grupo 2	<0.001***		
Grupo 3	0.005**	1.000	
Grupo 4	<0.001***	1.000	1.000

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

Igualmente, bajo ensayo combinado, los resultados son exactamente iguales. La carga media del grupo 1 (AD) es significativamente superior a la de cualquier otro grupo; en cambio los grupos 2(AIN), 3(CIN) y 4(CD) son homogéneos entre sí, es decir no hay diferencias en su nivel de carga.

Se puede afirmar que no hay ningún tipo de influencia en el comportamiento mecánico de la estructura si previamente es sometida a carga dinámica.

Por esta razón el modelo ANOVA concluyó una interacción no significativa (p=0,836) por lo que el efecto del grupo es igual en ambos modos de ensayo.

Recíprocamente si observamos la comparación de la carga máxima media hasta el cambio estructural, vemos que no hay diferencias de carga media entre tipos de ensayo en ninguno de los grupos. Por lo que obtenemos un resultado consistente con la falta de interacción (p=0,836).

Tabla 10. Comparación de la Carga máxima media hasta el cambio estructural según modo de Ensayo en cada Grupo: resultados de las comparaciones múltiples con prueba de Bonferroni

	P-VALOR
en Grupo 1 (AD)	0.360
en Grupo 2 (AIN)	0.482
en Grupo 3 (CIN)	0.813
en Grupo 4 (CD)	0.794

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

Tanto el grupo 1 (AD) (p=0,360), 2 (AIN) (p=0,482), 3(CIN) (p=0,813) y 4 (CD) (p=0,794) en los dos tipos de ensayo presentan la misma resistencia media.

5.1.3 Predicción de la probabilidad de fallo: Modelo Weibull

En este apartado se estudia la probabilidad de fallo de los diferentes tipos de conexión utilizados mediante modelos de Weibull. Básicamente, la probabilidad de fallo depende de:

- Esfuerzo de tensión aplicado, σ (o resistencia a la carga)
- Volumen efectivo VE
- Esfuerzo característico σ_0
- Módulo de Weibull m

Para cada grupo (tipo de conexión) se ha estimado la función de probabilidad de fallo, puesto que el modo de ensayo no es un factor significativo de la carga soportada para ninguno de los grupos, se excluye de los siguientes análisis.

La tabla siguiente resume el valor estimado de los parámetros más relevantes.

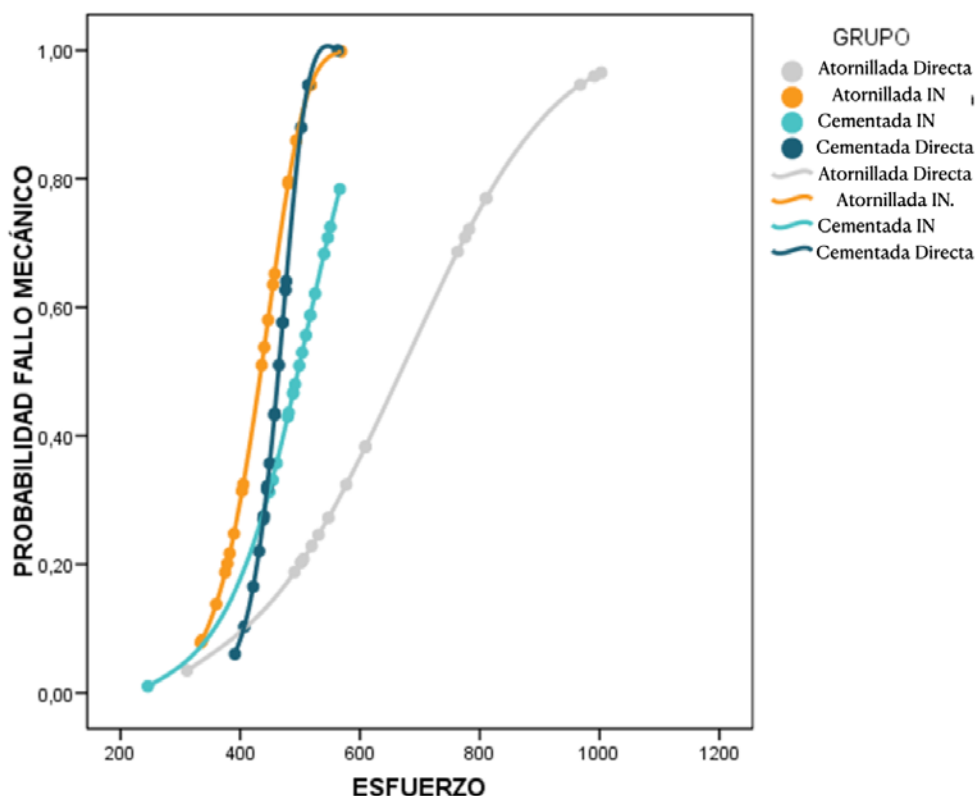
Tabla 11. Probabilidad de fallo según Grupo: valores del esfuerzo característico (Mpa) y módulo de Weibull

	GRUPO			
	1 AD	2 AIN	3 CIN	4 CD
Esfuerzo característico σ_0	734,46	454,29	527,54	475,97
Módulo de Weibull m	3,89	8,17	6,02	14,14

Los valores anteriores pueden interpretarse de la siguiente manera:

- A mayor esfuerzo característico, más resistente es el grupo.
- A mayor módulo de Weibull, tanto mayor es el impacto del esfuerzo sobre la probabilidad de fallo. Lo que es igual, a poco que aumentamos el esfuerzo, la tensión se eleva considerablemente y la probabilidad de fallo se dispara.

El gráfico siguiente representa las estimaciones obtenidas:



GRÁFICA 5. Diagrama de probabilidad de Weibull.

Se observa claramente como la curva de probabilidad del grupo 1 (AD) (atornilladas directas) está claramente desplazada a la derecha y aislada del resto. Es decir, se necesita un esfuerzo más grande que con el resto de conexiones materiales para tener una misma probabilidad de fallo (notar en la tabla anterior que el esfuerzo característico es más elevado).

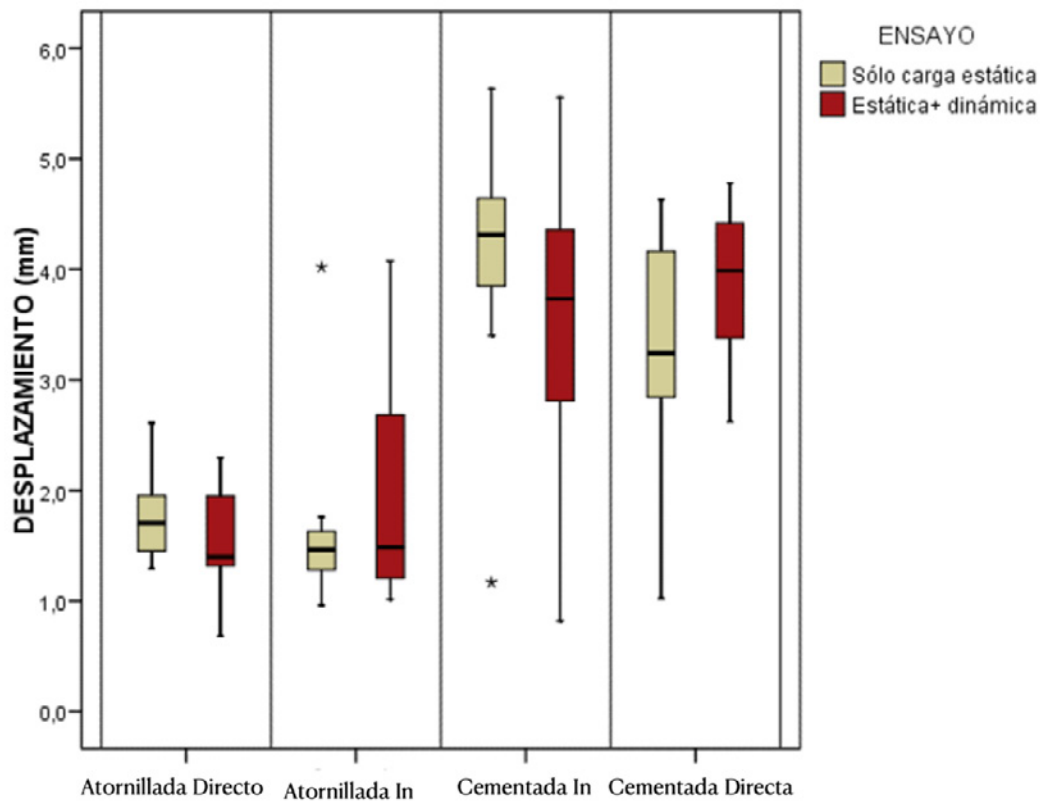
En cambio los otros 3 grupos se sitúan a la izquierda del plano en valores del esfuerzo inferiores a 500 N.

Además de esta diferencia en la posición de las funciones de probabilidad, es muy evidente la que se da entre las pendientes de las mismas. La pendiente del grupo 1 (AD) es la más suave de todas, es decir, se ha de incrementar bastante el esfuerzo para conseguir un aumento relevante de la probabilidad de fallo. Notar gráficamente cómo se necesita pasar de esfuerzo 500N a 800N para pasar de una probabilidad de fallo 0,2 a 0,8.

Por otro lado los grupos 2 (AIN) y 3 (CIN) exhiben pendientes similares; pero aún es mayor la del grupo 4 (CD). Por tanto, se trata de conexiones donde el fallo puede sobrevenir pronto y, especialmente, cuando está implicada una conexión cementada.

5.2. ANÁLISIS DEL DESPLAZAMIENTO HASTA EL FALLO

Los valores registrados de desplazamiento responden a distribuciones más asimétricas con presencia incluso de algunos casos extremos:



GRÁFICA 6. Diagrama de cajas sobre el desplazamiento hasta el fallo

Observamos que el desplazamiento en los 2 primeros grupos es notablemente menor que en los 2 segundos. También se aprecia más heterogeneidad según el modo de ensayo.

Se propone un enfoque de análisis no paramétrico:

Tabla 12. Comparación del Desplazamiento según Grupo: resultados del test de Kruskal-Wallis

	P-VALOR
GRUPO	<0.001***

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

Hay diferencias significativas y para ver donde están se necesitan pruebas múltiples:

Tabla 13. Comparación del Desplazamiento según Grupo: resultados de las comparaciones múltiples con test de Mann-Whitney y corrección de Bonferroni

	GRUPO 1 AD	GRUPO 2 AIN	GRUPO 3 CIN
Grupo 1			
Grupo 2	1.000		
Grupo 3	<0.001***	0.003**	
Grupo 4	<0.001***	0.006**	1.000

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

Los resultados confirman que hay dos grupos bien diferenciados en cuanto al desplazamiento medido. Los grupos 1 (AD) y 2 (AIN) registraron un desplazamiento significativamente menor que el 3 (CIN) y 4 (CD) y cada par fue homogéneo entre sí.

El desplazamiento en el grupo 1 (AD) es similar al del grupo 2 (AIN) ($p=1,000$); pero significativamente inferior al del grupo 3 (CIN) ($p < 0,001$) y el grupo 4 (CD) ($p < 0,001$), mientras el desplazamiento en el grupo 2 (AIN) es significativamente inferior al del grupo 3 (CIN) ($p=0,003$) y al del grupo 4 (CD) ($p=0,006$).

Si comparamos ambos grupos de prótesis cementada observamos que el desplazamiento en el grupo 3 (CIN) es similar al del grupo 4 (CD) ($p=1,000$).

Tabla 14. Comparación del Desplazamiento según modo de Ensayo: resultados del test de Mann-Whitney

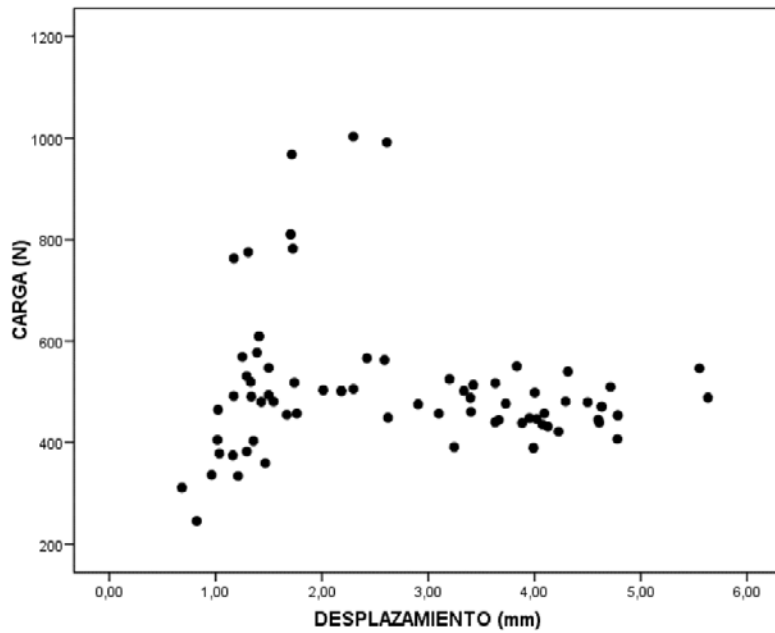
	P-VALOR
ENSAYO	0.974

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

Si analizamos el desplazamiento según el tipo de ensayo, observamos que no hay diferencias en la cantidad de desplazamiento según el tipo de ensayo al que se somete la muestra ($p=0,974$).

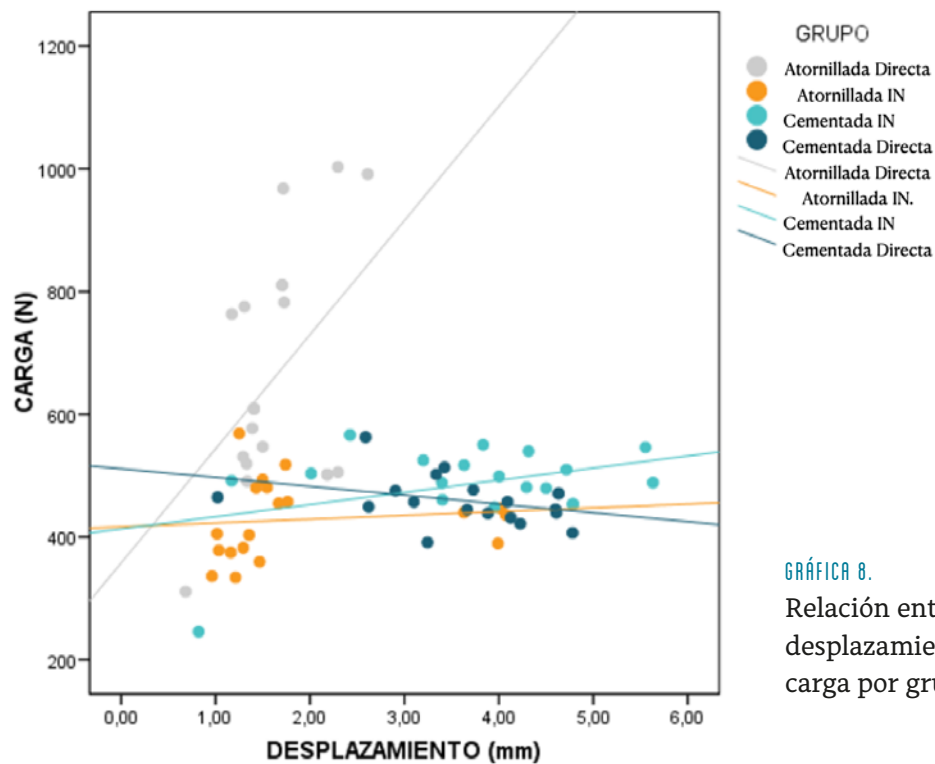
5.2.1 Relación entre Desplazamiento y Carga

El fallo de la estructura queda caracterizado por la carga y desplazamiento máximos alcanzados en el momento del mismo. El siguiente gráfico representa esos datos para el conjunto de las muestras:



GRÁFICA 7.
Relación entre desplazamiento y carga.

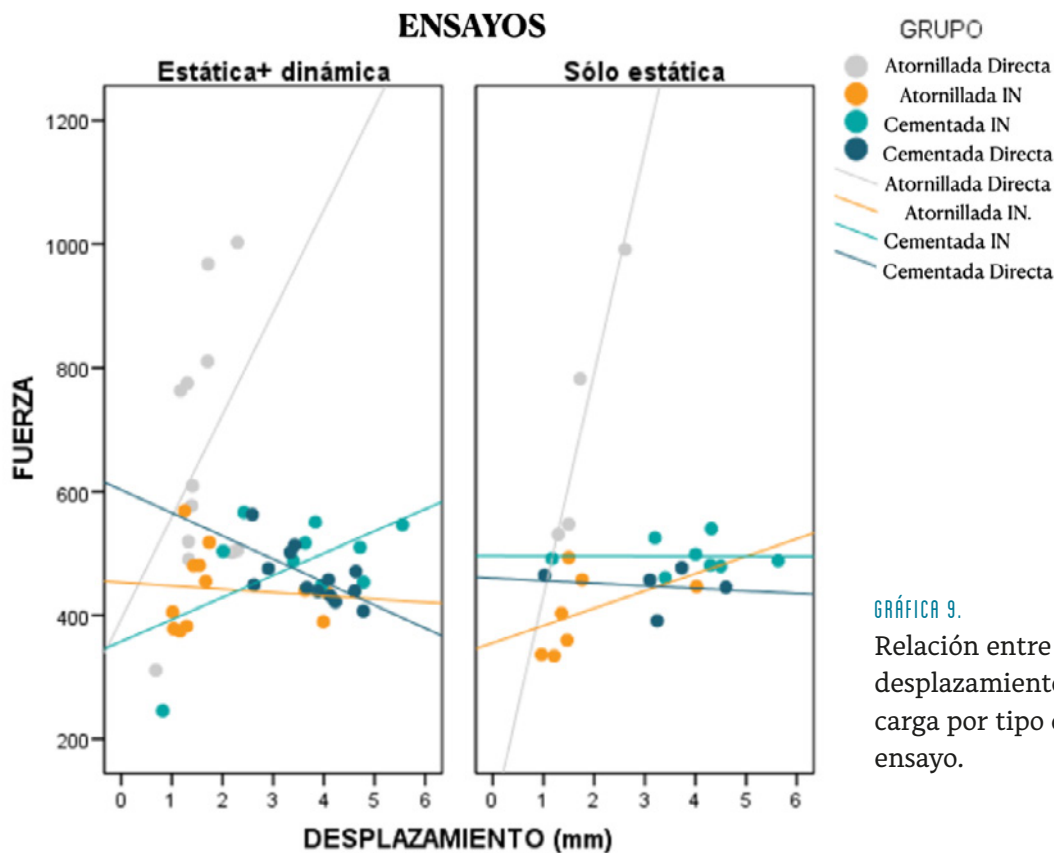
La nube de puntos presenta un patrón complejo. Se puede hablar de sub-regiones independientes con mayor o menor correlación, además de valores atípicos que se salen del grueso de esas sub-regiones. Para entender mejor la situación es necesario segmentar por grupo (y luego por ensayo):



GRÁFICA 8.
Relación entre desplazamiento y carga por grupos.

- En el grupo 1 (AD) hay una correlación muy fuerte entre carga y desplazamiento. La pendiente de la recta de ajuste es muy acusada, sugiriendo que a pequeños incrementos del desplazamiento le corresponden grandes cambios de la carga máxima.
- El grupo 2 (AIN) se expresa de manera algo distinta. A priori parece similar al grupo 3 (CIN) y 4 (CD), pero sin embargo, se detectan claramente dos zonas. La mayoría de las muestras (color naranja) presenta un patrón idéntico al grupo 1 (AD), con fuerte correlación positiva entre carga y desplazamiento. En cambio, aparecen aisladas 4 muestras a la derecha muy concentradas (todas fallan a 400N con 4 mm) lo que hace que varíe la recta de ajuste y hace que sea algo diferente a la del grupo 1 (AD)
- Los grupos 3 (CIN) y 4 (CD) presentan el mismo comportamiento. No hay relación entre carga y desplazamiento. La carga en el fallo es similar aunque los desplazamientos medidos sean muy dispares.

Si diferenciamos, además, por tipo de ensayo los resultados son parecidos:



GRÁFICA 9.
Relación entre desplazamiento y carga por tipo de ensayo.

El modo de ensayo tampoco afecta a la relación carga-desplazamiento.

Tampoco el ensayo es capaz de explicar las muestras aisladas, antes comentadas, del grupo 2. Algunas de ellas (tres) son del grupo de ensayo combinada y la restante del sólo estática. Por alguna razón debido probablemente por algún problema derivado del material (cemento) o por la metodología empleada (técnica de cementado), ciertas muestras cemento-atornilladas grupo 2 (atornillado In) fracasan en un lugar del plano carga-desplazamiento alejadas del grueso del grupo.

5.3 ANÁLISIS DIGITAL DE LA EVOLUCIÓN DE LAS MUESTRAS TRAS EL ENSAYO: SUPERPOSICIÓN DIGITAL

5.3.1 Análisis general conjunto

Tras el ensayo la superposición de las imágenes que se realizó genera una muestra de 684 puntos de medición. En este apartado se van a considerar todos los puntos conjuntamente en el análisis, sin diferenciar si las mediciones corresponden a un determinado punto concreto.

Distancia xyz tras el ensayo dinámico

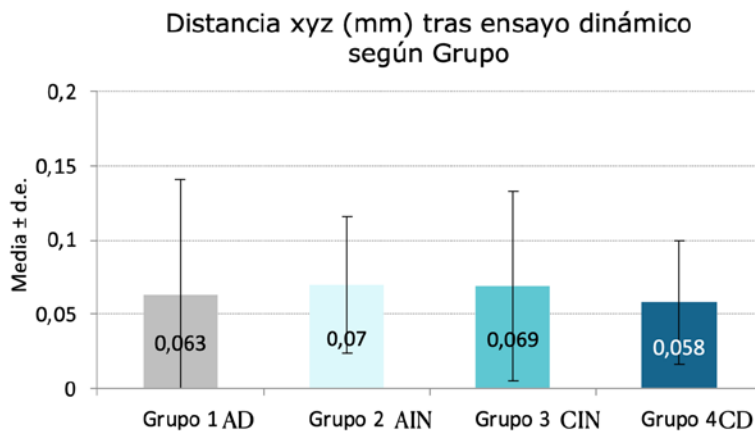
En aquellas muestras sometidas al ensayo combinado, se dispone ya de información sobre la distancia tras la fase dinámica. No hay diferencias significativas en la distancia según el tipo de conexión ($p=0.763$).

La tabla 15 describe esos resultados:

Tabla 15. Distancia xyz (mm) tras ensayo dinámica según grupo

	GRUPO				
	TOTAL	1-ATORNILLADA DIRECTA AD	2-ATORNILLADA IN AIN	3-CEMENTADA IN CIN	4-CEMENTADA DIRECTA CD
N	432	108	108	108	108
Media	,065	,063	,070	,069	,058
Desviación típica	,059	,078	,046	,064	,042
Mínimo	,007	,009	,012	,007	,012
Máximo	,493	,493	,271	,326	,229
Percentil 25	,034	,030	,038	,037	,032
Mediana	,052	,041	,064	,053	,051
Percentil 75	,074	,074	,085	,071	,065

GRÁFICA 10. Distancia xyz tras superposición en ensayo dinámico



GRÁFICA 10.
Distancia xyz tras superposición en ensayo dinámico

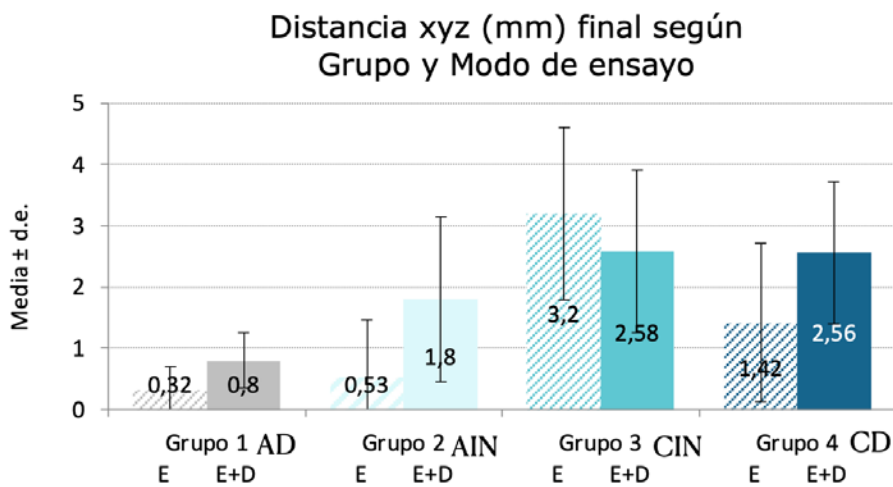
Tabla 16. Comparación de la Distancia xyz media tras ensayo dinámica según Grupo: resultados del test Chi2 de Wald del modelo lineal con EEG

	P-VALOR
GRUPO	0,763

***p<0,001; **p<=0,01; *p<0,05;

Distancia xyz tras el ensayo combinado

Por tanto, para esta variable sí tiene sentido diferenciar si hubo una fase previa de dinámica o directamente sólo se aplicó estática. Ver tabla 17 para una descriptiva exhaustiva que se resume en el siguiente gráfico:



GRÁFICA 11. Distancia xyz según grupo y modo de ensayo

Tabla 17. Distancia xyz (mm) final según grupo y tipo ensayo

	GRUPO														
	TOTAL			1-ATORNILLADA DIRECTA AD			2-ATORNILLADA IN AIN			3-CEMENTADA IN CIN			4-CEMENTADA DIRECTA CD		
	ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA + DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA + DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA + DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA + DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA + DINÁMICA
N	684	252	432	171	63	108	171	63	108	171	63	108	171	63	108
Media	1,726	1,367	1,935	,622	,317	,799	1,335	,534	1,803	2,811	3,201	2,583	2,136	1,415	2,556
Desviación típica	1,453	1,565	1,341	,483	,382	,447	1,352	,930	1,344	1,386	1,408	1,326	1,328	1,297	1,159
Mínimo	,004	,004	,058	,004	,004	,269	,008	,008	,395	,058	,442	,058	,013	,013	,181
Máximo	5,942	5,942	5,804	2,284	1,293	2,284	5,148	3,367	5,148	5,942	5,942	5,804	4,994	3,960	4,994
Percentil 25	,495	,036	,707	,297	,012	,488	,109	,025	,648	2,039	2,501	1,662	1,139	,047	1,846
Mediana	1,299	,634	1,752	,541	,080	,667	,822	,054	1,139	2,814	3,250	2,509	2,246	1,671	2,519
Percentil 75	2,817	2,646	2,912	,895	,628	1,113	2,275	,724	2,730	3,752	4,051	3,444	2,999	2,331	3,361

Obsérvese que los grupos 1(AD) y 2 (AIN) presentan distancias medias algo más bajas que el 3 (CIN) y 4 (CD). Ahora bien, la aplicación del ensayo dinámico eleva bastante la medida de esa distancia. En este caso el comportamiento del grupo si se ve influenciado tras recibir un ensayo de carga dinámica; a excepción del grupo 3 (CIN) donde su impacto es menor

Tabla 18. Comparación de la Distancia xyz media final según Grupo y modo de Ensayo: resultados del test Chi2 de Wald del modelo lineal con EEG

	P-VALOR
GRUPO	<0,001***
ENSAYO	0,013*
GRUPO x ENSAYO	0,045*

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

Por tanto, si hay diferencias en la distancia medida según grupo ($p < 0,001$) y estas diferencias dependen de si trabajamos con ensayo sólo estático o combinado ($p = 0,045$).

Puede profundizarse más si realizamos comparaciones múltiples:

Tabla 19. Comparación de la distancia xyz media final según grupo en ensayo sólo estática: resultados de las comparaciones múltiples con prueba de Bonferroni

	GRUPO 1AD	GRUPO 2AIN	GRUPO 3CIN
GRUPO 1			
GRUPO 2	1.000		
GRUPO 3	<0.001***	<0.001***	
GRUPO 4	0.535	1.000	0.138

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

En ensayo de sólo estática, la distancia en el grupo 1 (AD) es similar a la del grupo 2 (AIN) ($p=1,000$) y a la del 4 (CD) ($p=0,535$); pero significativamente inferior a la del 3 (CIN) ($p < 0,001$), en cambio la distancia de los grupos 3 (CIN) y 4 (CD) es similar ($p=0,138$).

Por otro lado en este caso, la distancia del grupo 2 (AIN) es similar a la del 4 (CD) ($p=1,000$); pero significativamente inferior a la del 3 ($p < 0,001$).

Tabla 20. Comparación de la distancia xyz media final según grupo en ensayo estática+dinámica: resultados de las comparaciones múltiples con prueba de Bonferroni

	GRUPO 1AD	GRUPO 2AIN	GRUPO 3CIN
Grupo 1			
Grupo 2	0.151		
Grupo 3	<0.001***	1.000	
Grupo 4	<0.001***	1.000	1.000

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

En el ensayo combinado, la distancia en el grupo 1(AD) es similar a la del grupo 2 (AIN); pero significativamente inferior a la del 3 (CIN) ($p < 0,001$) y a la del 4 (CD) ($p < 0,001$).

La distancia de los grupos 2(AIN), 3(CIN) y 4(CD) es similar entre sí ($p=1,000$).

Recíprocamente, el ensayo combinado aumenta, como promedio global, la distancia xyz ($p=0,013$); pero su impacto si depende de cada uno de los grupos ($p=0,045$).

Tabla 21. Comparación de la Distancia xyz media final según modo de Ensayo en cada Grupo: resultados de las comparaciones múltiples con prueba de Bonferroni

	P-VALOR
en Grupo 1 AD	0.090
en Grupo 2 AIN	0.482
en Grupo 3 CIN	0.813
en Grupo 4 CD	0.794

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

En el grupo 1 (AD), la distancia con ensayo combinado tiende a ser superior al de sólo estática ($p=0,090$).

En el grupo 2 (AIN), se acepta una distancia similar ($p=0,482$), en el 3 (CIN), se acepta una distancia similar ($p=0,813$) y en el 4 (CD), se acepta una distancia similar ($p=0,794$).

5.3.2 Análisis de la Distancia xyz en cada zona

Se replicará mismo estudio anterior; pero ahora por zonas.

Sintetizar los resultados obtenidos a nivel de punto en términos de la zona en la que se localizan:

- Mesial: puntos 1 a 5 ($n = 76 \times 5 = 380$ puntos)
- Central: punto 6 ($n=76$ puntos)
- Distal: puntos 7 a 9 ($n = 76 \times 3 = 228$ puntos)

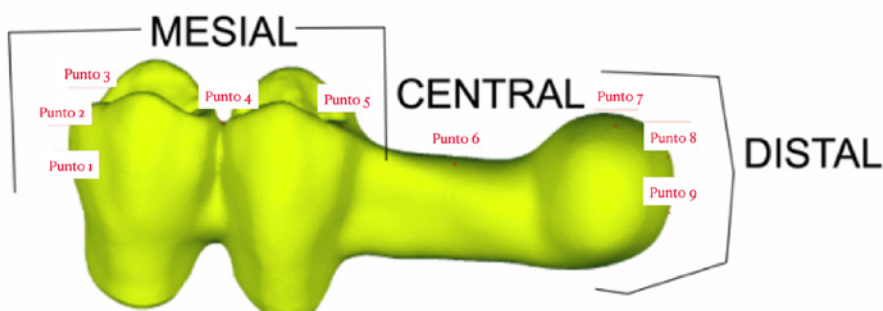


FIGURA 37. Diseño de las diferentes zonas en base a los puntos de superposición.

5.3.2.1 Análisis de la Distancia xyz en cada zona

Zona MESIAL

La primera parte de las mediciones se realizan en la zona mesial que consta de 5 puntos situados en la zona anatómica de las cúspides, parte más alejada del punto de aplicación de la Fuerza. En esta zona mesial, tras los ensayos de carga dinámica los resultados con los test de Kruskal-Wallis no hay diferencias significativas ($p=0,766$).

Ver tabla 22.1 en anexos para descriptiva completa.

Tabla 22. Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Zona MESIAL: resultados del test de Kruskal-Wallis

	P-VALOR
GRUPO	0,766

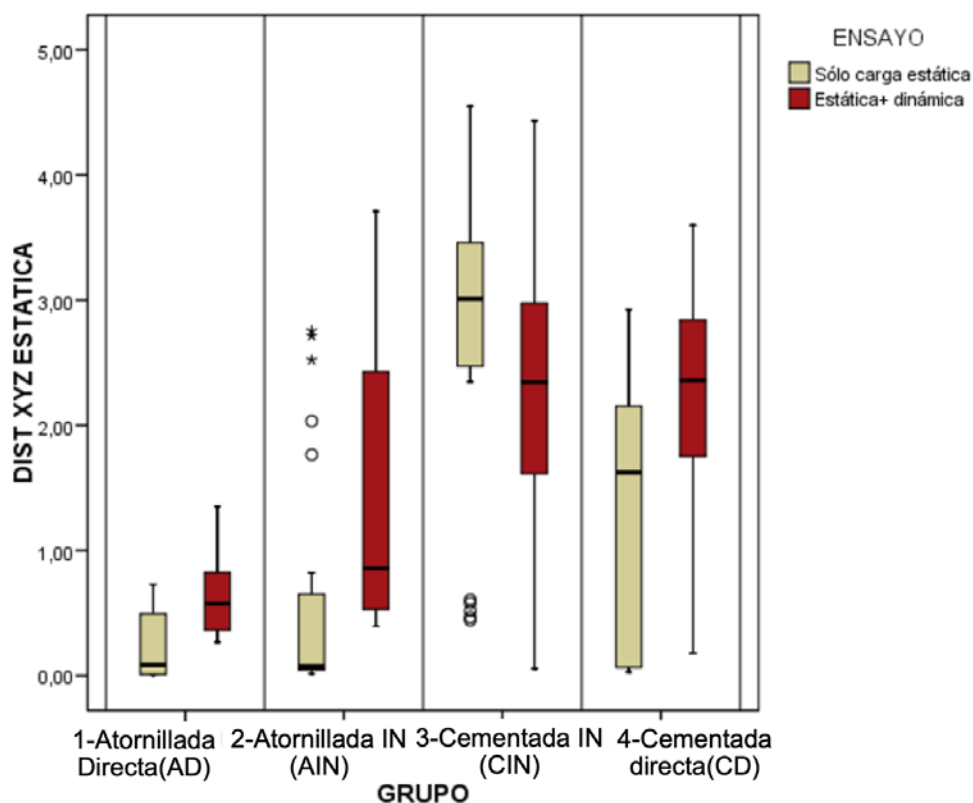
*** $p<0,001$; ** $p<=0,01$; * $p<0,05$;

Quando analizamos la distancia en el ensayo combinado según grupo, la distancia es significativamente distinta según el grupo ($p<0,001$). Además, también es significativamente distinta según el tipo de ensayo ($p<0,001$).

Tabla 23. Comparación de la Distancia xyz final según Grupo y modo de Ensayo en Zona MESIAL: resultados del test de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney

	P-VALOR
GRUPO	<0,001***
ENSAYO	<0,001***

*** $p<0,001$; ** $p<=0,01$; * $p<0,05$;



GRÁFICA 12. Distancia xyz según grupo y modo de ensayo en la zona mesial

Los resultados con los test de Mann-Whitney con la corrección de Bonferroni cuando analizamos la distancia en el ensayo combinado según grupo solo en el test de estática, El grupo 1 (AD) presenta distancia similar al grupo 2 (AIN) ($p=1,000$); pero es significativamente menor al 3 (CIN) ($p<0,001$) y al 4 (CD) ($p<0,001$); en cambio el grupo 2 (AIN) presenta distancia menor al 3(CIN) ($p<0,001$) y menor al 4 (CD) ($p=0,048$) mientras que el grupo 3 (CIN) presenta distancia mayor al 4 (CD) ($p<0,001$).

Tabla 23. Comparación de la Distancia xyz final según Grupo en Ensayo sólo ESTÁTICA en Zona MESIAL: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1AD	GRUPO 2AIN	GRUPO 3CIN
Grupo 1			
Grupo 2	1.000		
Grupo 3	<0.001***	<0.001***	
Grupo 4	<0.001***	0.048*	<0.001***

* $p<0,05$; ** $p<0,01$; *** $p<0,001$

Los resultados obtenidos tras los ensayos estática y dinámica, son que el grupo 1 (AD) presenta distancia significativamente menor al 2(AIN), 3(CIN) y 4(CD) ($p < 0,001$).

El grupo 2 (AIN) presenta distancia menor al 3 (CIN) y al 4(CD) ($p = 0,006$), y el grupo 3 (CIN) presenta distancia similar al 4 (CD) ($p = 1,000$).

Tabla 24. Comparación de la Distancia xyz final según Grupo en Ensayo ESTÁTICA+DINÁMICA en Zona MESIAL: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1AD	GRUPO 2AIN	GRUPO 3CIN
GRUPO 1			
GRUPO 2	<0.001***		
GRUPO 3	<0.001***	0.006**	
GRUPO 4	<0.001***	0.006**	1.000

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

Si analizamos según el modo de ensayo en cada grupo; en el grupo 1(AD), la distancia con ensayo combinado es significativamente superior al de sólo estática ($p < 0,001$) mientras que en el grupo 2 (AIN), sucede lo mismo ($p < 0,001$).

Tabla 25. Comparación de la Distancia xyz final según modo de Ensayo en cada Grupo en Zona MESIAL: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	P-VALOR
en Grupo 1 AD	<0.001***
en Grupo 2 AIN	<0.001***
en Grupo 3 CIN	0.020*
en Grupo 4 CD	<0.001***

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

Por otro lado en el grupo 3(CIN) la distancia con ensayo combinado es significativamente inferior al de sólo estática ($p = 0,020$), en cambio en el grupo 4 (CD), la distancia con ensayo combinado es significativamente superior al de sólo estática ($p < 0,001$).

Zona CENTRAL (Punto 6)

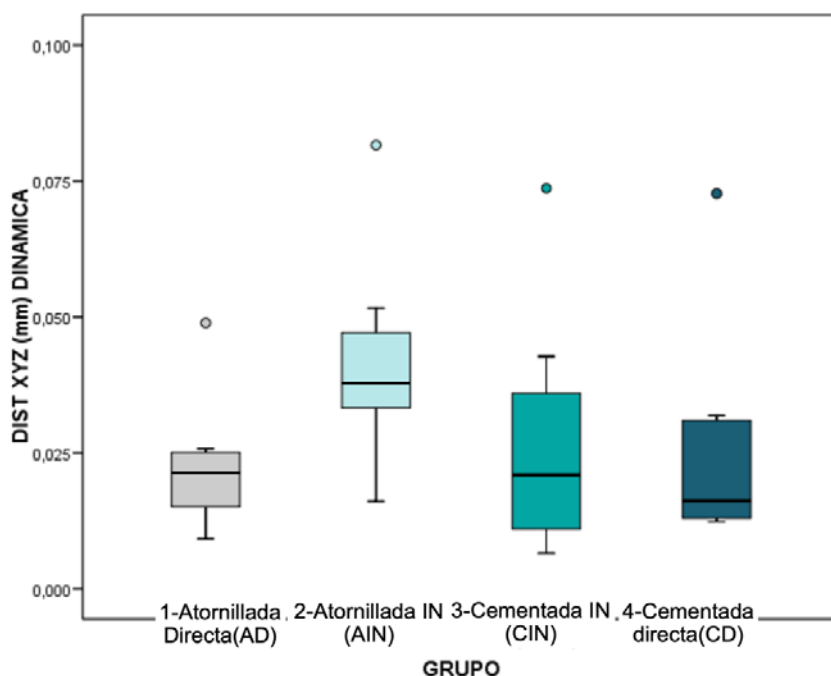
La siguiente zona a analizar es la zona central de la estructura que conecta la parte mesial y distal.

Como podemos observar hay diferencias significativas entre grupos ($p=0,037$). Ver tabla 26.1 en anexos para descriptiva completa.

Tabla 26. Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Zona CENTRAL: resultados del test de Kruskal-Wallis

	P-VALOR
GRUPO	0,037*

*** $p<0,001$; ** $p<=0,01$; * $p<0,05$;



GRÁFICA 13. Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Zona CENTRAL

Tabla 27. Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Zona CENTRAL: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1AD	GRUPO 2AIN	GRUPO 3CIN
Grupo 1			
Grupo 2	0.072		
Grupo 3	1.000	0.198	
Grupo 4	1.000	0.084	1.000

* $p<0,05$; ** $p<0,01$; *** $p<0,001$

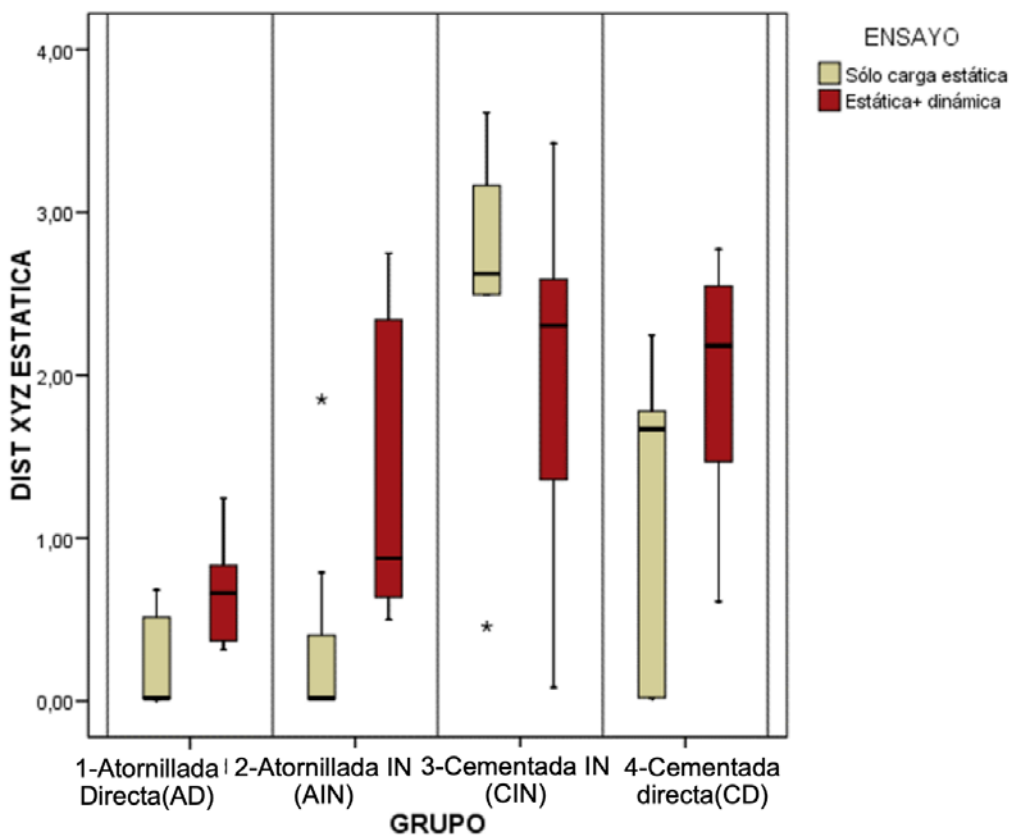
En la tabla podemos observar que con la corrección de Bonferroni aplicada, solo puede hablarse de una fuerte tendencia a la elevación de la distancia en grupo 2 (AIN) frente a grupo 1 (AD) ($p=0,072$) y al grupo 4 (CD) ($p=0,084$).

Si comparamos los datos según los test de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney en la zona central según grupo y modo de ensayo observamos que la distancia es significativamente distinta según el grupo ($p<0,001$). Además, también es significativamente distinta según el tipo de ensayo ($p=0,015$).

Tabla 28. Comparación de la Distancia xyz final según Grupo y modo de Ensayo en Zona CENTRAL: resultados del test de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney

	P-VALOR
GRUPO	<0,001***
ENSAYO	0,015*

*** $p<0,001$; ** $p<=0,01$; * $p<0,05$;



GRÁFICA 14. Distancia xyz según grupo y modo de ensayo en la zona central

En el caso del ensayo de estática según grupo observamos claramente que grupo 3 (CIN) presenta distancia significativamente superior al 1(AD), 2(AIN) y 4 (CD), éstos homogéneos entre sí.

Tabla 29- Comparación de la Distancia xyz final según Grupo en Ensayo sólo ES-TÁTICA en Zona CENTRAL: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1AD	GRUPO 2AIN	GRUPO 3CIN
Grupo 1			
Grupo 2	1.000		
Grupo 3	0.012*	0.012*	
Grupo 4	0.990	0.768	0.042*

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

En cambio en los ensayos combinados, el grupo 1(AD) presenta distancia significativamente menor al 3 (CIN) y 4(CD); pero es similar al grupo 2(AIN). Los grupos 2(AIN), 3(CIN) y 4(CD) pueden aceptarse como similares.

Tabla 30- Comparación de la Distancia xyz final según Grupo en Ensayo ESTÁTICA+DINÁMICA en Zona CENTRAL: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1AD	GRUPO 2AIN	GRUPO 3CIN
Grupo 1			
Grupo 2	0.468		
Grupo 3	0.006**	0.684	
Grupo 4	<0.001***	0.768	1.000

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

Si hablamos sobre el modo de ensayo en cada grupo, en el grupo 1(AD), la distancia con ensayo combinado tiende a ser superior al de sólo estática ($p=0,088$) cómo en el grupo 2 (AIN), sucede lo mismo ($p=0,052$).

Por otro lado en el grupo 3(CIN), no hay diferencias entre tipos de ensayo ($p=0,800$).

Al igual que en el grupo 4(CD), tampoco existen diferencias entre tipos de ensayo ($p=0,180$).

Tabla 31.- Comparación de la Distancia xyz final según modo de Ensayo en cada Grupo en Zona CENTRAL: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	P-VALOR
en Grupo 1 AD	0.088
en Grupo 2 AIN	0.052
en Grupo 3 CIN	0.800
en Grupo 4 CD	0.180

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

Zona DISTAL

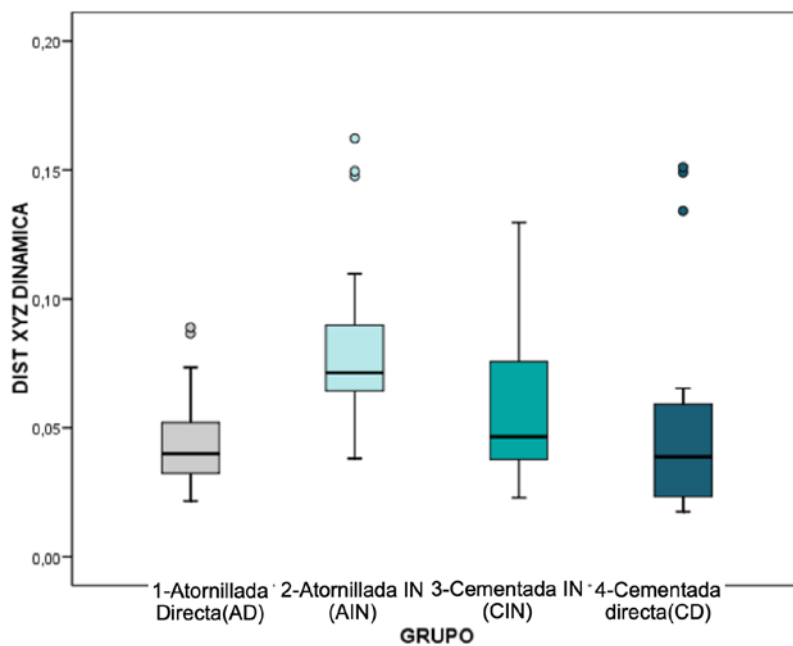
Por último nos queda presentar los resultados de la zona distal que abarca los puntos 7-8 y 9. La zona distal es el punto de aplicación de la fuerza.

En esta zona Hay diferencias significativas entre grupos (p=0,001). Ver tabla 32.1 en anexos para descriptiva completa.

Tabla 32- Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Zona DISTAL: resultados del test de Kruskal-Wallis

GRUPO	P-VALOR
	<0,001***

***p<0,001; **p<=0,01; *p<0,05;



GRÁFICA 15.
Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Zona Distal

Tras los ensayos de dinámica, el grupo 2(AIN) presenta una distancia significativamente superior a cualquiera de los otros 3 grupos, homogéneos entre sí.

Tabla 33. Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Zona DISTAL: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1AD	GRUPO 2AIN	GRUPO 3CIN
Grupo 1			
Grupo 2	<0.001***		
Grupo 3	0.522	0.006**	
Grupo 4	1.000	<0.001***	0.390

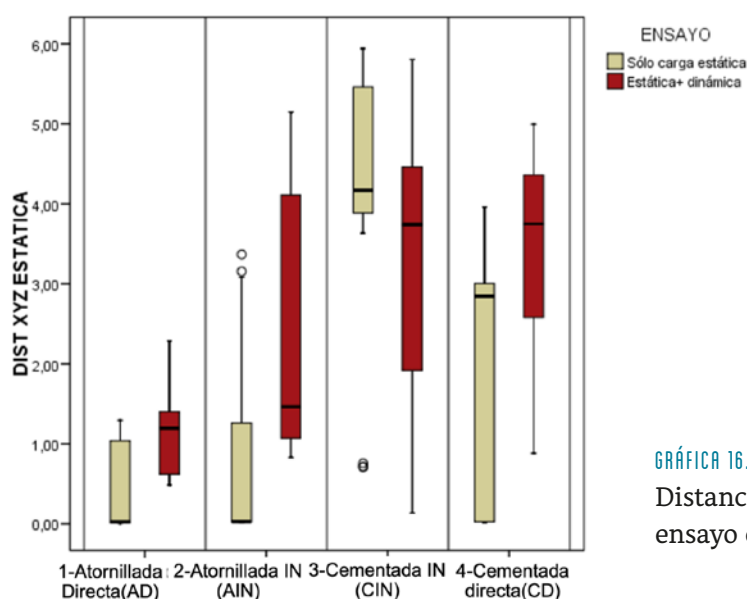
* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

Los resultados obtenidos según grupo y modo de ensayo en la zona distal presentan una distancia significativamente distinta según el grupo ($p < 0,001$). Además, también es significativamente distinta según el tipo de ensayo ($p < 0,001$).

Tabla 34. Comparación de la Distancia xyz final según Grupo y modo de Ensayo en Zona DISTAL: resultados del test de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney

	P-VALOR
GRUPO	<0,001***
ENSAYO	<0,001***

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;



GRÁFICA 16.

Distancia xyz según grupo y modo de ensayo en la zona distal

Cuando comparamos la distancia en el ensayo sólo de estática, los resultados fueron los siguientes; el grupo 3 (CIN) presenta distancia significativamente superior al 1(AD), 2(AIN) y 4(CD) mientras que el grupo 1 (AD) presenta distancia significativamente inferior al 4 (CD).

Tabla 35. Comparación de la Distancia xyz final según Grupo en Ensayo sólo ESTÁTICA en Zona DISTAL: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1AD	GRUPO 2AIN	GRUPO 3CIN
Grupo 1			
Grupo 2	1.000		
Grupo 3	<0.001***	<0.001***	
Grupo 4	0.018*	0.288	<0.001***

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

En cambio cuando comparamos la distancia en el ensayo combinado, el grupo 1 (AD) presenta distancia significativamente menor al 2(AIN), 3(CIN) y 4(CD), homogéneos entre sí, mientras que los grupos 2(AIN), 3(CIN) y 4(CD) pueden aceptarse como similares.

Tabla 36 . Comparación de la Distancia xyz final según Grupo en Ensayo ESTÁTICA+DINÁMICA en Zona DISTAL: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1AD	GRUPO 2AIN	GRUPO 3CIN
Grupo 1			
Grupo 2	0.018*		
Grupo 3	<0.001***	0.114	
Grupo 4	<0.001***	0.120	1.000

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

Finalmente si hablamos sobre el modo de ensayo en cada grupo, en el grupo 1(AD), la distancia con ensayo combinado es significativamente superior al de solo estática (p<0,001), en el grupo 2(AIN), sucede lo mismo (p<0,001).

Por otro lado en el grupo 3(CIN), no hay diferencias entre tipos de ensayo (p=0,200), mientras que en el grupo 4(CD), la distancia con ensayo combinado es significativamente superior al de sólo estática (p<0,001).

Tabla 37- Comparación de la Distancia xyz final según modo de Ensayo en cada Grupo en Zona DISTAL: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	P-VALOR
en Grupo 1 AD	<0.001***
en Grupo 2 AIN	<0.001***
en Grupo 3 CIN	0.200
en Grupo 4 CD	<0.001***

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

Tras todos estos resultados podemos resumir que en cuanto a la distancia tras el ensayo de carga dinámica, no hay diferencias entre grupos para cualquier punto del 1 al 5. Sin embargo, del 6 al 9 sí se detectan diferencias significativas: el grupo 2(AIN) presenta una distancia mayor al grupo 1(AD) y, con fuerte tendencia, respecto al grupo 4(CD). El resultado es consistente con el análisis del apartado dónde se analizan todos los puntos juntos. En aquel modelo (tabla 17 de los anexos) se decía que no había diferencias entre los grupos.

Ahora sabemos que este resultado es un ‘promedio’ entre una serie de puntos (1 a 5) donde no las hay y otra serie (6 a 9) donde hay significatividad (aunque moderada, $0.01 < p < 0.05$).

En cuanto a la distancia final, en todos los puntos se obtienen los mismos resultados:

Hay diferencias significativas entre grupos ya que el grupo 1(AD) siempre tiene menor distancia que el 3(CIN) y el 4(CD) y el grupo 2(AIN) siempre tiene menor que el 3(CIN).

Hay diferencias significativas entre tipos de ensayo. En general, la carga combinada incrementa la distancia.

La interacción se ha explorado descriptivamente y siempre se observa el mismo patrón. La carga dinámica incrementa la distancia respecto a la solo estática en grupos 1(AD), 2(AIN) y 4(CD); pero la tendencia es la contraria en el grupo 3(CIN).

Nuevamente el resultado es consistente con el análisis de todos los puntos juntos. En aquel modelo se decía que había diferencias por grupos, por tipo de ensayo y una interacción significativa, la cual se puede explicar ahora por ese efecto distinto del tipo de ensayo en el grupo 3(CIN) comparado a los otros grupos.

5.3.2.2 Análisis extendido de la Distancia xyz

En los apartados anteriores hemos estudiado el efecto del tipo de conexión y el ensayo sobre la distancia xyz ya sea en cada uno de los puntos como en general. Hemos observado que el tipo de conexión afecta a la distancia xyz tras dinámica en la zona

central y distal (6-7-8-9). También que el tipo de conexión y el tipo de ensayo afectan a la distancia xyz final en todos los puntos. Ahora vamos a profundizar en las diferencias de las mediciones de distancia entre zonas.

Distancia xyz tras el ensayo dinámica

Al obtener el valor medio \pm SD de la distancia en las diferentes zonas:

La impresión descriptiva es que la distancia se minimiza en la zona mesial y un modelo estadístico contrasta la evidencia de estas hipótesis:

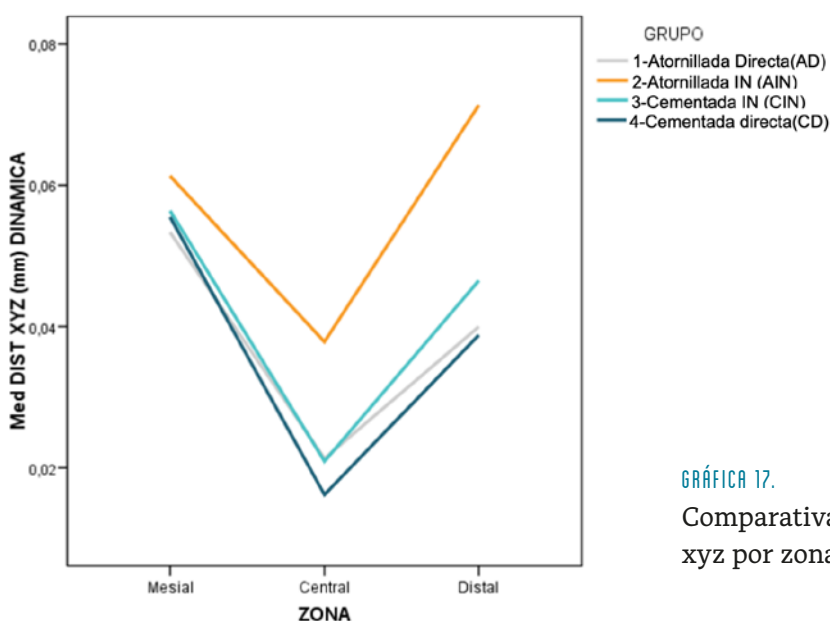
Tabla 38. Comparación de la Distancia xyz media tras ensayo dinámica según Grupo y zona: resultados del test χ^2 de Wald del modelo lineal con EEG

	P-VALOR
GRUPO	0,716
PUNTO	<0,001***
GRUPO x PUNTO	<0,001***

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

El resultado es consistente con todo lo visto. Las diferencias por grupo dependen de la zona que se estudie ($p < 0,001$). Ya sabemos que se hacen más evidentes en las zonas central y distal (puntos 6 a 9).

Además, podemos afirmar que la distancia xyz depende de la zona que se mida, con un 'valle' en la zona de los puntos 4, 5 y 6; pero este 'valle' será más profundo o no según el tipo de conexión ($p < 0,001$).



GRÁFICA 17.
Comparativa distancia xyz por zona y grupo.

Distancia xyz final

En este caso, vemos que la distancia se extrema en la zona distal 7-8-9

Ahora se amplía el modelo anterior atendiendo también al punto de medición:

En un modelo de este tipo el término más importante es el significativo de mayor orden, la interacción triple significativa (grupo x ensayo x zona): la distancia depende del tipo de conexión y esta relación es también específica para cada tipo de ensayo y zona de medición que se estudie.

Es decir, si tras el modelo anterior decíamos que había relación con el grupo y el ensayo y con interacción entre ambas, ahora descubrimos además que todo depende realmente de la zona que se estudie.

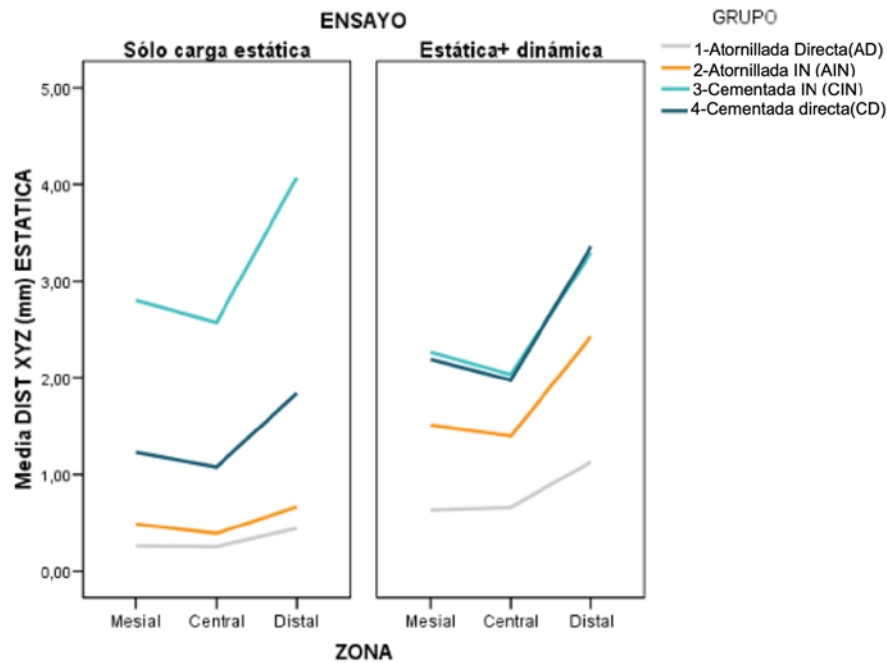
Tabla 39. Comparación de la Distancia xyz media final según Grupo y modo de Ensayo: resultados del test χ^2 de Wald del modelo lineal con EEG

	P-VALOR
GRUPO	<0,001***
ENSAYO	0,006**
ZONA	<0,001***
GRUPO x ENSAYO	0,020*
GRUPO x ZONA	<0,001***
ENSAYO x ZONA	<0,001***
GRUPO x ENSAYO x ZONA	<0,001***

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

Si anteriormente decíamos que había influencia del grupo y del ensayo, siempre en todas las zonas, ahora descubrimos que esa influencia será más fuerte en unas combinaciones grupo-ensayo que en otras.

El siguiente gráfico es una excelente síntesis para entender los resultados:



GRÁFICA 18. Comparativa distancia xyz por zona y tipo de ensayo

5.4 ANÁLISIS MICROSCÓPICO

Por último en nuestra parte de resultados vamos a presentar los datos sobre el análisis microscópico de los diferentes componentes que tenemos en la muestra. Las tablas del anexo entre la 41 a la 44 describen las evaluaciones de los diferentes elementos de las conexiones del implante.

Tornillo

Globalmente, el tornillo presentó doblado en el 90,8% de las muestras, frente al 6,6% con fractura y sólo un 2,6% estaba en buenas condiciones.

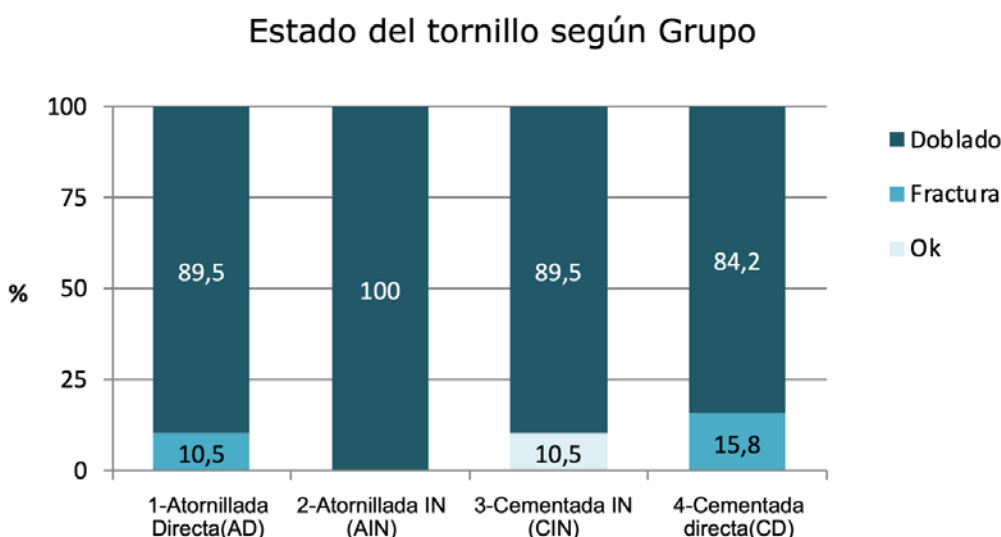
Las tablas 41.1 y 41.2 de los anexos cruzan esta distribución general por grupo y tipo de ensayo.

Tabla 41. Distribución de estado de tornillo según Grupo y modo de Ensayo: resultados del test Chi2

	P-VALOR
GRUPO	0,070
ENSAYO	0,106

***p<0,001; **p<=0,01; *p<0,05;

En la siguiente gráfica observamos que no hay diferencias significativas en el estado del tornillo según modo de ensayo ($p=0,106$). Sin embargo, sí una cierta tendencia en relación al grupo ($p=0,070$). Siendo el grupo 3(CIN) dónde se encuentran los pocos tornillos que se encontraron en buenas condiciones mientras que en el 2 (AIN) todos se encontraron deformados.



GRÁFICA 19. Estado del tornillo según grupo

Pilar

El siguiente elemento a analizar es el pilar; en el grupo 1 (AD) como la estructura va atornillada sin pilar no se obtendrán datos acerca de este grupo, mientras los otros grupos presentan deformación en ambos pilares y descementado del pilar anterior anterior en el 63,2% de las muestras; por otro lado también se observa un descementado del pilar mesial sin deformación en el 5,3% de los casos y el 1,8% de fracturas del pilar.

Las tablas 42.1 y 42.2 de los anexos cruzan esta distribución general por grupo y tipo de ensayo.

Tabla 42. Distribución de estado de pilar según Grupo y modo de Ensayo: resultados del test Chi2

	P-VALOR
GRUPO	<0,001***
ENSAYO	0,075

*** $p<0,001$; ** $p<=0,01$; * $p<0,05$;

El tipo de conexión está asociado significativamente a los daños en el pilar ($p<0,001$).

Tabla 42.1. ESTADO PILAR según GRUPO

	GRUPO							
	TOTAL		2-ATORNILLADA IN(AIN)		3-CEMENTADA IN(CIN)		4-CEMENTADA DIRECTA (CD)	
	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	57	100,0%	19	100,0%	19	100,0%	19	100,0%
Rotura	1	1,8%	1	5,3%	0	,0%	0	,0%
Deformación ambos pilares y descementado del anterior	36	63,2%	3	15,8%	17	89,5%	16	84,2%
Descementado mesial sin deformación	3	5,3%	0	,0%	0	,0%	3	15,8%
Descementado tibase anterior	15	26,3%	15	78,9%	0	,0%	0	,0%
Ok	2	3,5%	0	,0%	2	10,5%	0	,0%

La mayoría de problemas del grupo 2 (AIN) tienen que ver con el descementado de la interfase, mientras que en los grupos 3(CIN) y 4(CD) cementada directa y cementada In lo habitual es la deformación y el descementado del anterior.

También hay una cierta tendencia involucrando el modo de ensayo ($p=0,075$). Según la tabla 42.2 de los anexos, la carga combinada aumenta la deformación con descementado anterior.

Cambios en implante

En más de la mitad de las muestras (53,9%) hubo cambios en ambos implantes mientras que en el 34,2% sólo hubo cambios en alguno de ellos. El restante 11,8% permaneció intacto.

La tabla 43.1 de los anexos cruza esta distribución general por grupo y tipo de ensayo.

Tabla 43. Distribución de cambios en el implante según Grupo y modo de Ensayo: resultados del test Chi2

	P-VALOR
GRUPO	<0,001***
ENSAYO	0,693

*** $p<0,001$; ** $p<=0,01$; * $p<0,05$;

El tipo de conexión está asociado significativamente a las modificaciones en el implante ($p<0,001$) pero no afecta por el modo de ensayo ($p=0,693$).

Gráfica 20 Cambios en el implante según grupo.

Los grupos 3(CIN) y 4(CD) presentan los resultados con mayores daños en ambos implantes de forma generalizada.

En el grupo 2 (AIN) predominan los cambios en el distal, mientras en el grupo 1 (AD) hay una cierta tendencia a los producidos en el mesial.

Probeta

Tras los ensayos la probeta diseñada para nuestra investigación se mantiene en buenas condiciones en el 85,5% de las muestras. El porcentaje restante presentaron algún tipo de rotura (14,5%)

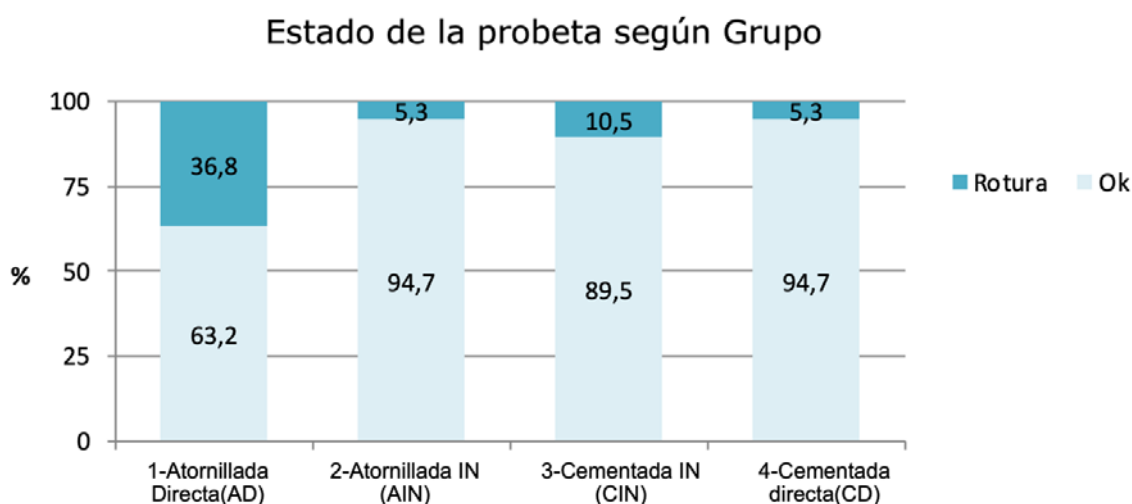
Las tablas 44.1 y 44.2 de los anexos cruzan esta distribución general por grupo y tipo de ensayo.

Tabla 44. Distribución de estado de la probeta según Grupo y modo de Ensayo: resultados del test Chi²

	P-VALOR
GRUPO	<0,001***
ENSAYO	0,771

*** $p < 0,001$; ** $p \leq 0,01$; * $p < 0,05$;

El tipo de conexión está asociado significativamente a los daños en la probeta ($p < 0,001$), siendo el grupo 1(AD) al recibir mayor carga el que presenta mayor número de roturas. No hay relación con el modo de ensayo ($p = 0,771$).



GRÁFICA 21. Cambios en la probeta según grupo.

DISCUSIÓN

6. DISCUSIÓN

En este capítulo de discusión, en primer lugar discutiremos el apartado de material y método; posteriormente, lo haremos con los resultados propiamente dichos y los compararemos con los de otros estudios similares; y en tercer lugar, analizaremos los resultados del método de superposición 3D comparado con otros estudios similares en la literatura.

Para finalizar, intentaremos extraer algunas aplicaciones clínicas que nos puedan servir para seleccionar el tipo de prótesis a elegir y así poder extrapolar nuestros resultados para aplicarlos en el ámbito clínico.

6.1 DISCUSIÓN DEL MATERIAL Y DISEÑO DEL ESTUDIO

6.1.1 Discusión sobre el diseño de los especímenes

Para el diseño de la muestra, seguimos la normativa UNE-EN ISO 14801:2008 para ensayos de fatiga dinámica para implantes dentales endoóseos. Este diseño ha sido empleado en estudios publicados en la literatura como el de Kim et al. y Sailer et al. (122,124,125) aunque no en todos los trabajos publicados utilizan el diseño de la norma ISO como el de Kappel et al (126)

En nuestra investigación diseñamos y confeccionamos una llave de posicionamiento que nos permitió montar todos los especímenes de la misma manera y estandarizar toda las muestras previamente a su colocación en la máquina de carga. Otros estudios publicados utilizan distintos aditamentos y siliconas de posicionamiento que les permiten situar los especímenes pero este tipo de llaves de posicionamiento no eran tan estables sobre la probetas con lo que podía llevar a errores en el montaje (127)

El implante se debe fijar en un dispositivo de anclaje fijo. Si se utiliza un material de estabilización, este debe tener un módulo de elasticidad mayor de 3 gigapascales (GPa); ya que el módulo de elasticidad, el volumen y la forma debería de ser lo más parecido al hueso alveolar del maxilar para así tener un mejor efecto de distribución de las fuerzas.

En nuestro estudio, los implantes fueron embebidos en resina epoxi con un módulo de elasticidad de 3,9 GPa y posicionados de una manera idéntica para todas las muestras mediante la ayuda de la citada llave de posicionamiento. Esta técnica de montar los implantes o los análogos de los implantes en resina epoxi autopolimerizable está extraída de varios estudios *in vitro* ya publicados (50,128).

El método de montaje de la muestra juega un papel importante en el origen de los resultados; Silva relató el efecto del impacto de las fuerzas con dos medios de montaje distintos y encontró que estos, en un medio que simulara el hueso, obtenían

como resultado el desalojo del complejo implante-pilar del bloque de montaje (129). El mismo problema lo tuvo Protopapadaki en un estudio piloto antes de su investigación publicada en 2013 (130). Por ello, los especímenes fueron montados en resina epoxi que nos permitía adaptarnos a la norma ISO 14801, a la vez que evitaría el desalojo del implante.

Siguiendo con las especificaciones de la normativa ISO; la muestra debe simular una pérdida ósea perimplantaria, por lo que se embutió el complejo implante-prótesis de manera que en la muestra había una distancia de $3,0\text{mm} \pm 0,5\text{mm}$ apicalmente desde la plataforma del implante al nivel de la resina, aplicando así la situación del caso más desfavorable.

Es decir, la misma norma nos exige montar los implantes simulando una pérdida ósea crestal de 3 mm, ya que los fallos en los componentes de los implantes se asocian a la reabsorción ósea crestal (113). Según los estudios Khraisat (131) la reabsorción ósea podría aumentar la longitud del brazo de palanca y contribuir a una sobrecarga de flexión del implante debido a que el momento de flexión es el producto del componente de la fuerza lateral y de la longitud del brazo de palanca. En nuestro estudio, todos los especímenes se montaron considerando una pérdida ósea crestal de $3,0\text{mm} \pm 0,5\text{mm}$, al igual que otros estudios publicados (132).

La pérdida ósea es un parámetro que no hemos podido estudiar en nuestro estudio *in vitro* y diferentes autores hablan sobre el efecto que tiene un voladizo sobre la resorción ósea; Lindquist et al. (133) reportaron en su estudio que los implantes anteriores a la extensión tenían más pérdida ósea que los implantes posteriores después de 1 año cuando soportaban un voladizo como parte de una prótesis mandibular fija de arco completo; sin embargo, a los 3 años, no encontraron diferencias entre la reabsorción ósea en la zona anterior y posterior.

Otra dato importante sobre la pérdida ósea es el que tras dos años Ahlqvist y colaboradores observaron; más pérdida ósea a nivel mandibular que a nivel maxilar en casos de arcada completa(134). Por el contrario, Naert (135) no encontró diferencias en la cantidad de reabsorción ósea entre los implantes anteriores y posteriores asociados con voladizo.

En el caso de voladizos unilaterales no se encontró pérdida ósea adicional cuando el voladizo era corto o largo; ni se pudo determinar si existe una relación entre la longitud del voladizo y la pérdida ósea adyacente a los implantes que soportan una restauración fija ni ningún dato que relacione la distancia anteroposterior (AP) con la pérdida ósea.(136)

6.1.2 Discusión sobre la elección del material del estudio

6.1.2.1 Sobre el implante

El diseño de implante elegido para nuestra investigación es un implante de conexión interna que imita la forma y la función del cuello del diente, en pos de la estabilización de los tejidos periimplantarios (137).

El hexágono externo era la configuración más habitual en los sistemas de implantes, pero a lo largo de los años y con los diferentes estudios se observaron problemas como el aflojamiento, la fractura del tornillo del pilar y la remodelación ósea marginal tras la creación del espacio biológico (74)(45). Por ello, se introdujeron sistemas de implantes de conexión interna, es decir, con un contacto más largo con las paredes internas creando un cuerpo rígido, único, que permite la reducción de la amplitud de los movimientos y protege al tornillo distribuyendo las cargas laterales hacia la parte interna de la conexión; dentro de estas conexiones internas tenemos diferentes variantes que dotan a la conexión de mejores propiedades mecánicas que afectarían a biología perimplantaria. (45,138,139)

Acerca de la morfología del cuello transmucoso convergente, estudios recientes han demostrado, que no solo se produce una estabilización, sino que, también producirá una migración coronal de los tejidos blandos y tejidos duros; este proceso es debido, a que gracias al diseño convergente del cuello, este presenta menos diámetro que el propio cuerpo del implante; en el momento de la colocación del implante tras la osteotomía, esta diferencia de diámetros entre el cuerpo del implante y el cuello, hace que quede un *gap* circunferencial alrededor del cuello del implante permita la formación y estabilización de un coágulo sanguíneo (140).

En nuestra investigación a la hora de diseñar el estudio *in vitro* buscamos acercarnos al máximo a la realidad clínica, es por ello, que como uno de nuestros objetivos fue estudiar la resistencia de los distintos componentes del complejo prótesis-implante-aditamento es importante utilizar los mismos materiales que se van a utilizar en la cavidad oral.

En nuestro caso, no utilizamos análogos del implante, sino implantes reales de titanio, al igual que otros estudios (141,142)

La elección de evitar réplicas de aluminio a pesar del incremento de los costes del estudio es para obtener un resultados lo más fidedignos respecto a la realidad clínica.

En la literatura encontramos multitud de trabajos que utilizan análogos de implante (65,143); los análogos se confeccionan para replicar las dimensiones de la cabeza del implante pero están fabricados en aluminio por lo que sus propiedades físicas difieren de las de los implantes, pudiendo afectar al comportamiento del complejo implante-pilar y provocando alteraciones y resultados en cuanto a la resistencia dispares a los resultados con réplicas de titanio.

Por ello, pensamos que la utilización de implantes reales mejora las condiciones del estudio realizado.

El implante utilizado ha sido un implante de 4,25 mm de diámetro, con conexión hexagonal interna. Los implantes de 4,5 mm de diámetro son los más utilizados en los estudios revisados (141,144), está ampliamente demostrado que el diámetro del implante juega un papel importante en la supervivencia respecto a los implantes de plataforma estrecha y regular que poseen mayor riesgo de fallo por fatiga que los sistemas con plataforma ancha (138).

6.1.2.2 Sobre los pilares

Los implantes dentales son diseñados con distintos tipos de conexiones al pilar. Puede estar conectado al implante a través de una conexión externa o interna (56).

En nuestro trabajo, presentamos 4 grupos sobre la misma conexión, pero con 4 apoyos diferentes del pilar protésico. Por un lado tenemos el grupo 1 (AD) atornillado directo dónde la conexión esta fresada y atornillada sobre la plataforma protésica en cromo cobalto; el grupo 2 (AIN) la estructura va cementada sobre la base de titanio que apoya 0.5mm sobre la plataforma y parte del cuello del implante y los grupos con pilares rectos de titanio para los grupos cementados donde el grupo 3 (GIN) la estructura apoya sobre la plataforma y la abraza 0.5mm en el cuello del implante a nivel cervical, y el grupo 4 (CD) donde la estructura apoya en la línea de terminación del pilar. El titanio comercialmente puro ha sido utilizado ampliamente en Odontología como material para los pilares sobre implantes debido a su buena biocompatibilidad y sus propiedades mecánicas (145,146). En nuestro estudio empleamos pilares titanio Grado V que les confiere mejores propiedades mecánicas que el titanio grado II (147)

En el caso de los pilares para prótesis cementada, estos tenían un hexágono interno antirrotacional; con una conexión hexagonal interna más larga que produce un mejor sellado (148) mientras que los grupos atornillados tenían componentes rotacionales.

Las prótesis cementadas siempre se utilizan con componentes antirrotacionales ya que no se puede acceder al tornillo y un aflojamiento sería crítico, además de la imposibilidad de utilizar componentes antirrotacionales en prótesis atornilladas a nivel clínico ya que no es viable atornillar en el mismo eje dos implantes entre sí por lo que en conexiones múltiples atornilladas siempre se utilizan rotacionales. En nuestro modelo maestro al realizar el montaje de muestras se hizo con una metodología anteriormente explicada para obtener un ajuste totalmente pasivo y así minimizamos las tensiones que se puedan producir por los desajustes en las prótesis cómo demostró Arroyo Cruz (149). Una alternativa que se podría realizar en los grupos de prótesis atornillada para dotar de mejor rigidez al complejo implante-prótesis es el uso de un componente rotacional y otro antirrotacional cómo hicieron en su estudio Sitki y colaboradores (150) aunque si comparamos nuestros resultados obtuvimos mejor resultado en el grupo Atornillado directo que tenía componentes rotacionales, a diferencia de los otros 3 grupos, este no llevaba ningún tipo de cemento en la unión pilar-prótesis que nos hace pensar que el punto crítico del complejo es quizá el cemento, ya que cuando se produce la descementación de la prótesis a los pilares o interfases de titanio es cuando empieza a pivotar la estructura. Mientras no se produzca un descementado no hay problema pero se deberían estudiar nuevos cementos que soportaran mejor las cargas y así evitar la descementación que produce posteriormente la deformación de los pilares (151,152); en la mayoría de estudios revisados el cemento de resina es el que obtiene mejores resultados y es el que hemos empleado en nuestro estudio, además los distintos estudios más actuales abogan por no tratar los pilares previamente

al cementado (52) aunque otros autores como Pitta si trata estas bases para obtener mejores uniones pero utiliza estructuras de zircona mientras que en nuestro estudio fueron de cromo cobalto (153), todos estos estudios sobre coronas y puentes son sin extensiones, a diferencia de nuestro estudio donde la necesidad de la resistencia del cemento debe ser máxima. Otro parámetro a evaluar importante es el grosor del cemento y el espacio interno entre pilar y prótesis, nuestro trabajo utilizó un sistema de diseño digital y fabricación sustractiva CAD-CAM que hace que el ajuste sea el máximo y así evitar problemas de descementado como presentan los estudios de Mehl (154) donde observaban que a mayor grosor de cemento mayor debilidad (155).

6.1.2.3 Estructura protésica

La idea original del estudio no fue evaluar la resistencia de la estructura en sí, por eso no se hicieron diferentes diseños de estructuras, ya que el objetivo fue comparar las distintas opciones de conexión entre dicha estructura y los implantes siempre con el mismo diseño de estructura.

El diseño de la estructura se realizó bajo los parámetros del concepto de extensión anteroposterior (AP) que se utiliza a menudo para determinar el voladizo distal. (119)

Se consideró importante la longitud que se extiende desde una restauración soportada por implantes y se calculó su extensión respetando los parámetros de distancia interimplantaria y diseño de las piezas a rehabilitar en este caso dos premolares. (156)

El concepto de utilizar la extensión AP para calcular el tamaño del voladizo fue propuesto por primera vez por English en 1990 (115). Afirmó que se deben aplicar los principios biomecánicos para garantizar un resultado restaurador exitoso cuando un voladizo se sostiene por medio de una prótesis implantosoportada fija. La extensión AP se definió como la distancia entre una línea que conecta la parte distal de los implantes más distales de una prótesis implantosoportada y una línea que pasa por el centro del implante más anterior. English sugirió que la extensión de un voladizo podría ser 1,5 veces la extensión AP en la mandíbula.

A pesar que muchos estudios siguen esa regla y patrón (157-159) surgen preguntas sobre qué evidencia hay de que la propagación de AP puede servir para determinar el tamaño del voladizo y qué otros factores deben tenerse en cuenta para calcular la longitud del voladizo de los implantes que sostienen una prótesis implantosoportada. Este es un tema importante porque si no se planifica adecuadamente la longitud del voladizo y no se proporciona suficiente apoyo para este tipo de rehabilitación, se puede producir tensión en la prótesis, lo que puede provocar el aflojamiento y la rotura del tornillo, la fractura de la prótesis, la fractura del implante y hasta la pérdida del implante.

Por otro lado hay autores como Misch que preconizaban que se podían realizar voladizos hasta 2.5 veces la distancia AP (160), sugirieron que era posible cuando las influencias de la fuerza (por ejemplo, parafunción o relación corona-raíz) son bajas y

la prótesis está bien implantosoportada (es decir, un número adecuado de implantes). Otros aconsejaron que la longitud del voladizo podría ser un tramo de 2 premolares o distancias entre 15 a 20 mm (161,162) siendo estas recomendaciones relativas a la longitud del voladizo basadas más en la experiencia clínica y evaluaciones retrospectivas con respecto a la disminución del número de complicaciones protésicas y no evaluaciones científicas prospectivas para determinar una relación precisa entre la extensión AP y la longitud del voladizo. En nuestro trabajo utilizamos una distancia AP multiplicada por 1,5 veces ya que era una prótesis parcial fija y no un arco completo con mayor número de implantes como en los estudios de Misch.

Las fuerzas de tracción, compresión y cizallamiento aumentan la tensión sobre la prótesis y según nuestros resultados hasta el momento que se produce el fallo del cemento en la carga estática máxima no encontramos problemas en los ensayos de carga dinámica, viendo que el grupo que ofrece mayor resistencia es el que va atornillado directo.

Debemos evaluar críticamente la relación entre la extensión AP y otros factores no menos importantes cómo las diferencias en el tamaño del voladizo en la mandíbula frente al maxilar, el número y la distribución de los implantes colocados, los materiales protésicos y el diseño de la estructura que pueden influir en la longitud del voladizo de un implante (163).

6.2 DISCUSIÓN DEL MÉTODO

6.2.1 Discusión sobre la utilización de fatiga dinámica

Como ya describió Strub, la máquina simuladora de masticación es muy útil para poder estudiar *in vitro* las interfases implante-prótesis con sus pilares y tornillos reproduciendo, de manera lo más real posible, la fuerzas de masticación (164-167)

Son muchos los autores que emplean ensayos que incluyen procedimientos de envejecimiento artificial (carga cíclica) en un intento de reproducir las condiciones a las que están sometidas las restauraciones en el medio oral (estrés mecánico) (122,168); la mayoría de ellos afirma que los estudios *in vitro*, para analizar la resistencia de materiales, deberían incluir necesariamente la utilización de fatiga, ya que puede implicar una disminución en su resistencia a la fractura debido a la degradación por la aplicación repetida de estrés sobre las restauraciones prostodóncicas.

En el simulador de masticación, tanto la velocidad de impacto como la rigidez de la muestra tienen grandes efectos en el exceso de fuerza en relación con la carga estática, es decir, cuanto más rígida es la muestra y mayor es la velocidad de impacto, mayor es la fuerza de exceso en los experimentos. Altas velocidades de impacto implican varios impactos (“rebotes”) en un ciclo de masticación. La influencia de la rigidez de la muestra en las fuerzas de contacto debe tenerse en cuenta en la interpretación de los datos; en nuestro caso al ser una estructura muy rígida, cromo-cobalto fresaado, a pesar que se aplicó una carga vertical de 8 kg (80 Newtons) con un movimiento vertical de 2,5 mm, un movimiento horizontal de 2 mm y una velocidad de 60 mm/s

durante 240.000 ciclos apenas se observaron cambios en los diferentes grupos debido a la resistencia de los diferentes componentes y del cemento de resina como analizamos anteriormente.

Nuestras muestras fueron fatigadas durante la experimentación con una fuerza de 80 newtons cuando las cargas oclusales *in vivo* pueden variar ampliamente; el rango de fuerza oclusal es muy variable entre los sujetos correlacionados con factores específicos como la edad, el sexo, el edentulismo parcial o completo, la presencia de un defecto maxilofacial, la localización del área edéntula y la magnitud de la dimensión vertical; aunque el bruxismo puede parecer que produce una mayor potencia oclusal, no es siempre así, pero en cambio puede tener un mayor tiempo de contacto con los dientes. La fuerza oclusal no se ve claramente afectada por el tipo de restauración dental o material restaurador utilizado ya que la importancia clínica de los cambios en las fuerzas oclusales aún no se ha determinado (169).

Si queremos hacer una aproximación a la situación real en boca, debemos conocer las fuerzas que podemos encontrar en la cavidad oral, tanto en condiciones normales como en parafunción. Para estimar el riesgo de fractura de restauraciones implanto-soportadas con su capacidad de soporte de carga, tal como se determina en un estudio *in vitro*, es importante considerar por separado las fuerzas que se pueden esperar en situaciones clínicas reales. Las cargas medidas durante la masticación y la deglución son de aproximadamente entre 90 y 370 N (170). Distintos autores han publicado valores desde 50 hasta 240 N (171,172). Tanto los pilares como las prótesis deben soportar estas fuerzas para ser caracterizados como exitosos clínicamente. Sin embargo, en la boca, no solo influyen fuerzas verticales; los estudios realizados *in vivo* presentan grandes dificultades a la hora de su discusión, puesto que los resultados hay que interpretarlos teniendo en cuenta fuerzas laterales (13)

Por todo ello, podemos afirmar que no existe ninguna norma en cuanto a las condiciones del ensayo, sobre todo respecto al número de ciclos y la duración de cada uno de ellos cómo la carga aplicada en el estudio (por lo que sería conveniente estandarizar las condiciones para poder comparar los resultados obtenidos entre los distintos trabajos publicados) tampoco existe evidencia científica que demuestre fehacientemente cuál es el efecto de la fatiga dinámica sobre la resistencia a la fractura.

6.2.2 Discusión sobre el ensayo de compresión

Tras el envejecimiento mediante carga dinámica sometimos a las muestras a un ensayo de compresión hasta el fallo. La carga máxima de cada espécimen estuvo determinada por las gráficas de fuerza-desplazamiento que mostraban más claramente el descenso inicial de la fuerza aplicada.

La elección del tipo de ensayo de compresión y el diseño del mismo, en nuestro caso ensayo por compresión, con una máquina Shimadzu AG-X series, está basado en la normativa ISO para el estudio de implantes dentales endoóseos (ISO 14801: 2008);

la discusión se establece respecto a las variables que la norma permite, como diseño, disposición de las muestras y velocidad de avance de cruceta. (122)

La velocidad de cruceta o de avance de la carga se refiere a la velocidad con la que el puntero con la superficie de carga (superficie esférica o plana) desciende hacia la muestra; se trata de un parámetro que debemos programar en las máquinas de carga universal. No existe una velocidad estandarizada para todas las máquinas, por lo que suele programarse dentro de un rango de avance que oscila entre 0.1 mm/min y 5 mm/min. La norma ISO 6872 establece una velocidad ideal entre 0,5 y 1,5 mm/min (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARIZATION, 2008). Lo ideal sería que fuera lo más baja posible, es decir, que el puntero descendiera tan lento como fuese posible, para así asegurarnos que estamos en condiciones estáticas puras (173-175)

En nuestro ensayo por compresión, la velocidad a la que programamos la máquina fue de 0,5 mm/min. Esta velocidad se estableció tras revisar la literatura acerca de esta variable y comprobar que era una velocidad empleada en varios estudios similares (50,144,176).

Tras la revisión bibliográfica realizada, la aplicación de 0.5 mm/min como velocidad de cruceta nos ha permitido conseguir un doble objetivo: lograr condiciones estáticas puras en nuestro ensayo y, debido a que el descenso de la cruceta es suficientemente lento, conseguir detener la experimentación cuando se apreciaban visual, auditiva o gráficamente signos de las primeras fracturas en las muestras.

Para obtener unos resultados estandarizados, la aplicación de la carga se realizó siempre en el mismo punto en la parte de la elipse final del voladizo. Para ello, se utilizó un aditamento con una superficie plana que distribuyera adecuadamente la carga a través de todo el espécimen, lo que reprodujo una con un mayor brazo de palanca.

6.3 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

6.3.1 Discusión de las unidades de medición de los resultados

En nuestro estudio, la unidad utilizada para expresar los resultados ha sido el newton (N). En muchos de los artículos que nos encontramos en la bibliografía, las cifras de resistencia a la fractura están expresadas en MPa. Se trata siempre de trabajos en los que, para el receptor de carga, es fácil detectar el área de superficie con el que ejerce la fuerza del aplicador; son especímenes de gran tamaño, como bloques o probetas (177)

El pascal (Pa) es la unidad de presión del Sistema Internacional de Unidades. Se define como la presión que ejerce una fuerza de 1 N sobre una superficie de 1 metro cuadrado normal a la misma (178,179)

$$1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ J/m}^3 = 1 \text{ kg m}^{-1} \text{ s}^{-2}$$

Debido a la metodología de nuestro trabajo, en el que trabajamos sobre restauraciones tamaño real, a escala 1:1, como las utilizadas en el medio oral, el cálculo del área de contacto del antagonista es de gran dificultad, lo que nos llevaría a sesgar los

datos obtenidos si transformáramos los N en MPa. La utilización de newtons, por ello, como unidad de fuerza en los ensayos de resistencia a la compresión de restauraciones prostodóncicas a escala real, donde los especímenes ensayados tienen forma, geometría de cúspides y fosas que dificulta la obtención exacta de la superficie de contacto, está avalada por la literatura (180,181)

En nuestro estudio, la máquina de carga empleada para la realización del ensayo de compresión, Shimadzu AGX 100 KN®, a través de la aplicación informática Trapezium cuantificaba, representaba y registraba la fuerza a la que se producía el desplazamiento vertical del aditamento de carga, lo que nos facilitaba el registro de los valores de fuerza media hasta la fractura en N.

6.3.2 Discusión de los resultados de carga

En un estudio de resistencia con distintas combinaciones de conexiones de pilares sobre una estructura, como es el nuestro, los resultados finales son el resultado del comportamiento de las distintas partes que forman el espécimen y sobre las que actúa el aplicador plano de carga: el implante, la interfase pilar-implante, la interfase estructura-pilar. La mayor o menor participación de cada una de ellas dependerá de las propiedades elásticas de los distintos materiales por los que está formado el espécimen de manera individual; pero nosotros, con este tipo de estudio, no somos capaces siempre de discernir en qué momento actúa cada uno de los materiales por separado, por lo que valoraremos la resistencia del sistema completo.

La utilización de los parámetros de la norma ISO 14801 y especialmente el parámetro que indica la simulación de una pérdida ósea vertical de 3 mm, muestra una situación que a nivel clínico sería muy desfavorable. La pérdida ósea vertical alrededor de un implante tras su colocación puede llegar a ocurrir, pero afortunadamente, pérdidas óseas de 3 mm raramente se producen. Esta pérdida ósea simulada de 3 mm puede llegar a considerarse excesiva y debido además al tipo de implante que hemos utilizado donde la plataforma queda totalmente fuera del hueso, hace más susceptible a las restauraciones que nosotros hemos estudiado a la aparición de una fractura de manera más prematura.

Por tanto, debemos tener en cuenta, que es posible que los resultados obtenidos en nuestro estudio fueran diferentes y más elevados si los implantes se hubieran embutido a nivel del cuello en lugar de haber simulado esta pérdida ósea.

Respecto a los resultados obtenidos observamos que nuestro grupo 1 Atornillado Directo es el grupo que mayores cargas soporta 663,5 N respecto a los otros tres, muy homogéneos entre sí 428,4 N grupo 2 (AIN); 486,7 N grupo 3 (CIN) y 458,9 N grupo 4 (CD), si comparamos estos datos con los del estudio de Karasan (182) que comparaba un voladizo sobre uno o dos implantes usando una misma estructura y variaba la unión implante-pilar con circonita y titanio, obtuvo unos valores entre 226N y 601N respectivamente donde los datos son similares a nuestro grupo atornillado directo en el caso del grupo titanio; hemos de tener en cuenta que este autor utilizó un vo-

ladizo de 6mm mucho más corto que el nuestro, luego los resultados para el resto de nuestros grupos, podrían ser también comparables ; en el mismo trabajo observamos los resultados mucho más bajos para el grupo de Circona similares a los publicados por Gehrke (183) dónde claramente podemos afirmar que ante situaciones de riesgo biomecánico, los pilares de titanio, como los utilizados en nuestro trabajo, superan a los de zirconio en la carga máxima y será aconsejable utilizar este tipo de pilares en sector anterior dónde las fuerzas son menores. Karasan en su estudio tampoco vio influencia de la carga dinámica sobre sus muestras como en nuestro caso dónde la fatiga no ha significado un cambio en los resultados entre los grupos con fatiga y sin fatiga en ninguno de los 4 grupos.

Cuando analizamos los resultados de la carga en estudios con estructuras sin cantiléver (184,185) observamos que los valores aumentan mucho ya que el voladizo produce unas tensiones en el complejo prótesis pilar que es lo que hace que se produzca el fallo, (Boggan et al, Dittmer et al), en estos casos observamos que la resistencia a la fractura osciló entre 698,6 N y 1955 N valores sensiblemente mayores a los obtenidos en nuestro trabajo.

Interesante el trabajo de Yilmaz dónde si empleo voladizo en sus ensayos pero empleó materiales mucho más flexibles como los HPP (polímeros de alta resistencia), entre ellos el más utilizado el PEEK (polieteretercetona) dónde obtuvo unos resultados altísimos 2610N en comparación con los nuestros. Tenía varios grupos dónde variaba altura del conector y longitud del voladizo, en los casos que utilizaba conectores altos más que anchos y longitudes de voladizo cortas obtuvo los mejores resultados, dato a tener en cuenta para el diseño de las estructuras ya que en nuestro trabajo buscábamos estandarizar las estructuras y todas eran idénticas.

6.3.3 Discusión del análisis por superposición digital

El método de análisis por superposición digital quizá sea la parte más novedosa de este trabajo; el *software* de análisis 3D se desarrolló y se empleó por primera vez en la industria automotriz y de fabricación de estructuras (186).

Como ya hemos explicado en material y método, y posteriormente visto el análisis en la parte de resultados, el poder digitalizar las muestras en los distintos momentos del estudio (inicial, post carga dinámica y estática), nos permite poder manejar una cantidad de información que nos sirve para poder interpretar que está pasando en cada momento, dónde claramente los mayores desplazamientos en todos los grupos han ocurrido en la zona central y distal, puntos 6-7-8-9.

El funcionamiento de este tipo de *softwares* es mediante un algoritmo ICP (punto iterativo más cercano) (187) que tiene 6 pasos principales, (1)selección de algunos puntos en una imagen de rango, (2) hacer coincidir estos puntos con las muestras en las otras mallas, (3) ponderar los pares correspondientes de manera apropiada, (4) rechazar ciertos pares observando cada par individualmente o considerando el conjunto completo de pares, (5) asignar una métrica de error basada en los pares de puntos, y

(6) finalmente ajustar para minimizar la métrica de error; en base a este algoritmo distintos autores como Piedra et al (188,189) han utilizado este tipo de programas cómo análisis comparativo a nivel odontológico.

Dentro de los diferentes softwares comparativos con tecnología 3D hemos elegido el Geomagic[®] (Geomagic Control X, 3D Systems, Rock Hill, SC, USA) debido a que presenta el mayor número de herramientas y utilidades comparándolo con otros programas como GOM Inspect (GOM, Braunschweig, Germany), Cloudcompare (Cloudcompare, Paris, France), y Materialise 3-matic (Materialise, Leuven, Belgium) que son softwares que utilizan el mismo algoritmo (190), en este caso elegido nos permite que a la alineación inicial que nos da una posición aproximada, podamos refinar con la alineación óptima para alinear y estimar la distancia mínima de cada nube de puntos correspondiente de los archivos STL de los modelos de referencia y de post carga.

Podemos afirmar que el método elegido de superposición ha sido utilizado en otras disciplinas odontológicas y validado como método de análisis comparativo 3D (191,192).

Si buscamos alternativas a este método de superposición encontramos en la literatura otros autores cómo Goiato y colaboradores que utilizan la técnica de la fotoelasticidad digital (193), para así poder comparar diferentes grupos en diferentes momentos tras los ensayos de carga, esta técnica consiste en investigar la distribución de tensiones en cuerpos transparentes con la ayuda de una luz polarizada; cuando una luz polarizada pasa a través de un material fotoelástico, induce un fenómeno de interferencia óptica y obtenemos un patrón de franjas. Al estudiar el patrón de franjas, se puede determinar el estado de tensión en el material (194). El análisis fotoelástico proporciona buena información cualitativa sobre la ubicación global y la concentración de tensión. Este método es útil para evaluar el comportamiento biomecánico de los implantes y puede aproximarse a la situación clínica real. Sin embargo, medir los desplazamientos en base a unas franjas de luz polarizada es más complejo si buscamos un análisis cuantitativo.

Para utilizar el análisis fotoelástico, el investigador debe tener suficiente conocimiento sobre cómo se fabricó el modelo (diseño experimental) ya que cualquier mínimo error distorsionaría los resultados.

Otro método analítico ampliamente utilizado en implantología son los elementos finitos (195), es un método no invasivo que, mediante un programa informático, es capaz de recrear y analizar tanto la biomecánica como la forma en que las fuerzas afectan a sistemas biológicos como los implantes dentales. Con este tipo de análisis podemos simular las condiciones deseadas del estudio, no necesitan realizar los test mecánicos *in situ* sin embargo este tipo de estudios al ser totalmente virtuales tiene muchas limitaciones. En nuestro caso debido a la variabilidad de tipos de unión entre los implantes y las prótesis se decidió realizar un estudio *in vitro* con la posterior superposición digital de las diferentes muestras, donde tras analizar minuciosamente la literatura no encontramos ningún estudio que analizara mediante esta sistemática

los ensayos de carga, siendo nuestro trabajo un estudio original en cuanto a esta metodología de análisis de los resultados.

6.4 DISCUSIÓN ESTUDIO DE MICROSCOPIA ÓPTICA

Respecto al estudio de microscopia óptica podemos destacar que ha sido muy homogéneo en todos los grupos. Podemos afirmar que el tornillo es una de las partes que más ha sufrido tras los ensayos ya que la mayoría de ellos se han doblado y algunos incluso fracturado, el grupo 3 (CIN) es el que parece que ha mantenido en mejor estado alguno de los tornillos, probablemente por un descementado prematuro antes de sufrir la carga. Karasan (182) en su estudio no tuvo ningún tipo de fractura de ningún tornillo debido a que tuvo varias fracturas en el grupo de pilar de circona que rompía antes que el tornillo. En nuestros resultados nosotros sí hemos obtenido bastante deformación de los pilares sobre todo en los grupos de prótesis cementada 3 (CIN) y 4 (CD) dónde a diferencia del grupo 2 (AIN) , la longitud del pilar para los grupos de cementada y la longitud de la interfase de titanio es sustancialmente más corta en el caso de la interfase lo que producía menos deformación debido a que no tenía tanto radio de arrastre cuando se aplicaba la carga a nivel de los puntos 7-8-9. Se produjo en la mayoría de los casos un descementado del pilar anterior ya que es dónde se producía la mayor fuerza de tracción.

En el análisis microscópico de los implantes también observamos mucha deformación en ambos, con un componente de mayor aplastamiento en el implante distal debido a que es la zona de mayor compresión. El grupo I (AD) es dónde menos desgaste encontramos debido a que al no haber pilares no se produjo tanta deformación, aquí quizá entra en valor utilizar implantes reales y no réplicas de laboratorio.

Una vez visto la unión implante prótesis hemos de hablar sobre las estructuras en cromo cobalto fresadas las cuales no sufrieron ningún tipo de desgaste ya que las diferentes posiciones y desplazamientos observados tras las superposiciones venían dadas por la deformación de los diferentes componentes prostodoncos no por la deformación de la estructura.

En último lugar cabe destacar un pequeño porcentaje de un 14% dónde la probeta se ha visto dañada y eso pudiera haber modificado algún parámetro de la resistencia al fallo tras la carga en los test de compresión ya que en los test de carga cíclica no se vieron afectadas.

Al final de este capítulo expondremos, de un modo sintetizado, los aspectos que consideramos más relevantes derivados del presente trabajo con el objetivo de extrapolar aspectos predictivos que puedan suponer una ayuda al clínico que decida utilizar con un paciente este tipo de materiales y técnicas

Observamos que claramente el grupo 1 atornillado directo obtiene los mejores resultados probablemente debido a la no dependencia de un cemento, si existiera en el mercado un cemento con mejores propiedades retentivas los valores de los otros grupos mejorarían; si es cierto que se pueden buscar nuevos diseños de interfases y

pilares para mejorar la retención pero por otro lado a mayor retención mayor deformación de los tornillos y posibles problemas de recuperabilidad que quizá es lo que buscamos para nuestros pacientes.

La estructura protésica no ha jugado un papel determinante en el ensayo ya que no ha sufrido modificaciones, otro papel a analizar en próximas investigaciones es buscar otro tipo de materiales que absorban más las cargas y no transmitan tanta tensión a los aditamentos.

Por último, el haber utilizado un implante con una plataforma y un diámetro que no era estrecho, ha hecho que no hayamos tenido ninguna fractura en ninguno de ellos; en próximos estudios clínicos sería interesante valorar el efecto del tipo y tamaño del cuello transmucoso en el de estrés biomecánico.

6.5 DISCUSIÓN DE LAS HIPÓTESIS DE TRABAJO

En este último apartado de la discusión vamos a contestar a las hipótesis planteadas inicialmente previas a los ensayos.

En nuestra investigación la hipótesis H_0 se rechaza ya que el grupo 1 Atornillado directo (AD) muestra los mejores resultados en cuanto a resistencia respecto a los otros grupos.

La segunda hipótesis, H_1 , también se rechaza, ya que el comportamiento mecánico de ambos grupos no presenta diferencias estadísticamente significativas ya que tanto el grupo 2 (AIN) como el 3 (CIN) obtienen resultados similares.

La H_2 también se rechaza en nuestra investigación ya que el grupo 1 atornillado directo ha obtenido los mejores resultados con comportamiento mecánico superior al del grupo 4 cementado directo (CD).


La H_3 es aceptada ya que los problemas mecánicos se encontraron en los aditamentos protésicos y no en la estructura de cromo cobalto fresada.

La H_4 se acepta debido a que todas las estructuras sufrieron un desplazamiento tras analizar la superposición tridimensional en la zona más distal del cantiléver.

La H_5 se rechaza ya que la mayoría de los tornillos sufrieron deformación pero no fractura tanto en mesial como en distal mientras que en la zona de interfase se produjo un descementado.

La H_6 es aceptada ya que todos los daños del complejo implante-prótesis se encontraron en los pilares y tornillos mientras que la estructura protésica se vio inalterada.

Por último, la H_7 ; también se acepta ya que en un 88,2% de los implantes analizados se observaron algún tipo de alteración a nivel de la plataforma.



CONCLUSIONES

7. CONCLUSIONES

Las conclusiones de nuestro trabajo van a ir respondiendo a los diferentes objetivos planteados.

Conclusión general

Los valores de carga mecánica en restauraciones implanto-soportadas con diferentes interfaces prótesis-implante tras un ensayo de carga estática y dinámica, muestran resultados óptimos para la restauración con voladizo posterior del paciente edéntulo parcial.

Conclusiones específicas

1. Los mejores valores medios de carga mecánica los obtuvo el sistema atornillado directo, el segundo fue el sistema cementado In y el tercero fue el cementado directo; el menos resistente fue el atornillado In; estos tres últimos no obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre sí.
 2. En todas las estructuras analizadas digitalmente por superposición 3D, se encontraron desplazamientos en el espacio tras ser sometidas a carga mecánica de compresión; se observaron mayoritariamente en la parte distal del espécimen.
 3. La mayoría de los implantes sometidos al ensayo (88,2%) presentaron alteraciones morfológicas a nivel del cuello convergente transmucoso con algún tipo de deformación en su plataforma protésica.
 4. En el análisis de las complicaciones mecánicas con microscopía óptica del complejo pilar-tornillo observamos:
 - A. El 63,5% de los pilares transepiteliales presentó una alteración morfológica, el 95,7% descementado de alguno de los pilares, un 1,8% de fractura de la conexión del pilar y solo en el 3,5% de los casos no se encontraron complicaciones mecánicas.

Si realizamos un análisis por sistemas: en el atornillado directo no existió ningún tipo de alteración en la plataforma del pilar, en el atornillado In se deformaron el 100% de los pilares, el 89,5% en el cementado In y en el 100% de los casos en el cementado directo.
 - B. El 90,8% de los tornillos de fijación presentó deformación, el 6,6% con fractura total y solo un 2,6% se encontraba en buenas condiciones
-

En el análisis por sistemas observamos en el atornillado directo deformación del tornillo en el 89,5% ,el 100% de los casos en atornillado In, el 89,5% en el cementado In y en el 84,2% en cementado directo. Por otro lado se encontraron fracturas del tornillo solo en el 10,5% de los atornillados directos y en el 15.8% de los cementados directos. Solamente en el cementado In se observó un 10% de tornillos intactos una vez analizadas las muestras.

BIBLIOGRAFÍA

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Fischbach Sabel U. Mosby, Diccionario de odontología. Barcelona: Elsevier España, 2009.
 2. Bravo Pérez M, Almerich Silla J, Canorea Díaz E, Casals Peidró E, Cortés Marticorena F, Expósito Delgado A, et al. Encuesta de Salud Oral en España 2020. Rcoe. 2020;25(4):12–69.
 3. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990;5(3):272–81.
 4. Chappuis V, Engel O, Reyes M, Shahim K, Nolte L-P, Buser D. Ridge Alterations Post-extraction in the Esthetic Zone. J Dent Res. 2013;92(12_suppl):195S-201S.
 5. Misch CE. Contemporat Implant Dentistry. Chicago: Mosby, 2008.
 6. GOPT-8. The Glossary Of Prosthodontic Terms. J Prosthet Dent. 2005;94(1):10–92.
 7. Carl E. Misch. Implantología contemporánea. España: Elsevier, 2009.
 8. E. Jung R, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, S. Thoma D. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. Clin Oral Implants Res. 2012;23:2–21.
 9. Rocuzzo M, Bonino F, Gaudio L, Zwahlen M, Meijer HJA. What is the optimal number of implants for removable reconstructions? A systematic review on implant-supported overdentures. Clin Oral Implants Res. 2012;23:229–37.
 10. Branemark P, Zarb G AT. Prótesis Tejido - integradas: La Oseointegración en la Odontología Clínica. Barcelona: Quintessence, 1999.
 11. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants . 1986;1(1):11–25.
 12. Albrektsson T, Jacobsson M. Bone-metal interface in osseointegration. J Prosthet Dent. 1987;57(5):597–607.
 13. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure. The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. Implant Dent. 2008;17(1):5–15.
-

14. Buser D, Weber H-P, Lang NP. Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Clin Oral Implants Res* . 1990;1(1):33-40.
 15. Parkinson CF. Similarities in resorption patterns of maxillary and mandibular ridges. *J Prosthet Dent* . 1978;39(6):598-602.
 16. Ichida E GLHS. Osseointegration and occlusal rehabilitation. *J Prosthet Dent*. 1990;63(2):247.
 17. Lekholm, U, Zarb G. Patient selection and preparation. Quintessence Publishing Chicago; 1985. 199-209 p.
 18. Cooper LF, Masuda T, Yliheikkilä PK, Felton DA. Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part II. In vitro studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 ;13(2):163-74.
 19. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: A reality. *Periodontol* 2000. 1998;17(1):22-35.
 20. Anitua E. Biological drilling: Implant site preparation in a conservative manner and obtaining autogenous bone grafts. *Int J oral Maxillofac Implants*. 2007;22(1):138-45.
 21. Li J, Jansen JA, Walboomers XF, van den Beucken JJ. Mechanical aspects of dental implants and osseointegration: A narrative review. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;103:103574.
 22. Parr GR. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. *J Prosthet Dent*. 1985;54(4):611-2.
 23. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;20(3):425-31.
 24. Barik A, Chakravorty N. Targeted Drug Delivery from Titanium Implants: A Review of Challenges and Approaches. *Adv Exp Med Bio*. 2020;1251:1-17.
 25. Adell R. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10(6):387-416.
 26. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, et al. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *Biomed Res Int*. 2016;12(3):1-16.
 27. Junker R, Dimakis A, Thoneick M, Jansen JA. Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(s4):185-206.
 28. Knaus J, Schaffarczyk D, Cölfen H. On the Future Design of Bio-Inspired Polyetheretherketone Dental Implants. *Macromol Biosci* . 2020;20(1):1900239.
 29. Ericsson I, Randow K, Glantz P-O -O, Lindhe J, Nilner K. Clinical and radiographical features of submerged and nonsubmerged titanium implants. *Clin Oral Implants Res*. 1994;5(3):185-9.
-

30. Hahn JA. Clinical and Radiographic Evaluation of One-Piece Implants Used for Immediate Function. *J Oral Implantol*. 2007;33(3):152-5.
31. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1992 Nov;68(5):809-12.
32. Esposito M, Ardebili Y, Worthington H V. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane database Syst Rev* . 2014;(7):CD003815.
33. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang H-L. Dental Implant Design and Its Relationship to Long-Term Implant Success. *Implant Dent*. 2003;12(4):306-17.
34. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop*. 1981;52(2):155-70.
35. Jiang X, Yao Y, Tang W, Han D, Zhang L, Zhao K, et al. Design of dental implants at materials level: An overview. *J Biomed Mater Res Part A*. 2020 Aug;108(8):1634-61.
36. Randolph RR. *Misch's Contemporary Implant Dentistry*. Madrid:Elsevier, 2020.
37. Mandracci P, Mussano F, Rivolo P, Carossa S. Surface Treatments and Functional Coatings for Biocompatibility Improvement and Bacterial Adhesion Reduction in Dental Implantology. *Coatings*. 2016;6(1):7.
38. Damiati L, Eales MG, Nobbs AH, Su B, Tsimbouri PM, Salmeron-Sanchez M, et al. Impact of surface topography and coating on osteogenesis and bacterial attachment on titanium implants. *J Tissue Eng*. 2018;9:204173141879069.
39. Brunello G, Elsayed H, Biasetto L. Bioactive Glass and Silicate-Based Ceramic Coatings on Metallic Implants: Open Challenge or Outdated Topic? *Materials (Basel)*. 2019;12(18):29-31.
40. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*. 2007;23(7):844-54.
41. Steinemann SG. Titanium - The material of choice? *Periodontol* 2000. 1998;17(1):7-21.
42. Terheyden H, Lang NP, Bierbaum S, Stadlinger B. Osseointegration - communication of cells. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(10):1127-35.
43. Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL, et al. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res Part A*. 2005;74A(1):49-58.
44. Sesma A, Fern P. *Prostodoncia sobre implantes*. Sao Paulo: Artes medicas Latinoamericana, 2006.

45. Zipprich H, Weigl P, Ratka C, Lange B, Lauer H-C. The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol. *Clin Implant Dent Relat Res* . 2018;20(5):814-23.
 46. Cavallaro J, Greenstein G. Angled Implant Abutments. *J Am Dent Assoc*. 2011;142(2):150-8.
 47. Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment. *Implant Dent*. 1993;2(1):54.
 48. Lima EMCX, Silva WJ da, Moura JS, Faot F, Del Bel Cury AA. Evaluation of surface characteristics of Ti-6Al-4V and Tilite alloys used for implant abutments. *Braz Oral Res*. 2006;20(4):307-11.
 49. Pitta J, Fehmer V, Sailer I, Hicklin SP. Monolithic zirconia multiple-unit implant reconstructions on titanium bonding bases. *Int J Comput Dent*. 2018;21(2):163-71.
 50. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: A comparative in vitro study. *Dent Mater*. 2012;28(12):1215-20.
 51. Pitta J, Hicklin S, Fehmer V, Boldt J, Gierthmuehlen P, Sailer I. Mechanical Stability of Zirconia Meso-abutments Bonded to Titanium Bases Restored with Different Monolithic All-Ceramic Crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(5):1091-7.
 52. Linkevicius T, Caplikas A, Dumbryte I, Linkeviciene L, Svediene O. Retention of zirconia copings over smooth and airborne-particle-abraded titanium bases with different resin cements. *J Prosthet Dent*. 2019;121(6):949-54.
 53. Dudley JE, Richards LC, Abbottf JR. Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. *Aust Dent J*. 2008 ;53(4):332-9.
 54. Güler U, Budak Y, Queiroz JRC, Özcan M. Dislodgement Resistance of Zirconia Copings Cemented onto Zirconia and Titanium Abutments. *Implant Dent*. 2017;26(4):510-5.
 55. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CHF. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci*. 2008;116(3):272-9.
 56. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* . 2012;23(s6):202-16.
 57. Davi LR, Golin AL, Bernardes SR, de Araújo CA, Neves FD. In vitro integrity of implant External Hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Braz Oral Res*. 2008;22(2):125-31.
 58. Vigil de Quiñones Otero C. ¿ Es la conexión externa una opción de tratamiento ? *Cient dent*. 2010;7(3):209-16.
 59. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006;26(1):9-17.
-

60. Baumgarten H, Cocchetto R, Testori T, Meltzer A, Porter S. A new implant design for crestal bone preservation: initial observations and case report. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2005;17(10):735-40.
61. Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(1):115-21.
62. Canullo L, Penarrocha-Oltra D, Soldini C, Mazzocco F, Penarrocha M, Covani U. Microbiological assessment of the implant-abutment interface in different connections: cross-sectional study after 5 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(4):426-34.
63. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R BS. *Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija.* Barcelona: Quintessence, 2006.
64. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics.* Dental Implant Prosthetics. España: Elsevier, 2014.
65. Vigolo P, Mutinelli S, Givani A, Stellini E. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 10-year randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2012;5(4):355-64.
66. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(5):719-28.
67. Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw-and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol.* 2012;38(3):298-307.
68. Laney W. Glossary of Oral and Maxillofacial Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(4):Gi-G200.
69. Brook I. Book review. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2008;46(5):427.
70. Brånemark PI, Svensson B, Van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(4):227-31.
71. Rieder CE. Copings on tooth and implant abutments for superstructure prostheses. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1990;10(6):436-53.
72. Campbell WF, Herman MW. Choosing Between Screw-Retained and Cement-Retained Implant Crowns. *Inclusive Restor Driven Implant Solut.* 2011;2(2):20-6.
73. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol.* 1992;18(3):264-74.
74. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):347-59.
75. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990;64(2):185-94.

76. Hurson S. Practical clinical guidelines to prevent screw loosening. *Int J Dent Symp.* 1995;3(1):22-5.
 77. Huang Y, Wang J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. *J Esthet Restor Dent .* 2019;31(4):338-45.
 78. Goheen KL, Vermilyea SG, Vossoughi J, Agar JR. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(2):149-55.
 79. Gehrke sa, Shibli ja, Aramburú Junior js, Sanchez de val jem, Calvo-girardo jl, Dedavid ba. Effects of different torque levels on the implant-abutment interface in a conical internal connection. *Braz Oral Res.* 2016;30(1):1-7.
 80. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont.* 2006;15(3):164-71.
 81. Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent.* 2009;101(6):359-71.
 82. Rodrigues I, Zanardi P, Sesma N. Effect of Abutment Screw Design and Crown/Implant Ratio on Preload Maintenance of Single-Crown Screw-Retained Implant-Supported Prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34(6):1397-403.
 83. Coppede AR, Faria ACL, de Mattos M da GC, Rodrigues RCS, Shibli JA, Ribeiro RF. Mechanical comparison of experimental conical-head abutment screws with conventional flat-head abutment screws for external-hex and internal tri-channel implant connections: an in vitro evaluation of loosening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(6):e321-9.
 84. Ricciardi Coppedê A, Lapria Faria AC, Chiarello de Mattos M da G, Silveira Rodrigues RC, Shibli JA, Faria Ribeiro R. Mechanical Comparison of Experimental Conical-Head Abutment Screws with Conventional Flat-Head Abutment Screws for External-Hex and Internal Tri-Channel Implant Connections: An In Vitro Evaluation of Loosening Torque. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(6):e321-9.
 85. Dreyer K, Jørgensen. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand.* 1955 Jun;13(1):35-40.
 86. Kaufman EG, Colin L, Schlagel E, Coelho DH. Factors influencing the retention of cemented gold castings: The cementing medium. *J Prosthet Dent.* 1966;16(4):731-9.
 87. Smith BGN. The effect of the surface roughness of prepared dentin on the retention of castings. *J Prosthet Dent.* 1970;23(2):187-98.
 88. Felton DA, Kanoy BE, White JT. The effect of surface roughness of crown preparations on retention of cemented castings. *J Prosthet Dent.* 1987;58(3):292-6.
-

-
89. Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of cemented implant-supported restorations. *J Prosthodont*. 1997;6(3):193-6.
 90. Ekfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(2):179-83.
 91. Covey DA, Kent DK, St Germain HA, Koka S. Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2000;83(3):344-8.
 92. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):843-8.
 93. Ness EM, Nicholls JI, Rubenstein IE, Smith DE. Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1992;5(6):542-9.
 94. Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil*. 1995;22(8):557-64.
 95. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*. 1996;75(3):314-25.
 96. Anitua E. Sistema BIO CAD / CAM : Estructuras mecanizadas. *Dent Dialogue*. 2012;1(1):1-16.
 97. de Araújo GM, de França DGB, Neto JPS, Barbosa GAS. Passivity of conventional and CAD/ CAM fabricated implant frameworks. *Braz Dent J*. 2015;26(3):277-83.
 98. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. 1997 Jan;77(1):28-35.
 99. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. Vol. 201, *Br Dent J*. 2006;201(8):501-507.
 100. Berroeta E, Zabalegui I, Donovan T, Chee W. Dynamic Abutment: A method of redirecting screw access for implant-supported restorations: Technical details and a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2015;113(6):516-9.
 101. Ganddini MR, Tallents RH. Alternative technique for investing abutments for screw-retained implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*. 2004;92(5):504-5.
 102. Mericske-Stern R, Grütter L, Rösch R, Mericske E. Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non-submerged implants. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(4):309-18.
 103. Wittneben J-G, Millen C, Brägger U. Clinical Performance of Screw- Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions—A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 ;29(Supplement):84-98.
-

104. Smyd ES. Mechanics of dental structures: Guide to teaching dental engineering at undergraduate level. *J Prosthet Dent.* 1952;2(5):668-92.
 105. Byars EF SR. *Engineering Mechanics of Deformable Bodies.* New york: Harper and Row,1975.
 106. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants .* 1988;3(2):85-97.
 107. Ewing JE. Re-evaluation of the cantilever principle. *J Prosthet Dent.* 1957;7(1):78-92.
 108. Schweikert ED. Multiple cantilevers: an alternative to dental implants. *Dent Today.* 1994;13(7):38, 40-1.
 109. Henderson D, Blevins WR, Wesley RC, Seward T. The cantilever type of posterior fixed partial dentures: A laboratory study. *J Prosthet Dent.* 1970;24(1):47-67.
 110. Heringlake CB, Goodkind RJ. The effects of a cantilever posterior fixed partial denture on abutment mobility: a clinical study. *Northwest Dent* 1973;52(2):111-5.
 111. Richter E-J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent .* 1989;61(5):602-9.
 112. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1992;10(3):153-201.
 113. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(2):177-86.
 114. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(3):241-7.
 115. English CE. Critical A-P spread. *Implant Soc.* 1990;1(1):2-3.
 116. Sakaguchi R, Powers J. *Craig's Restorative Dental Materials.* Barcelona: Elsevier,2012.
 117. Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant-supported prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(1):70-7.
 118. Lundgren D, Falk H, Laurell L. Influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(4):277-83.
 119. Romanos GE, Gupta B, Eckert SE. Distal cantilevers and implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(5):1131-6.
 120. da Silva E, dos Santos D, Sonogo M, Gomes J, Pellizzer E, Goiato M. Does the Presence of a Cantilever Influence the Survival and Success of Partial Implant-Supported Dental Prostheses? Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33(4):815-23.
-

121. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodonto.* 2002;29(s3):197–212.
122. Marchetti E, Ratta S, Mummolo S, Tecco S, Pecci R, Bedini R, et al. Evaluation of an endosseous oral implant system according to UNI EN ISO 14801 fatigue test protocol. *Implant Dent.* 2014;23(6):665–71.
123. Surovas A. A digital workflow for modeling of custom dental implants. *3D Print Med.* 2019;5(1):9.
124. Kim S, Kim H Il, Brewer JD, Monaco EA. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent.* 2009;101(4):226–30.
125. Sailer I, Asgeirsson AG, Thoma DS, Fehmer V, Aspelund T, Özcan M, et al. Fracture strength of zirconia implant abutments on narrow diameter implants with internal and external implant abutment connections: A study on the titanium resin base concept. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(4):411–23.
126. Kappel S, Rammelsberg P. Effects of Cement, Abutment Surface Pretreatment, and Artificial Aging on the Force Required to Detach Cantilever Fixed Dental Prosthesis from Dental Implants. 2017;30(6):545–53.
127. Kim P, Ivanovski S, Latcham N, Mattheos N. The impact of cantilevers on biological and technical success outcomes of implant-supported fixed partial dentures. A retrospective cohort study. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(2):175–84.
128. Rosentritt M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J Dent.* 2014;42(8):1019–26.
129. Silva NRFA, Nourian P, Coelho PG, Rekow ED, Thompson VP. Impact Fracture Resistance of Two Titanium-Abutment Systems Versus a Single-Piece Ceramic Implant. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011;13(2):168–73.
130. Protopapadaki M, Monaco EA, Kim H-I, Davis EL. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *J Prosthet Dent.* 2013;110(5):389–96.
131. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002;88(6):604–10.
132. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int.* 2006;37(1):19–26.


133. Ekelund J-A, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Brånemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont*. 2003;16(6):602-8.
 134. Ahlqvist J, Borg K, Gunne J, Nilson H, Olsson M, Astrand P. Osseointegrated implants in edentulous jaws: a 2-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(2):155-63.
 135. Naert I, Quirynen M, Steenberghe D van, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: *J Prosthet Dent*. 1992;(6):949-56.
 136. Hälg GA, Schmid J, Hämmerle CHF. Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(10):983-90.
 137. Marchack CB, Yamashita T. Fabrication of a digitally scanned, custom-shaped abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2001;85(2):113-5.
 138. Nicolas-Silvente AI, Velasco-Ortega E, Ortiz-Garcia I, Jimenez-Guerra A, Monsalve-Guil L, Ayuso-Montero R, et al. Influence of connection type and platform diameter on titanium dental implants fatigue: Non-axial loading cyclic test analysis. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(23):1-11.
 139. Canullo L, Pace F, Coelho P, Sciubba E, Vozza 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 y Cir Bucal*. 2011;16(6):e852-6.
 140. Ciurana X, Acedo Á, Vela X, Fortuño A, García J, Nevins M. Arrangement of Peri-implant Connective Tissue Fibers Around Platform-Switching Implants with Conical Abutments and Its Relationship to the Underlying Bone: A Human Histologic Study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2016;
 141. Yilmaz B, Gilbert A, Seidt J, McGlumphy E, Clelland N. Displacement of Implant Abutments Following Initial and Repeated Torqueing. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(5):1011-8.
 142. Agustín-Panadero R, Serra-Pastor B, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, Solá-Ruiz MF. Fracture resistance and the mode of failure produced in metal-free crowns cemented onto zirconia abutments in dental implants. Sarkis-Onofre R, editor. *PLoS One*. 2019;14(8).
 143. Albosefi A, Finkelman M, Zandparsa R. An in Vitro Comparison of Fracture Load of Zirconia Custom Abutments with Internal Connection and Different Angulations and Thickness: Part I. In: *J Prosthodont* .2014;23(4):296-301
 144. Mitsias ME, Silva NRFA, Pines M, Stappert C, Thompson VP. Reliability and fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments. *Int J Prosthodont* 2010;23(1):56-9.
 145. Lindhe J, Berglundh T. The interface between the mucosa and the implant. *Periodontol 2000*. 1998;17(1):47-54.
-

-
146. Linkevičius R, Alkimavicius J, Puišys A, Valantiejiene V, Linkevičius T. Bone changes above and below the implant-abutment junction of subcrestally placed implants after 1 year post-delivery from a RCT. *Clin Oral Implants Res.* 2020;31(S20):19–19.
 147. Hirata R, Bonfante E, Machado L, Tovar N, Coelho P. Mechanical Evaluation of Two Grades of Titanium Used in Implant Dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(4):800–5.
 148. Savignano R, Soltanzadeh P, Suprono MS. Computational Biomechanical Analysis of Engaging and Nonengaging Abutments for Implant Screw-Retained Fixed Dental Prostheses. *J Prosthodont.* 2021;30(7):604–9.
 149. Arroyo-Cruz G, Orozco-Varo A, Domínguez-Cardoso P, Jiménez-Castellanos E. A comparison of the passive fit of a 3-unit implant-supported fixed partial denture fabricated by lost-wax casting, milling soft metal blocks, or direct metal laser sintering: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2021;1–6.
 150. Dogus SM, Kurtz KS, Watanabe I, Griggs JA. Effect of Engaging Abutment Position in Implant-Borne, Screw-Retained Three-Unit Fixed Cantilevered Prostheses. *J Prosthodont.* 2011;20(5):348–54.
 151. Mehl C, Harder S, Steiner M, Vollrath O, Kern M. Influence of cement film thickness on the retention of implant-retained crowns. *J Prosthodont.* 2013;22(8):618–25.
 152. Mehl C, Dent M, Shurouk H, Shadi DMD, Bahra E, Harder S, et al. Retrieval of Cemented Implant-Retained Crowns. 2016;29(1):83–91.
 153. Pitta J, Burkhardt F, Mekki M, Fehmer V, Mojon P, Sailer I. Effect of airborne-particle abrasion of a titanium base abutment on the stability of the bonded interface and retention forces of crowns after artificial aging. *J Prosthet Dent.* 2021;126(2):214–21.
 154. Mehl C, Harder S, Wolfart M, Kern M, Wolfart S. Retrieval of implant-retained crowns following cementation. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(12):1304–11.
 155. Harder S, Kern M. Survival and complications of computer aided-designing and computer-aided manufacturing vs. conventionally fabricated implant-supported reconstructions: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(SUPPL. 4):48–54.
 156. Elian N, Bloom M, Dard M, Cho S-C, Trushkowsky RD, Tarnow D. Effect of interimplant distance (2 and 3 mm) on the height of interimplant bone crest: a histomorphometric evaluation. *J Periodontol.* 2011;82(12):1749–56.
 157. Drago C. Ratios of Cantilever Lengths and Anterior-Posterior Spreads of Definitive Hybrid Full-Arch, Screw-Retained Prostheses: Results of a Clinical Study. *J Prosthodont.* 2018 Jun;27(5):402–8.
 158. Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS. Cantilever and Implant Biomechanics: A Review of the Literature, Part 2. *J Prosthodont.* 1994;3(2):114–8.
-

159. Zurdo J, Romão C, Wennström JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(SUPPL. 4):59-66.
 160. Misch CE, Misch-Dietsh F. *Dental Implant Prosthetics.* Barcelona:Elsevier,2015.
 161. Kott D. Laboratory techniques for the branemark system. *J Dent.* 1992;20(4):230.
 162. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JCG, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent.* 1994;71(1):23-6.
 163. Walter L, Greenstein G. Utility of measuring anterior-posterior spread to determine distal cantilever length off a fixed implant-supported full-arch prosthesis: A review of the literature. *J Am Dent Assoc.* 2020;151(10):790-5.
 164. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations Joerg R. Strub, Thomas Gerds. *Int J Prosthodont* 2003;16:167-71. *J Prosthet Dent.* 2003;90(3):254.
 165. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater.* 2009;25(3):348-52.
 166. Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent.* 2008;36(12):1048-53.
 167. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater .* 2009;25(4):494-9.
 168. Setia G, Yousef H, Ehrenberg D, Luke A, Weiner S. The Effects of Loading on the Preload and Dimensions of the Abutment Screw for a 3-Unit Cantilever-Fixed Prosthesis Design. *Implant Dent.* 2013;22(4):414-21.
 169. Lee SKY, Salinas TJ, Wiens JP. The Effect of Patient Specific Factors on Occlusal Forces Generated: Best Evidence Consensus Statement. *J Prosthodont*]. 2021;30(S1):52-60.
 170. Paphangkorakit J, Kanpittaya K, Pawanja N, Pitiphat W. Effect of chewing rate on meal intake. *Eur J Oral Sci.* 2019;127(1):40-4.
 171. Osborn JW, Mao J. A thin bite-force transducer with three-dimensional capabilities reveals a consistent change in bite-force direction during human jaw-muscle endurance tests. *Arch Oral Biol.* 1993;38(2):139-44.
 172. Waltimo A, Kempainen P, Könönen M. Maximal contraction force and endurance of human jaw-closing muscles in isometric clenching. *Eur J Oral Sci.* 1993;101(6):416-21.
 173. Roman Rodriguez JL. Estudio experimental in vitro de la adhesión entre la cerámica de óxido de circonio y distintos cementos de resinas compuestas. Facultad de Medicina y Odontología Universitat de València; 2010.
-

174. Roig-Vanaclocha A. Estudio in vitro de la resistencia a la fractura tras la fatiga de coronas cementadas sobre pilares de zircona. Facultad de Medicina y Odontología Universitat de València; 2015.
175. Panadero RA. Estudio Comparativo in vitro del comportamiento de las cerámicas de recubrimiento según el núcleo: óxido de circonio y metal. Facultad de Medicina y Odontología Universitat de València; 2012.
176. Joo H-S, Yang H-S, Park S-W, Kim H-S, Yun K-D, Ji M-K, et al. Influence of preparation depths on the fracture load of customized zirconia abutments with titanium insert. *J Adv Prosthodont.* 2015;7(3):183.
177. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;(6):557-62
178. Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater.* 2009;25(11):1419-25.
179. Shemtov-Yona K, Rittel D. Fatigue of dental implants: Facts and fallacies. *Dent J.* 2016;4(2):16.
180. Fahmy NZ, Salah E. An In Vitro Assessment of a Ceramic-Pressed-to-Metal System as an Alternative to Conventional Metal Ceramic Systems. *J Prosthodont.* 2011;20(8):621-7.
181. Brukl CE, Ocampo RR. Compressive strengths of a new foil and porcelain-fused-to-metal crowns. *J Prosthet Dent.* 1987;57(4):404-10.
182. Karasan D, Att W, Sailer I, Canay S. Mechanical Stability of Zirconia Implant Abutments Supporting Cantilevered Fixed Dental Prostheses After Fatigue Loading. *Int J Prosthodont.* 2021;34(5):615-25.
183. Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F. Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(6):920-5
184. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent.* 1999;82(4):436-40.
185. Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J Prosthodont.* 2011;20(7):510-6
186. Pérez L, Diez E, Usamentiaga R, García DF. Industrial robot control and operator training using virtual reality interfaces. *Comput Ind.* 2019;109:114-20.
187. Li P, Wang R, Wang Y, Tao W. Evaluation of the ICP Algorithm in 3D Point Cloud Registration. 2020;8:68030-48.
188. Jeong Y-G, Lee W-S, Lee K-B. Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method. *J Adv Prosthodont.* 2018;10(3):245.

189. Piedra-Cascón W, Methani MM, Quesada-Olmo N, Jiménez-Martínez MJ, Revilla-León M. Scanning accuracy of nondental structured light extraoral scanners compared with that of a dental-specific scanner. *J Prosthet Dent.* 2020; 2021 Jul;126(1):110-114.
 190. Son K, Lee W-S, Lee K-B. Effect of Different Software Programs on the Accuracy of Dental Scanner Using Three-Dimensional Analysis. *Int J Environ Res Public Health.* 2021;18(16):8449.
 191. Chen L, Lin WS, Polido WD, Eckert GJ, Morton D. Accuracy, reproducibility, and dimensional stability of additively manufactured surgical templates. *J Prosthet Dent.* 2019;122(3):309-314.
 192. Ammoun R, Suprono MS, Goodacre CJ, Oyoyo U, Carrico CK, Kattadiyil MT. Influence of Tooth Preparation Design and Scan Angulations on the Accuracy of Two Intraoral Digital Scanners: An in Vitro Study Based on 3-Dimensional Comparisons. *J Prosthodont.* 2020 Mar;29(3):201-206.
 193. Goiato MC, Shibayama R, Filho HG, De Medeiros RA, Pesqueira AA, Dos Santos DM, et al. Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths: Digital photoelasticity. *J Med Eng Technol.* 2016;40(2):35-42.
 194. Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro P do P, Ferraço R, Pellizzer EP. Methods Used for Assessing Stresses in Buccomaxillary Prostheses. *J Craniofac Surg.* 2009 Mar;20(2):561-4.
 195. Geramizadeh M, Katoozian H, Amid R, Kadkhodazadeh M. Three-dimensional optimization and sensitivity analysis of dental implant thread parameters using finite element analysis. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2018;44(2):59.
-



ANEXOS Y TABLAS

9. ANEXOS Y TABLAS

Tabla 3. Ensayo según grupo

	GRUPO									
	TOTAL		ATORNILLADA DIRECTA		ATORNILLADA IN		CEMENTADA IN		CEMENTADA DIRECTA	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	76	100,0%	19	25,0%	19	25,0%	19	25,0%	19	25,0%
Sólo carga estática	28	36,8%	7	9,2%	7	9,2%	7	9,2%	7	9,2%
Estática+ dinámica	48	63,2%	12	15,8%	12	15,8%	12	15,8%	12	15,8%

Tabla 4. Carga máxima (N) hasta fallo según grupo

	GRUPO				
	TOTAL	ATORNILLADA DIRECTA	ATORNILLADA IN	CEMENTADA IN	CEMENTADA DIRECTA
N	76	19	19	19	19
Media	509,4	663,5	428,4	486,7	458,9
Desviación típica	141,8	196,0	63,1	67,8	38,9
Mínimo	245,7	311,2	334,2	245,7	391,1
Máximo	1002,8	1002,8	568,8	566,3	562,7
Percentil 25	442,4	505,4	378,4	460,7	438,6
Mediana	480,5	609,2	435,9	491,7	457,2
Percentil 75	527,8	810,5	480,2	525,0	475,5

Tabla 5. Carga máxima (N) hasta fallo según tipo ensayo

	ENSAYO		
	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
N	76	28	48
Media	509,4	509,5	509,3
Desviación típica	141,8	142,4	142,9
Mínimo	245,7	334,2	245,7
Máximo	1002,8	991,3	1002,8
Percentil 25	442,4	450,0	439,0
Mediana	480,5	478,0	484,4
Percentil 75	527,8	535,2	522,1

T6.- Carga máxima (N) hasta fallo según grupo y tipo ensayo

	GRUPO														
	TOTAL			1-ATORNILLADA DIRECTA AD			2-ATORNILLADA IN AIN			3-CEMENTADA IN CIN			4-CEMENTADA DIRECTA CD		
	ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
	TOTAL	SÓLO ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
N	76	28	48	19	7	12	19	7	12	19	7	12	19	7	12
Media	509,4	509,5	509,3	663,5	681,8	652,8	428,4	404,4	442,4	486,7	484,9	487,7	458,9	466,0	454,2
Desviación típica	141,8	142,4	142,9	196,0	183,1	210,4	63,1	63,3	61,2	67,8	28,0	84,2	38,9	51,0	31,5
Mínimo	245,7	334,2	245,7	311,2	501,6	311,2	334,2	334,2	374,8	245,7	453,5	245,7	391,1	391,1	406,8
Máximo	1003	991,3	1002,8	1003,0	991,3	1002,8	568,8	493,4	568,8	566,3	539,8	566,3	562,7	562,7	513,4
Percentil 25	442,4	450,0	439,0	505,4	530,6	503,5	378,4	336,4	386,0	460,7	460,7	470,8	438,6	445,2	435,0
Mediana	480,5	478,0	484,4	609,2	609,2	593,2	435,9	403,2	438,0	491,7	480,9	506,6	457,2	464,7	446,9
Percentil 75	527,8	535,2	522,1	810,5	810,5	792,9	480,2	457,3	480,5	525,0	491,7	535,6	475,5	476,7	473,2

T13.1.- Desplazamiento máximo (mm) hasta fallo según grupo

	GRUPO				
	TOTAL	ATORNILLADA DIRECTA	ATORNILLADA IN	CEMENTADA IN	CEMENTADA DIRECTA
N	76	19	19	19	19
Media	2,72	1,64	1,90	3,71	3,64
Desviación típica	1,38	,48	1,10	1,33	,95
Mínimo	,68	,68	,96	,82	1,02
Máximo	5,63	2,61	4,07	5,63	4,78
Percentil 25	1,41	1,33	1,21	3,20	3,10
Mediana	2,51	1,50	1,47	3,95	3,73
Percentil 75	4,00	2,18	1,76	4,72	4,60

T14.1.- Desplazamiento máximo (mm) hasta fallo según tipo ensayo

	ENSAYO		
	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA + DINÁMICA
N	76	28	48
Media	2,72	2,70	2,73
Desviación típica	1,38	1,44	1,36
Mínimo	,68	,96	,68
Máximo	5,63	5,63	5,55
Percentil 25	1,41	1,44	1,40
Mediana	2,51	2,39	2,52
Percentil 75	4,00	4,16	3,97

T15.1- Grupo

	N	%
Total	684	100,0%
Atornillada	171	25,0%
Cemento atornillada	171	25,0%
Ajuste bajo	171	25,0%
Ajuste alto	171	25,0%

T15.2- Punto según grupo

	GRUPO									
	TOTAL		ATORNILLADA DIRECTA		ATORNILLADA IN		CEMENTADA IN		CEMENTADA DIRECTA	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	684	100,0%	171	25,0%	171	25,0%	171	25,0%	171	25,0%
1	76	11,1%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%
2	76	11,1%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%
3	76	11,1%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%
4	76	11,1%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%
5	76	11,1%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%
6	76	11,1%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%
7	76	11,1%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%
8	76	11,1%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%
9	76	11,1%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%	19	2,8%

T15.3- ENSAYO según GRUPO

	GRUPO									
	TOTAL		ATORNILLADA DIRECTA		ATORNILLADA IN		CEMENTADA IN		CEMENTADA DIRECTA	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	684	100,0%	171	25,0%	171	25,0%	171	25,0%	171	25,0%
Sólo carga estática	252	36,8%	63	9,2%	63	9,2%	63	9,2%	63	9,2%
Estática+ dinámica	432	63,2%	108	15,8%	108	15,8%	108	15,8%	108	15,8%

T15.4- Distancia xyz (mm) tras ensayo dinámica según grupo

	GRUPO				
	TOTAL	ATORNILLADA DIRECTA	ATORNILLADA IN	CEMENTADA IN	CEMENTADA DIRECTA
N	432	108	108	108	108
Media	,065	,063	,070	,069	,058
Desviación típica	,059	,078	,046	,064	,042
Mínimo	,007	,009	,012	,007	,012
Máximo	,493	,493	,271	,326	,229
Percentil 25	,034	,030	,038	,037	,032
Mediana	,052	,041	,064	,053	,051
Percentil 75	,074	,074	,085	,071	,065

T17.- Distancia xyz (mm) final según grupo y tipo ensayo

	GRUPO														
	TOTAL			ATORNILLADA DIRECTA			ATORNILLADA IN			CEMENTADA IN			CEMENTADA DIRECTA		
	ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
N	684	252	432	171	63	108	171	63	108	171	63	108	171	63	108
Media	1,726	1,367	1,935	,622	,317	,799	1,335	,534	1,803	2,811	3,201	2,583	2,136	1,415	2,556
Desviación típica	1,453	1,565	1,341	,483	,382	,447	1,352	,930	1,344	1,386	1,408	1,326	1,328	1,297	1,159
Mínimo	,004	,004	,058	,004	,004	,269	,008	,008	,395	,058	,442	,058	,013	,013	,181
Máximo	5,942	5,942	5,804	2,284	1,293	2,284	5,148	3,367	5,148	5,942	5,942	5,804	4,994	3,960	4,994
Percentil 25	,495	,036	,707	,297	,012	,488	,109	,025	,648	2,039	2,501	1,662	1,139	,047	1,846
Mediana	1,299	,634	1,752	,541	,080	,667	,822	,054	1,139	2,814	3,250	2,509	2,246	1,671	2,519
Percentil 75	2,817	2,646	2,912	,895	,628	1,113	2,275	,724	2,730	3,752	4,051	3,444	2,999	2,331	3,361

T17.1- Punto 1: distancia xyz (mm) tras dinámica y final según grupo y tipo ensayo

		GRUPO														
		TOTAL			ATORNILLADA DIRECTA			ATORNILLADA IN			CEMENTADA IN			CEMENTADA DIRECTA		
		ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
		TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
DIST XYZ DINÁMICA	N	48	0	48	12	0	12	12	0	12	12	0	12	12	0	12
	Media	,076	.	,076	,069	.	,069	,083	.	,083	,081	.	,081	,071	.	,071
	Desviación típica	,045	.	,045	,034	.	,034	,068	.	,068	,044	.	,044	,024	.	,024
	Mínimo	,014	.	,014	,026	.	,026	,014	.	,014	,053	.	,053	,037	.	,037
	Máximo	,271	.	,271	,152	.	,152	,271	.	,271	,216	.	,216	,128	.	,128
	Percentil 25	,055	.	,055	,039	.	,039	,040	.	,040	,061	.	,061	,056	.	,056
	Mediana	,070	.	,070	,075	.	,075	,073	.	,073	,068	.	,068	,064	.	,064
	Percentil 75	,084	.	,084	,083	.	,083	,104	.	,104	,081	.	,081	,080	.	,080
DIST XYZ DINÁMICA	N	76	28	48	19	7	12	19	7	12	19	7	12	19	7	12
	Media	1,500	1,197	1,677	,507	,272	,644	1,185	,517	1,575	2,421	2,728	2,242	1,888	1,273	2,247
	Desviación típica	1,200	1,309	1,108	,345	,286	,308	1,204	,918	1,210	1,037	1,104	1,000	1,076	1,137	,899
	Mínimo	,007	,007	,086	,007	,007	,297	,045	,045	,457	,086	,517	,086	,067	,067	,181
	Máximo	3,823	3,823	3,752	1,199	,656	1,199	3,367	2,524	3,367	3,823	3,823	3,752	3,197	2,594	3,197
	Percentil 25	,447	,076	,606	,297	,012	,391	,113	,062	,544	1,763	2,527	1,541	1,040	,072	1,872
	Mediana	1,170	,559	1,475	,447	,090	,601	,627	,078	,885	2,667	2,724	2,409	2,114	1,936	2,509
	Percentil 75	2,595	2,525	2,732	,656	,602	,840	2,524	,724	2,837	3,089	3,752	2,848	2,597	2,073	2,918

T17.2- Punto 2: distancia xyz (mm) tras dinámica y final según grupo y tipo ensayo

		GRUPO														
		TOTAL			ATORNILLADA DIRECTA			ATORNILLADA IN			CEMENTADA IN			CEMENTADA DIRECTA		
		ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
		TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
DIST XYZ DINAMICA	N	48	0	48	12	0	12	12	0	12	12	0	12	12	0	12
	Media	,078	.	,078	,071	.	,071	,085	.	,085	,084	.	,084	,071	.	,071
	Desviación típica	,045	.	,045	,032	.	,032	,065	.	,065	,051	.	,051	,024	.	,024
	Mínimo	,023	.	,023	,026	.	,026	,023	.	,023	,055	.	,055	,034	.	,034
	Máximo	,266	.	,266	,146	.	,146	,266	.	,266	,243	.	,243	,125	.	,125
	Percentil 25	,056	.	,056	,043	.	,043	,045	.	,045	,061	.	,061	,055	.	,055
	Mediana	,070	.	,070	,077	.	,077	,071	.	,071	,069	.	,069	,065	.	,065
	Percentil 75	,085	.	,085	,085	.	,085	,104	.	,104	,080	.	,080	,083	.	,083
DIST XYZ ESTATICA	N	76	28	48	19	7	12	19	7	12	19	7	12	19	7	12
	Media	1,676	1,339	1,873	,565	,298	,721	1,312	,564	1,748	2,728	3,082	2,521	2,101	1,412	2,503
	Desviación típica	1,344	1,476	1,235	,388	,323	,343	1,324	1,006	1,324	1,178	1,248	1,138	1,198	1,269	,995
	Mínimo	,007	,007	,087	,007	,007	,338	,043	,043	,525	,087	,580	,087	,067	,067	,256
	Máximo	4,322	4,322	4,231	1,352	,726	1,352	3,709	2,756	3,709	4,322	4,322	4,231	3,558	2,887	3,558
	Percentil 25	,510	,077	,678	,338	,009	,434	,114	,061	,624	1,963	2,857	1,701	1,137	,071	2,065
	Mediana	1,311	,629	1,611	,545	,086	,655	,706	,078	,992	3,011	3,082	2,726	2,345	2,154	2,801
	Percentil 75	2,888	2,806	3,051	,726	,677	,939	2,756	,822	3,128	3,490	4,231	3,214	2,888	2,305	3,250

T173- Punto 3: distancia xyz (mm) tras dinámica y final según grupo y tipo ensayo

		GRUPO														
		TOTAL			ATORNILLADA DIRECTA			ATORNILLADA IN			CEMENTADA IN			CEMENTADA DIRECTA		
		ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
		TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
DIST XYZ DINAMICA	N	48	0	48	12	0	12	12	0	12	12	0	12	12	0	12
	Media	,075	.	,075	,066	.	,066	,081	.	,081	,082	.	,082	,069	.	,069
	Desviación típica	,044	.	,044	,027	.	,027	,060	.	,060	,056	.	,056	,022	.	,022
	Mínimo	,024	.	,024	,024	.	,024	,027	.	,027	,053	.	,053	,036	.	,036
	Máximo	,259	.	,259	,120	.	,120	,251	.	,251	,259	.	,259	,120	.	,120
	Percentil 25	,053	.	,053	,043	.	,043	,045	.	,045	,059	.	,059	,053	.	,053
	Mediana	,066	.	,066	,074	.	,074	,066	.	,066	,067	.	,067	,063	.	,063
	Percentil 75	,082	.	,082	,082	.	,082	,098	.	,098	,076	.	,076	,082	.	,082
DIST XYZ ESTATICA	N	76	28	48	19	7	12	19	7	12	19	7	12	19	7	12
	Media	1,711	1,379	1,904	,558	,292	,713	1,296	,556	1,728	2,860	3,242	2,637	2,128	1,427	2,537
	Desviación típica	1,387	1,540	1,267	,385	,318	,340	1,304	,993	1,301	1,241	1,310	1,199	1,212	1,287	1,003
	Mínimo	,007	,007	,081	,007	,007	,339	,040	,040	,523	,081	,608	,081	,065	,065	,294
	Máximo	4,548	4,548	4,433	1,340	,709	1,340	3,652	2,716	3,652	4,548	4,548	4,433	3,600	2,925	3,600
	Percentil 25	,507	,073	,671	,339	,008	,430	,109	,058	,624	2,084	3,022	1,774	1,139	,068	2,080
	Mediana	1,304	,639	1,628	,562	,080	,631	,701	,075	,985	3,162	3,250	2,864	2,370	2,179	2,838
	Percentil 75	2,946	2,821	3,080	,709	,670	,928	2,716	,822	3,085	3,668	4,433	3,354	2,925	2,331	3,293

T17.4- Punto 4: distancia xyz (mm) tras dinámica y final según grupo y tipo ensayo

		GRUPO														
		TOTAL			ATORNILLADA DIRECTA			ATORNILLADA IN			CEMENTADA IN			CEMENTADA DIRECTA		
		ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
		TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
DIST XYZ DINAMICA	N	48	0	48	12	0	12	12	0	12	12	0	12	12	0	12
	Media	,053	.	,053	,044	.	,044	,058	.	,058	,059	.	,059	,050	.	,050
	Desviación típica	,035	.	,035	,016	.	,016	,042	.	,042	,054	.	,054	,015	.	,015
	Mínimo	,017	.	,017	,017	.	,017	,027	.	,027	,032	.	,032	,036	.	,036
	Máximo	,229	.	,229	,062	.	,062	,183	.	,183	,229	.	,229	,085	.	,085
	Percentil 25	,038	.	,038	,030	.	,030	,034	.	,034	,040	.	,040	,038	.	,038
	Mediana	,047	.	,047	,053	.	,053	,047	.	,047	,044	.	,044	,048	.	,048
	Percentil 75	,055	.	,055	,056	.	,056	,065	.	,065	,050	.	,050	,057	.	,057
DIST XYZ ESTATICA	N	76	28	48	19	7	12	19	7	12	19	7	12	19	7	12
	Media	1,283	1,046	1,421	,414	,211	,533	,967	,419	1,287	2,191	2,515	2,002	1,561	1,040	1,865
	Desviación típica	1,044	1,182	,939	,287	,229	,255	,960	,745	,950	,952	1,004	,909	,880	,940	,716
	Mínimo	,006	,006	,058	,006	,006	,269	,029	,029	,395	,058	,467	,058	,047	,047	,337
	Máximo	3,531	3,531	3,360	,993	,494	,993	2,667	2,034	2,667	3,531	3,531	3,360	2,598	2,150	2,598
	Percentil 25	,364	,053	,495	,269	,006	,321	,078	,044	,479	1,832	2,425	1,440	,799	,051	1,492
	Mediana	,990	,480	1,158	,364	,059	,492	,528	,054	,747	2,363	2,551	2,185	1,718	1,574	2,092
	Percentil 75	2,230	2,092	2,304	,495	,493	,681	2,034	,640	2,280	2,823	3,360	2,441	2,150	1,698	2,409

T17.5- Punto 5: distancia xyz (mm) tras dinámica y final según grupo y tipo ensayo

		GRUPO														
		TOTAL			ATORNILLADA DIRECTA			ATORNILLADA IN			CEMENTADA IN			CEMENTADA DIRECTA		
		ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
		TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
DIST XYZ DINAMICA	N	48	0	48	12	0	12	12	0	12	12	0	12	12	0	12
	Media	,042	.	,042	,039	.	,039	,042	.	,042	,046	.	,046	,040	.	,040
	Desviación típica	,038	.	,038	,038	.	,038	,026	.	,026	,059	.	,059	,025	.	,025
	Mínimo	,012	.	,012	,014	.	,014	,012	.	,012	,016	.	,016	,021	.	,021
	Máximo	,231	.	,231	,158	.	,158	,111	.	,111	,231	.	,231	,111	.	,111
	Percentil 25	,025	.	,025	,023	.	,023	,031	.	,031	,025	.	,025	,025	.	,025
	Mediana	,031	.	,031	,030	.	,030	,034	.	,034	,028	.	,028	,031	.	,031
	Percentil 75	,041	.	,041	,037	.	,037	,046	.	,046	,036	.	,036	,044	.	,044
DIST XYZ ESTATICA	N	76	28	48	19	7	12	19	7	12	19	7	12	19	7	12
	Media	1,232	1,002	1,366	,416	,207	,538	,901	,370	1,210	2,111	2,442	1,918	1,501	,990	1,799
	Desviación típica	,995	1,144	,883	,290	,239	,250	,860	,659	,830	,935	,973	,896	,849	,909	,681
	Mínimo	,005	,005	,063	,005	,005	,282	,018	,018	,400	,063	,442	,063	,030	,030	,478
	Máximo	3,428	3,428	3,225	1,006	,516	1,006	2,413	1,765	2,413	3,428	3,428	3,225	2,497	2,062	2,497
	Percentil 25	,400	,034	,521	,282	,006	,319	,046	,030	,521	1,821	2,349	1,373	,702	,036	1,374
	Mediana	,935	,473	1,064	,399	,036	,479	,523	,033	,740	2,272	2,495	2,134	1,626	1,510	2,033
	Percentil 75	2,118	1,914	2,169	,605	,504	,670	1,869	,662	2,075	2,739	3,225	2,346	2,109	1,624	2,321

T17.6- Punto 6: distancia xyz (mm) tras dinámica y final según grupo y tipo ensayo

		GRUPO														
		TOTAL			ATORNILLADA DIRECTA			ATORNILLADA IN			CEMENTADA IN			CEMENTADA DIRECTA		
		ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
		TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
DIST XYZ DINAMICA	N	48	0	48	12	0	12	12	0	12	12	0	12	12	0	12
	Media	,040	.	,040	,042	.	,042	,041	.	,041	,042	.	,042	,034	.	,034
	Desviación típica	,051	.	,051	,072	.	,072	,016	.	,016	,064	.	,064	,040	.	,040
	Mínimo	,007	.	,007	,009	.	,009	,016	.	,016	,007	.	,007	,012	.	,012
	Máximo	,267	.	,267	,267	.	,267	,082	.	,082	,236	.	,236	,149	.	,149
	Percentil 25	,014	.	,014	,015	.	,015	,033	.	,033	,011	.	,011	,013	.	,013
	Mediana	,025	.	,025	,021	.	,021	,038	.	,038	,021	.	,021	,016	.	,016
	Percentil 75	,041	.	,041	,025	.	,025	,047	.	,047	,036	.	,036	,031	.	,031
DIST XYZ ESTATICA	N	76	28	48	19	7	12	19	7	12	19	7	12	19	7	12
	Media	1,352	1,072	1,515	,508	,251	,658	1,024	,387	1,395	2,233	2,574	2,034	1,644	1,077	1,975
	Desviación típica	1,064	1,215	,941	,357	,310	,299	,963	,708	,914	1,005	1,033	,976	,937	1,005	,749
	Mínimo	,004	,004	,085	,004	,004	,316	,008	,008	,500	,085	,457	,085	,016	,016	,610
	Máximo	3,612	3,612	3,425	1,246	,682	1,246	2,750	1,852	2,750	3,612	3,612	3,425	2,773	2,246	2,773
	Percentil 25	,478	,017	,648	,316	,008	,370	,017	,013	,639	1,814	2,494	1,359	,733	,017	1,472
	Mediana	,974	,542	1,208	,503	,018	,664	,649	,017	,876	2,501	2,626	2,305	1,781	1,671	2,182
	Percentil 75	2,349	2,049	2,389	,719	,628	,833	2,025	,790	2,340	2,902	3,425	2,590	2,373	1,781	2,548

T17.7- Punto 7: distancia xyz (mm) tras dinámica y final según grupo y tipo ensayo

		GRUPO														
		TOTAL			ATORNILLADA DIRECTA			ATORNILLADA IN			CEMENTADA IN			CEMENTADA DIRECTA		
		ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
		TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
DIST XYZ DINAMICA	N	48	0	48	12	0	12	12	0	12	12	0	12	12	0	12
	Media	,068	.	,068	,070	.	,070	,073	.	,073	,072	.	,072	,058	.	,058
	Desviación típica	,075	.	,075	,115	.	,115	,029	.	,029	,081	.	,081	,059	.	,059
	Mínimo	,019	.	,019	,022	.	,022	,039	.	,039	,023	.	,023	,019	.	,019
	Máximo	,434	.	,434	,434	.	,434	,150	.	,150	,317	.	,317	,214	.	,214
	Percentil 25	,033	.	,033	,030	.	,030	,057	.	,057	,036	.	,036	,023	.	,023
	Mediana	,042	.	,042	,036	.	,036	,067	.	,067	,042	.	,042	,037	.	,037
	Percentil 75	,069	.	,069	,044	.	,044	,080	.	,080	,064	.	,064	,061	.	,061
DIST XYZ ESTATICA	N	76	28	48	19	7	12	19	7	12	19	7	12	19	7	12
	Media	2,196	1,715	2,476	,829	,416	1,070	1,697	,637	2,316	3,520	4,010	3,234	2,737	1,797	3,285
	Desviación típica	1,723	1,923	1,548	,589	,524	,496	1,622	1,173	1,557	1,594	1,631	1,569	1,568	1,687	1,258
	Mínimo	,006	,006	,137	,006	,006	,486	,016	,016	,830	,137	,717	,137	,013	,013	,881
	Máximo	5,622	5,622	5,467	2,065	1,158	2,065	4,663	3,084	4,663	5,622	5,622	5,467	4,683	3,728	4,683
	Percentil 25	,773	,022	1,070	,486	,012	,593	,027	,022	1,050	2,404	3,712	1,940	1,291	,021	2,511
	Mediana	1,564	,878	2,053	,848	,017	1,122	1,068	,027	1,406	3,936	4,051	3,655	2,985	2,820	3,675
	Percentil 75	3,812	3,398	4,001	1,187	1,038	1,336	3,141	1,260	3,925	4,507	5,467	4,309	3,941	2,985	4,252

T17.8- Punto 8: distancia xyz (mm) tras dinámica y final según grupo y tipo ensayo

		GRUPO														
		TOTAL			ATORNILLADA DIRECTA			ATORNILLADA IN			CEMENTADA IN			CEMENTADA DIRECTA		
		ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
		TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
DIST XYZ DINAMICA	N	48	0	48	12	0	12	12	0	12	12	0	12	12	0	12
	Media	,077	.	,077	,082	.	,082	,083	.	,083	,079	.	,079	,064	.	,064
	Desviación típica	,082	.	,082	,130	.	,130	,031	.	,031	,082	.	,082	,063	.	,063
	Mínimo	,019	.	,019	,025	.	,025	,040	.	,040	,032	.	,032	,019	.	,019
	Máximo	,493	.	,493	,493	.	,493	,162	.	,162	,326	.	,326	,229	.	,229
	Percentil 25	,040	.	,040	,036	.	,036	,066	.	,066	,041	.	,041	,027	.	,027
	Mediana	,051	.	,051	,044	.	,044	,076	.	,076	,050	.	,050	,041	.	,041
	Percentil 75	,077	.	,077	,053	.	,053	,096	.	,096	,074	.	,074	,063	.	,063
DIST XYZ ESTATICA	N	76	28	48	19	7	12	19	7	12	19	7	12	19	7	12
	Media	2,356	1,828	2,664	,918	,463	1,184	1,866	,697	2,548	3,728	4,237	3,431	2,911	1,913	3,494
	Desviación típica	1,833	2,034	1,650	,651	,582	,548	1,785	1,281	1,716	1,694	1,730	1,675	1,667	1,792	1,337
	Mínimo	,009	,009	,151	,009	,009	,531	,020	,020	,920	,151	,756	,151	,018	,018	,940
	Máximo	5,942	5,942	5,804	2,284	1,293	2,284	5,148	3,367	5,148	5,942	5,942	5,804	4,994	3,960	4,994
	Percentil 25	,838	,024	1,184	,531	,010	,654	,040	,022	1,155	2,454	3,886	2,008	1,379	,028	2,675
	Mediana	1,708	,953	2,230	,937	,023	1,275	1,183	,026	1,543	4,170	4,268	3,881	3,176	3,006	3,917
	Percentil 75	4,140	3,626	4,304	1,302	1,150	1,477	3,388	1,381	4,319	4,765	5,804	4,596	4,196	3,176	4,520

T17.9- Punto 9: distancia xyz (mm) tras dinámica y final según grupo y tipo ensayo

		GRUPO														
		TOTAL			ATORNILLADA DIRECTA			ATORNILLADA IN			CEMENTADA IN			CEMENTADA DIRECTA		
		ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
		TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
DIST XYZ DINAMICA	N	48	0	48	12	0	12	12	0	12	12	0	12	12	0	12
	Media	,075	.	,075	,082	.	,082	,080	.	,080	,077	.	,077	,061	.	,061
	Desviación típica	,079	.	,079	,127	.	,127	,027	.	,027	,076	.	,076	,062	.	,062
	Mínimo	,017	.	,017	,024	.	,024	,038	.	,038	,035	.	,035	,017	.	,017
	Máximo	,481	.	,481	,481	.	,481	,148	.	,148	,304	.	,304	,225	.	,225
	Percentil 25	,037	.	,037	,035	.	,035	,069	.	,069	,036	.	,036	,025	.	,025
	Mediana	,051	.	,051	,043	.	,043	,072	.	,072	,049	.	,049	,043	.	,043
	Percentil 75	,076	.	,076	,057	.	,057	,089	.	,089	,076	.	,076	,054	.	,054
DIST XYZ ESTATICA	N	76	28	48	19	7	12	19	7	12	19	7	12	19	7	12
	Media	2,227	1,722	2,522	,881	,444	1,136	1,771	,657	2,421	3,504	3,978	3,228	2,752	1,808	3,302
	Desviación típica	1,727	1,911	1,555	,624	,558	,524	1,690	1,203	1,623	1,599	1,628	1,585	1,573	1,691	1,262
	Mínimo	,006	,006	,147	,006	,006	,506	,013	,013	,883	,147	,707	,147	,019	,019	,921
	Máximo	5,580	5,580	5,460	2,191	1,244	2,191	4,886	3,156	4,886	5,580	5,580	5,460	4,728	3,738	4,728
	Percentil 25	,795	,024	1,133	,506	,013	,629	,043	,017	1,107	2,276	3,634	1,863	1,297	,028	2,522
	Mediana	1,621	,906	2,118	,892	,024	1,247	1,131	,025	1,471	3,921	4,002	3,662	2,999	2,845	3,705
	Percentil 75	3,918	3,395	4,074	1,261	1,104	1,411	3,187	1,318	4,091	4,513	5,460	4,321	3,978	2,999	4,270

Tablas a nivel de ZONA: Distancia xyz en la superposición

T22.1- Zona mesial: distancia xyz (mm) tras dinámica y final según grupo y tipo ensayo

		GRUPO														
		TOTAL			ATORNILLADA DIRECTA			ATORNILLADA IN			CEMENTADA IN			CEMENTADA DIRECTA		
		ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
		TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
DIST XYZ DINAMICA	N	240	0	240	60	0	60	60	0	60	60	0	60	60	0	60
	Media	,065	.	,065	,058	.	,058	,070	.	,070	,070	.	,070	,060	.	,060
	Desviación típica	,044	.	,044	,032	.	,032	,056	.	,056	,053	.	,053	,025	.	,025
	Mínimo	,012	.	,012	,014	.	,014	,012	.	,012	,016	.	,016	,021	.	,021
	Máximo	,271	.	,271	,158	.	,158	,271	.	,271	,259	.	,259	,128	.	,128
	Percentil 25	,037	.	,037	,035	.	,035	,031	.	,031	,043	.	,043	,040	.	,040
	Mediana	,056	.	,056	,053	.	,053	,061	.	,061	,056	.	,056	,056	.	,056
	Percentil 75	,078	.	,078	,079	.	,079	,093	.	,093	,071	.	,071	,078	.	,078
DIST XYZ ESTATICA	N	380	140	240	95	35	60	95	35	60	95	35	60	95	35	60
	Media	1,481	1,193	1,648	,492	,256	,630	1,132	,485	1,510	2,462	2,802	2,264	1,836	1,228	2,190
	Desviación típica	1,214	1,329	1,111	,341	,267	,303	1,134	,826	1,124	1,093	1,113	1,039	1,065	1,068	,896
	Mínimo	,005	,005	,058	,005	,005	,269	,018	,018	,395	,058	,442	,058	,030	,030	,181
	Máximo	4,548	4,548	4,433	1,352	,726	1,352	3,709	2,756	3,709	4,548	4,548	4,433	3,600	2,925	3,600
	Percentil 25	,442	,064	,573	,294	,009	,362	,113	,045	,531	1,963	2,450	1,614	1,123	,067	1,751
	Mediana	1,130	,510	1,428	,490	,086	,576	,627	,075	,856	2,562	3,011	2,346	2,109	1,624	2,360
	Percentil 75	2,498	2,381	2,543	,677	,496	,825	2,170	,662	2,430	3,225	3,490	2,976	2,594	2,154	2,843

T26.1- Zona central: distancia xyz (mm) tras dinámica y final según grupo y tipo ensayo

		GRUPO														
		TOTAL			ATORNILLADA DIRECTA			ATORNILLADA IN			CEMENTADA IN			CEMENTADA DIRECTA		
		ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
		TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
DIST XYZ DINAMICA	N	48	0	48	12	0	12	12	0	12	12	0	12	12	0	12
	Media	,040	.	,040	,042	.	,042	,041	.	,041	,042	.	,042	,034	.	,034
	Desviación típica	,051	.	,051	,072	.	,072	,016	.	,016	,064	.	,064	,040	.	,040
	Mínimo	,007	.	,007	,009	.	,009	,016	.	,016	,007	.	,007	,012	.	,012
	Máximo	,267	.	,267	,267	.	,267	,082	.	,082	,236	.	,236	,149	.	,149
	Percentil 25	,014	.	,014	,015	.	,015	,033	.	,033	,011	.	,011	,013	.	,013
	Mediana	,025	.	,025	,021	.	,021	,038	.	,038	,021	.	,021	,016	.	,016
	Percentil 75	,041	.	,041	,025	.	,025	,047	.	,047	,036	.	,036	,031	.	,031
DIST XYZ ESTATICA	N	76	28	48	19	7	12	19	7	12	19	7	12	19	7	12
	Media	1,352	1,072	1,515	,508	,251	,658	1,024	,387	1,395	2,233	2,574	2,034	1,644	1,077	1,975
	Desviación típica	1,064	1,215	,941	,357	,310	,299	,963	,708	,914	1,005	1,033	,976	,937	1,005	,749
	Mínimo	,004	,004	,085	,004	,004	,316	,008	,008	,500	,085	,457	,085	,016	,016	,610
	Máximo	3,612	3,612	3,425	1,246	,682	1,246	2,750	1,852	2,750	3,612	3,612	3,425	2,773	2,246	2,773
	Percentil 25	,478	,017	,648	,316	,008	,370	,017	,013	,639	1,814	2,494	1,359	,733	,017	1,472
	Mediana	,974	,542	1,208	,503	,018	,664	,649	,017	,876	2,501	2,626	2,305	1,781	1,671	2,182
	Percentil 75	2,349	2,049	2,389	,719	,628	,833	2,025	,790	2,340	2,902	3,425	2,590	2,373	1,781	2,548

T32.1- Zona distal: distancia xyz (mm) tras dinámica y final según grupo y tipo ensayo

		GRUPO														
		TOTAL			ATORNILLADA DIRECTA			ATORNILLADA IN			CEMENTADA IN			CEMENTADA DIRECTA		
		ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO			ENSAYO		
		TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA	TOTAL	SÓLO CARGA ESTÁTICA	ESTÁTICA+ DINÁMICA
DIST XYZ DINAMICA	N	144	0	144	36	0	36	36	0	36	36	0	36	36	0	36
	Media	,074	.	,074	,078	.	,078	,079	.	,079	,076	.	,076	,061	.	,061
	Desviación típica	,079	.	,079	,121	.	,121	,028	.	,028	,078	.	,078	,060	.	,060
	Mínimo	,017	.	,017	,022	.	,022	,038	.	,038	,023	.	,023	,017	.	,017
	Máximo	,493	.	,493	,493	.	,493	,162	.	,162	,326	.	,326	,229	.	,229
	Percentil 25	,037	.	,037	,032	.	,032	,064	.	,064	,038	.	,038	,023	.	,023
	Mediana	,048	.	,048	,040	.	,040	,071	.	,071	,047	.	,047	,039	.	,039
	Percentil 75	,073	.	,073	,052	.	,052	,090	.	,090	,076	.	,076	,059	.	,059
DIST XYZ ESTATICA	N	228	84	144	57	21	36	57	21	36	57	21	36	57	21	36
	Media	2,260	1,755	2,554	,876	,441	1,130	1,778	,664	2,428	3,584	4,075	3,297	2,800	1,839	3,360
	Desviación típica	1,755	1,934	1,576	,612	,527	,510	1,671	1,158	1,589	1,604	1,583	1,566	1,576	1,637	1,253
	Mínimo	,006	,006	,137	,006	,006	,486	,013	,013	,830	,137	,707	,137	,013	,013	,881
	Máximo	5,942	5,942	5,804	2,284	1,293	2,284	5,148	3,367	5,148	5,942	5,942	5,804	4,994	3,960	4,994
	Percentil 25	,793	,023	1,139	,506	,013	,620	,043	,022	1,070	2,454	3,886	1,918	1,379	,028	2,578
	Mediana	1,637	,897	2,120	,892	,024	1,197	1,135	,026	1,462	4,002	4,170	3,739	3,176	2,845	3,748
	Percentil 75	3,935	3,500	4,155	1,261	1,038	1,400	3,187	1,260	4,110	4,513	5,460	4,458	3,978	3,006	4,361

T41.1.- Estado tornillo según grupo

	GRUPO									
	TOTAL		ATORNILLADA DIRECTA		ATORNILLADA IN		CEMENTADA IN		CEMENTADA DIRECTA	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	76	100,0%	19	100,0%	19	100,0%	19	100,0%	19	100,0%
doblado	69	90,8%	17	89,5%	19	100,0%	17	89,5%	16	84,2%
fractura	5	6,6%	2	10,5%	0	,0%	0	,0%	3	15,8%
Ok	2	2,6%	0	,0%	0	,0%	2	10,5%	0	,0%

T41.2.- Estado tornillo según grupo y tipo ensayo

	GRUPO																																			
	TOTAL						ATORNILLADA DIRECTA						ATORNILLADA IN						CEMENTADA IN						CEMENTADA DIRECTA											
	ENSAYO						ENSAYO						ENSAYO						ENSAYO						ENSAYO											
	TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA							
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	76	100,0%	28	100,0%	48	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%
doblado	69	90,8%	28	100,0%	41	85,4%	17	89,5%	7	100,0%	10	83,3%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%	17	89,5%	7	100,0%	10	83,3%	16	84,2%	7	100,0%	9	75,0%						
fractura	5	6,6%	0	,0%	5	10,4%	2	10,5%	0	,0%	2	16,7%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	3	15,8%	0	,0%	3	25,0%						
Ok	2	2,6%	0	,0%	2	4,2%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	2	10,5%	0	,0%	2	16,7%	0	,0%	0	,0%	0	,0%						

T42.1.- Estado pilar según grupo

	GRUPO							
	TOTAL		ATORNILLADA IN		CEMENTADA IN		CEMENTADA DIRECTA	
	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	57	100,0%	19	100,0%	19	100,0%	19	100,0%
no	1	1,8%	1	5,3%	0	,0%	0	,0%
deformación ambos pilares y descementado el anterior	36	63,2%	3	15,8%	17	89,5%	16	84,2%
descementado mesial	3	5,3%	0	,0%	0	,0%	3	15,8%
descementado tibase anterior	15	26,3%	15	78,9%	0	,0%	0	,0%
Ok	2	3,5%	0	,0%	2	10,5%	0	,0%

T42.2.- Estado pilar según grupo y tipo ensayo

	GRUPO																							
	TOTAL						ATORNILLADA IN						CEMENTADA IN						CEMENTADA DIRECTA					
	ENSAYO						ENSAYO						ENSAYO						ENSAYO					
	TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	57	100,0%	21	100,0%	36	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%
no	1	1,8%	0	,0%	1	2,8%	1	5,3%	0	,0%	1	8,3%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
deformación ambos pilares y descementado el anterior	36	63,2%	12	57,1%	24	66,7%	3	15,8%	1	14,3%	2	16,7%	17	89,5%	7	100,0%	10	83,3%	16	84,2%	4	57,1%	12	100,0%
descementado mesial	3	5,3%	3	14,3%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	3	15,8%	3	42,9%	0	,0%
descementado tibase anterior	15	26,3%	6	28,6%	9	25,0%	15	78,9%	6	85,7%	9	75,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
Ok	2	3,5%	0	,0%	2	5,6%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	2	10,5%	0	,0%	2	16,7%	0	,0%	0	,0%	0	,0%

T43.1.- Cambios en implante según grupo

	GRUPO									
	TOTAL		ATORNILLADA IN		CEMENTO ATORNILLADA		CEMENTADA IN		CEMENTADA DIRECTA	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	76	100,0%	19	100,0%	19	100,0%	19	100,0%	19	100,0%
no	7	9,2%	2	10,5%	4	21,1%	0	,0%	1	5,3%
mesial	8	10,5%	8	42,1%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
distal	18	23,7%	5	26,3%	13	68,4%	0	,0%	0	,0%
ambos	41	53,9%	4	21,1%	2	10,5%	17	89,5%	18	94,7%
Ok	2	2,6%	0	,0%	0	,0%	2	10,5%	0	,0%

T43.2.- Cambios en implante según grupo y tipo ensayo

	GRUPO																															
	TOTAL						ATORNILLADA DIRECTA						ATORNILLADA IN						CEMENTADA IN						CEMENTADA DIRECTA							
	ENSAYO						ENSAYO						ENSAYO						ENSAYO						ENSAYO							
	TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA			
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%		
Total	76	100,0%	28	100,0%	48	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%		
no	7	9,2%	2	7,1%	5	10,4%	2	10,5%	0	,0%	2	16,7%	4	21,1%	1	14,3%	3	25,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	1	5,3%	1	14,3%	0	,0%		
mesial	8	10,5%	4	14,3%	4	8,3%	8	42,1%	4	57,1%	4	33,3%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%		
distal	18	23,7%	7	25,0%	11	22,9%	5	26,3%	2	28,6%	3	25,0%	13	68,4%	5	71,4%	8	66,7%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
ambos	41	53,9%	15	53,6%	26	54,2%	4	21,1%	1	14,3%	3	25,0%	2	10,5%	1	14,3%	1	8,3%	17	89,5%	7	100,0%	10	83,3%	18	94,7%	6	85,7%	12	100,0%		
Ok	2	2,6%	0	,0%	2	4,2%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	2	10,5%	0	,0%	2	16,7%	0	,0%	0	,0%	0	,0%		

T44.1.- Estado probeta según grupo

	GRUPO									
	TOTAL		ATORNILLADA DIRECTA		ATORNILLADA IN		CEMENTADA IN		CEMENTADA DIRECTA	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	76	100,0%	19	100,0%	19	100,0%	19	100,0%	19	100,0%
fractura	7	9,2%	7	36,8%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
rotura	4	5,3%	0	,0%	1	5,3%	2	10,5%	1	5,3%
Ok	65	85,5%	12	63,2%	18	94,7%	17	89,5%	18	94,7%

T44.2.- Estado probeta según grupo y tipo ensayo

	GRUPO																													
	TOTAL						ATORNILLADA DIRECTA						ATORNILLADA IN						CEMENTADA IN						CEMENTADA DIRECTA					
	ENSAYO						ENSAYO						ENSAYO						ENSAYO						ENSAYO					
	TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA		TOTAL		SÓLO CARGA ESTÁTICA		ESTÁTICA+ DINÁMICA	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	76	100,0%	28	100,0%	48	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%	19	100,0%	7	100,0%	12	100,0%
fractura	7	9,2%	2	7,1%	5	10,4%	7	36,8%	2	28,6%	5	41,7%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
rotura	4	5,3%	1	3,6%	3	6,3%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	1	5,3%	0	,0%	1	8,3%	2	10,5%	0	,0%	2	16,7%	1	5,3%	1	14,3%	0	,0%
Ok	65	85,5%	25	89,3%	40	83,3%	12	63,2%	5	71,4%	7	58,3%	18	94,7%	7	100,0%	11	91,7%	17	89,5%	7	100,0%	10	83,3%	18	94,7%	6	85,7%	12	100,0%

Análisis de la Distancia xyz en cada Punto

Se replicará mismo estudio anterior; pero ahora punto por punto.

Sin embargo, ahora tenemos 48 muestras repartidas en 4 grupos de conexión para evaluar la distancia xyz tras dinámica y 76 muestras repartidas en 8 combinaciones grupo-ensayo para evaluar la distancia xyz final. Es decir, estamos con una muestra idéntica al del análisis de la Carga y el Desplazamiento, por lo que se emplearán pruebas no paramétricas.

Punto 1

Ver tabla T17.1 para descriptiva completa.

Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Punto 1:
resultados del test de Kruskal-Wallis

	P-VALOR
GRUPO	0,981

*** $p < 0,001$; ** $p \leq 0,01$; * $p < 0,05$;

No hay diferencias significativas ($p = 0,981$).

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo y modo de Ensayo en Punto 1:
resultados del test de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney

	P-VALOR
GRUPO	<0,001***
ENSAYO	0,017*

*** $p < 0,001$; ** $p \leq 0,01$; * $p < 0,05$;

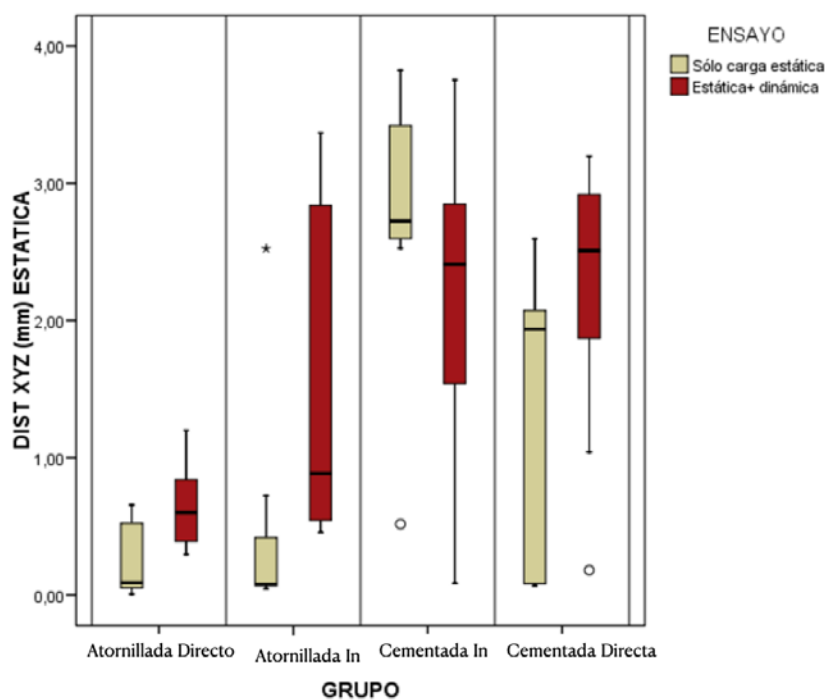
Por tanto, la distancia es significativamente distinta según el grupo ($p < 0,001$). Además, también es significativamente distinta según el tipo de ensayo ($p = 0,017$).

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Grupo 1			
Grupo 2	1.000		
Grupo 3	<0.001***	0.023*	
Grupo 4	0.003**	0.924	0.618

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

El grupo 1 presenta distancia similar al grupo 2 ($p=1,000$); pero significativamente menor al 3 ($p < 0,001$) y al 4 ($p=0,003$). El grupo 2 presenta distancia similar al grupo 4 ($p=0,924$); pero significativamente menor al 3 ($p=0,023$). Los grupos 3 y 4 presentan distancia similar ($p=0,618$).



Para profundizar en la posible interacción, habría que realizar un gran número de nuevas comparaciones en grupos de tamaño muestral ya muy pequeño, por lo que es suficiente y se recomienda hacer una valoración basada sólo en los datos descriptivos.

Por ejemplo, vemos que en los grupos 1, 2 y 4 el efecto de un ensayo completo es similar, aumentando la mediana, el grueso de la distribución o ambas cosas a la vez;

pero en el grupo 3 la tendencia es la contraria. Notar que este patrón es similar al resultado de trabajar con todos los puntos juntos.

La misma estrategia de análisis se seguirá para el resto de puntos.

Punto 2

Ver tabla T17.2 para descriptiva completa.

Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Punto 2: resultados del test de Kruskal-Wallis

	P-VALOR
GRUPO	0,960

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

No hay diferencias significativas ($p = 0,960$).

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo y modo de Ensayo en Punto 2: resultados del test de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney

	P-VALOR
GRUPO	$< 0,001$ ***
ENSAYO	0,016*

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

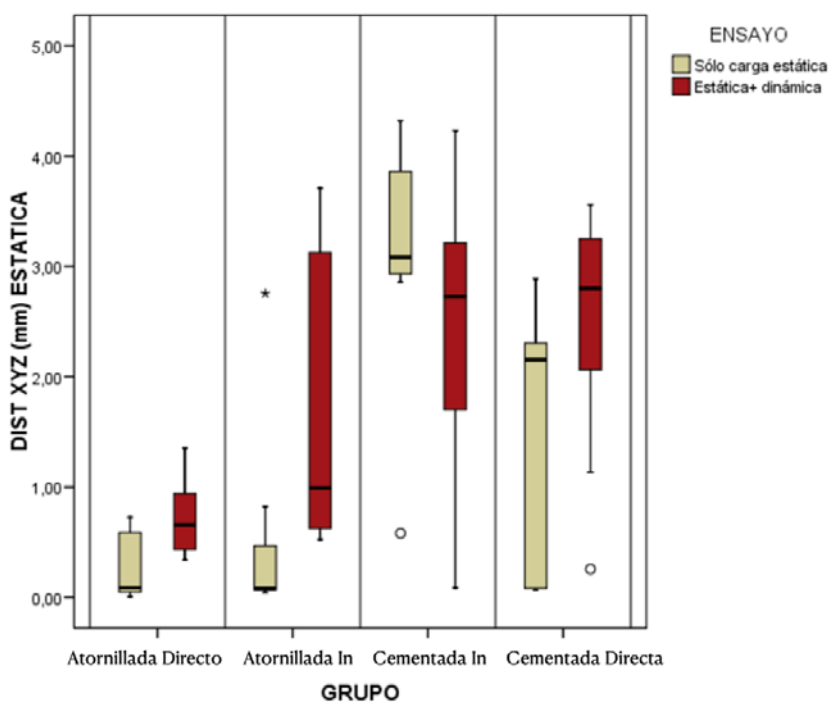
Por tanto, la distancia es significativamente distinta según el grupo ($p < 0,001$). Además, también es significativamente distinta según el tipo de ensayo ($p = 0,016$).

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Grupo 1			
Grupo 2	1.000		
Grupo 3	< 0.001 ***	0.015 *	
Grupo 4	0.003 **	0.924	0.546

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

El grupo 1 presenta distancia similar al grupo 2 ($p=1,000$); pero significativamente menor al 3 ($p<0,001$) y al 4 ($p=0,003$). El grupo 2 presenta distancia similar al grupo 4 ($p=0,924$); pero significativamente menor al 3 ($p=0,015$). Los grupos 3 y 4 presentan distancia similar ($p=0,546$).



En términos de interacciones, notar que en los grupos 1, 2 y 4 el efecto de un ensayo completo consiste en un incremento de la distancia; pero en el grupo 3 la tendencia es la contraria. Notar que este patrón es similar al resultado de trabajar con todos los puntos juntos.

Punto 3

Ver tabla T17.3 para descriptiva completa.

Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Punto 3: resultados del test de Kruskal-Wallis

	P-VALOR
GRUPO	0,943

*** $p<0,001$; ** $p<=0,01$; * $p<0,05$;

No hay diferencias significativas ($p=0,943$).

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo y modo de Ensayo en Punto 3: resultados del test de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney

	P-VALOR
GRUPO	<0,001***
ENSAYO	0,021*

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

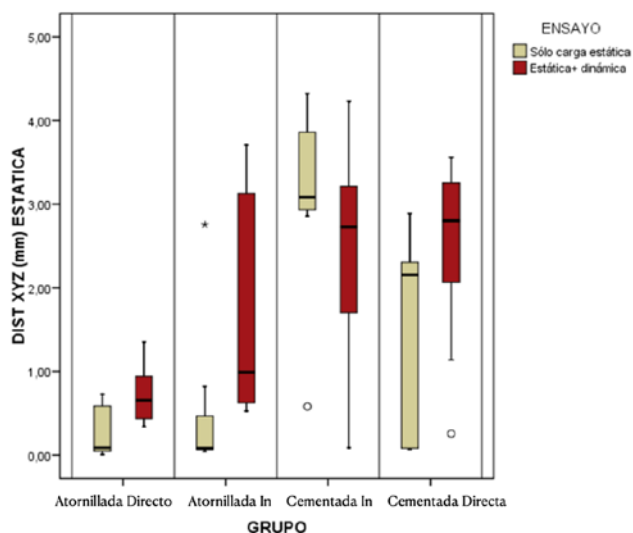
Por tanto, la distancia es significativamente distinta según el grupo ($p < 0,001$). Además, también es significativamente distinta según el tipo de ensayo ($p = 0,021$).

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Grupo 1			
Grupo 2	1.000		
Grupo 3	<0.001***	0.006**	
Grupo 4	0.003**	0.828	0.258

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

El grupo 1 presenta distancia similar al grupo 2 ($p = 1,000$); pero significativamente menor al 3 ($p < 0,001$) y al 4 ($p = 0,003$). El grupo 2 presenta distancia similar al grupo 4 ($p = 0,828$); pero significativamente menor al 3 ($p = 0,006$). Los grupos 3 y 4 presentan distancia similar ($p = 0,258$).



En términos de interacciones, notar que en los grupos 1, 2 y 4 el efecto de un ensayo completo consiste en un incremento de la distancia; pero en el grupo 3 la tendencia es la contraria. Notar que este patrón es similar al resultado de trabajar con todos los puntos juntos.

Punto 4

Ver tabla T17.4 para descriptiva completa.

Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Punto 4: resultados del test de Kruskal-Wallis

	P-VALOR
GRUPO	0,960

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

No hay diferencias significativas ($p = 0,960$)

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo y modo de Ensayo en Punto 4: resultados del test de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney

	P-VALOR
GRUPO	$< 0,001^{***}$
ENSAYO	$0,025^*$

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

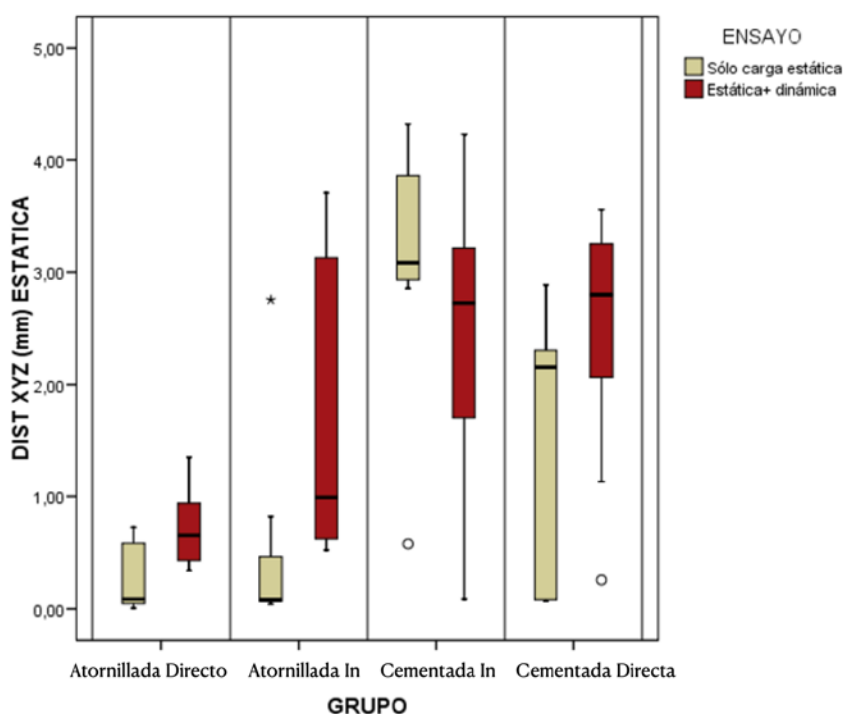
Por tanto, la distancia es significativamente distinta según el grupo ($p < 0,001$). Además, también es significativamente distinta según el tipo de ensayo ($p = 0,025$).

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Grupo 1			
Grupo 2	0.738		
Grupo 3	$< 0.001^{***}$	0.003^{**}	
Grupo 4	0.002^{**}	0.780	0.138

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

El grupo 1 presenta distancia similar al grupo 2 ($p=0,738$); pero significativamente menor al 3 ($p<0,001$) y al 4 ($p=0,002$). El grupo 2 presenta distancia similar al grupo 4 ($p=0,780$); pero significativamente menor al 3 ($p=0,003$). Los grupos 3 y 4 presentan distancia similar ($p=0,138$).



En términos de interacciones, notar que en los grupos 1, 2 y 4 el efecto de un ensayo completo consiste en un incremento de la distancia; pero en el grupo 3 la tendencia es la contraria. Notar que este patrón es similar al resultado de trabajar con todos los puntos juntos.

Punto 5

Ver tabla T17,5 para descriptiva completa.

Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Punto 5: resultados del test de Kruskal-Wallis

	P-VALOR
GRUPO	0,582

*** $p<0,001$; ** $p<=0,01$; * $p<0,05$;

No hay diferencias significativas ($p=0,582$).

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo y modo de Ensayo en Punto 5: resultados del test de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney

	P-VALOR
GRUPO	<0,001***
ENSAYO	0,020*

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

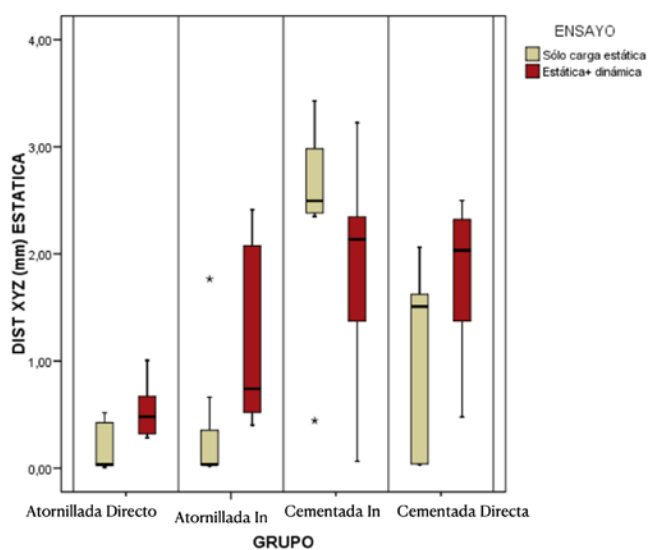
Por tanto, la distancia es significativamente distinta según el grupo ($p < 0,001$). Además, también es significativamente distinta según el tipo de ensayo ($p = 0,020$).

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Grupo 1			
Grupo 2	0.696		
Grupo 3	<0.001***	<0.001***	
Grupo 4	0.002**	0.318	0.138

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

El grupo 1 presenta distancia similar al grupo 2 ($p = 0,696$); pero significativamente menor al 3 ($p < 0,001$) y al 4 ($p = 0,002$). El grupo 2 presenta distancia similar al grupo 4 ($p = 0,318$); pero significativamente menor al 3 ($p < 0,001$). Los grupos 3 y 4 presentan distancia similar ($p = 0,138$).



En términos de interacciones, notar que en los grupos 1, 2 y 4 el efecto de un ensayo completo consiste en un incremento de la distancia; pero en el grupo 3 la tendencia es la contraria. Notar que este patrón es similar al resultado de trabajar con todos los puntos juntos.

Punto 6

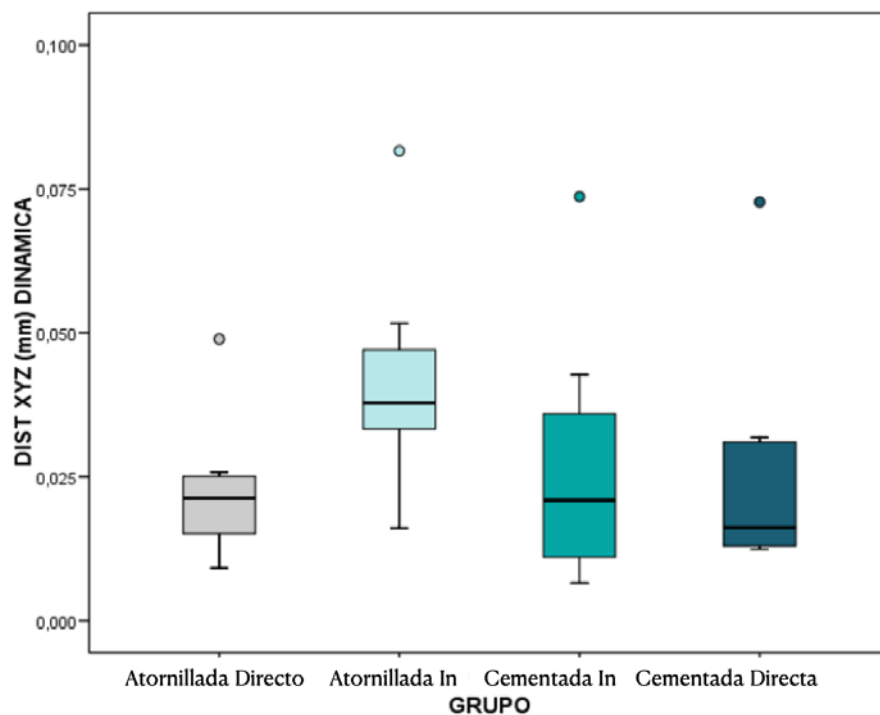
Ver tabla T17.6 para descriptiva completa.

Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo: en Punto 6: resultados del test de Kruskal-Wallis

	P-VALOR
GRUPO	0,037*

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

Hay diferencias significativas entre grupos ($p = 0,037$).



En este gráfico se han excluido algunos valores extremos para hacer más fácil la comparativa del grueso de distribuciones.

Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo: en Punto 6 resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Grupo 1			
Grupo 2	0.072		
Grupo 3	1.000	0.198	
Grupo 4	1.000	0.084	1.000

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

Con la corrección de Bonferroni aplicada, sólo puede hablarse de una fuerte tendencia a la elevación de la distancia en grupo 2 frente a grupo 1 ($p = 0,072$) y a grupo 4 ($p = 0,084$).

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo y modo de Ensayo en Punto 6: resultados del test de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney

	P-VALOR
GRUPO	$< 0,001^{***}$
ENSAYO	$0,015^*$

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

Por tanto, la distancia es significativamente distinta según el grupo ($p < 0,001$). Además, también es significativamente distinta según el tipo de ensayo ($p = 0,015$).

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

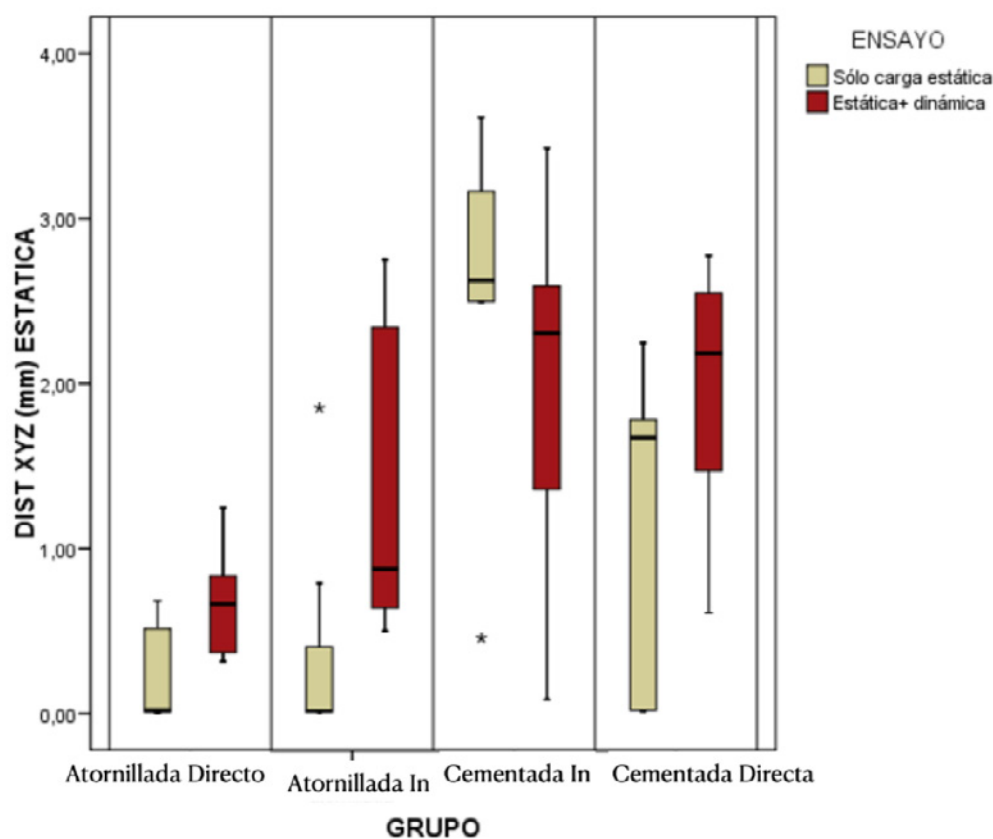
	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Grupo 1			
Grupo 2	1.000		
Grupo 3	$< 0.001^{***}$	0.004^{**}	
Grupo 4	0.002^{**}	0.420	0.162

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

El grupo 1 presenta distancia similar al grupo 2 ($p = 1,000$) en relación a las medianas; pero significativamente menor al 3 ($p < 0,001$) y al 4 ($p = 0,002$).

El grupo 2 presenta distancia similar al grupo 4 ($p=0,420$) en la distribución general de las muestras dentro del diagrama de cajas; pero significativamente menor al 3 ($p=0,004$).

Los grupos 3 y 4 presentan distancia similar ($p=0,162$).



Punto 7

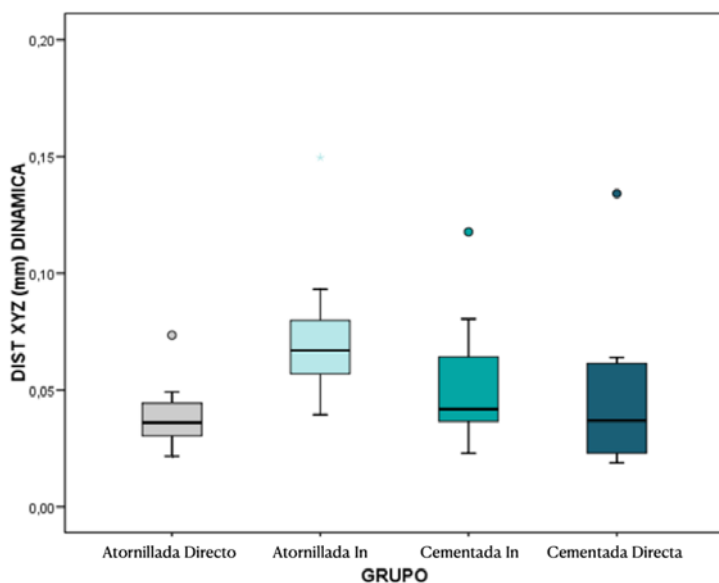
Ver tabla T17.7 para descriptiva completa.

Tabla 3.4.7a- Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Punto 7: resultados del test de Kruskal-Wallis

	P-VALOR
GRUPO	0,015*

*** $p<0,001$; ** $p<=0,01$; * $p<0,05$;

Se alcanzan las diferencias significativas ($p=0,015$).



Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Punto 7: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Grupo 1			
Grupo 2	0.030*		
Grupo 3	1.000	0.312	
Grupo 4	1.000	0.072	1.000

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

El grupo 2 presenta una distancia significativamente mayor a la del grupo 1 ($p=0,030$) y, con fuerte tendencia, respecto al grupo 3 ($p=0,072$). No hubo diferencias significativas entre cualesquiera otros que se comparen.

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo y modo de Ensayo en Punto 7: resultados del test de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney

	P-VALOR
GRUPO	<0,001***
ENSAYO	0,010*

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

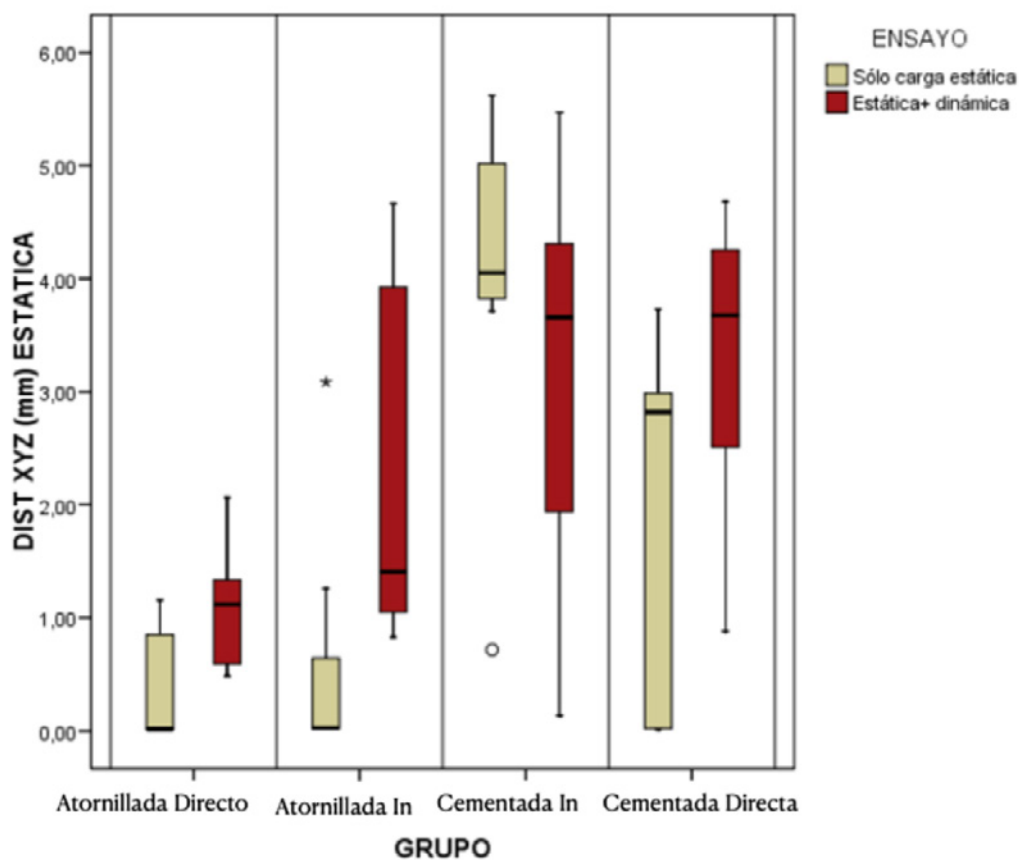
Por tanto, la distancia es significativamente distinta según el grupo ($p < 0,001$). Además, también es significativamente distinta según el tipo de ensayo ($p=0,015$).

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Grupo 1			
Grupo 2	1.000		
Grupo 3	<0.001***	0.011*	
Grupo 4	0.002**	0.738	0.480

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

El grupo 1 presenta distancia similar al grupo 2 ($p=1,000$); pero significativamente menor al 3 ($p < 0,001$) y al 4 ($p=0,002$). El grupo 2 presenta distancia similar al grupo 4 ($p=0,738$); pero significativamente menor al 3 ($p=0,011$). Los grupos 3 y 4 presentan distancia similar ($p=0,480$).



Punto 8

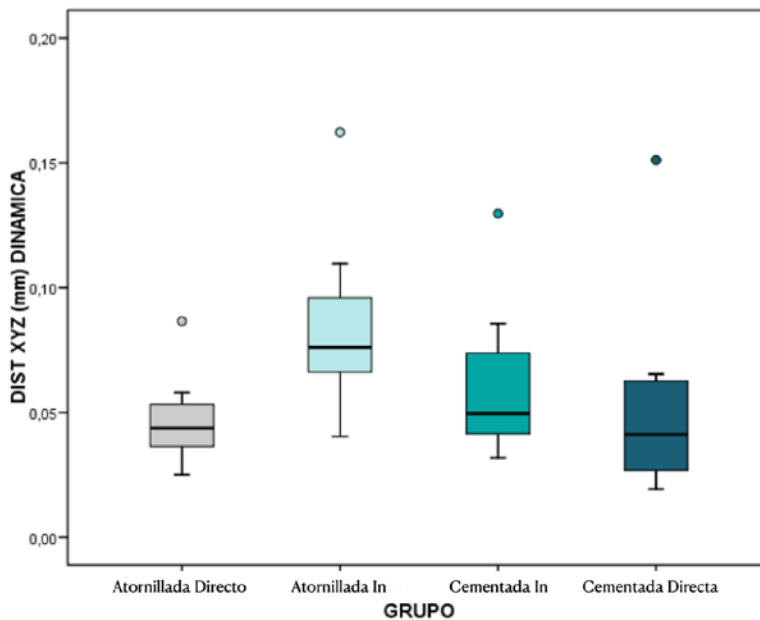
Ver tabla T17.8 para descriptiva completa.

Tabla 3.4.8a- Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Punto 8: resultados del test de Kruskal-Wallis

	P-VALOR
GRUPO	0,024*

***p<0,001; **p<=0,01; *p<0,05;

Se alcanzan las diferencias significativas (p=0,024).



Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Punto 8: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Grupo 1			
Grupo 2	0.028*		
Grupo 3	1.000	0.408	
Grupo 4	1.000	0.072	1.000

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

El grupo 2 presenta una distancia significativamente mayor a la del grupo 1 ($p=0,028$) y, con fuerte tendencia, respecto al grupo 3 ($p=0,072$). No hubo diferencias significativas entre cualesquiera otros que se comparen.

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo y modo de Ensayo en Punto 8: resultados del test de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney

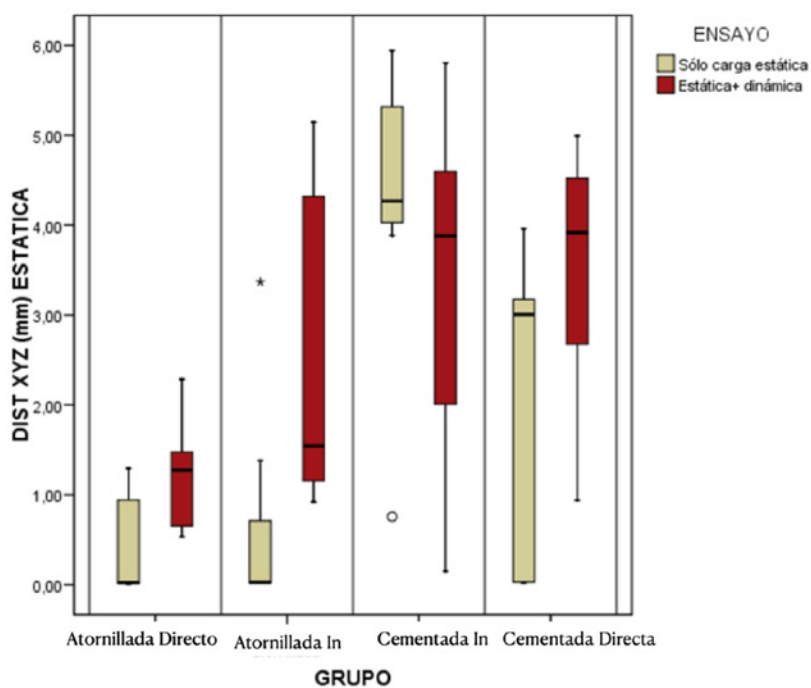
	P-VALOR
GRUPO	<0,001***
ENSAYO	0,011*

*** $p<0,001$; ** $p<=0,01$; * $p<0,05$;

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Grupo 1			
Grupo 2	1.000		
Grupo 3	<0.001***	0.012*	
Grupo 4	0.002**	0.738	0.480

* $p<0,05$; ** $p<0,01$; *** $p<0,001$



El grupo 1 presenta distancia similar al grupo 2 ($p=1,000$); pero significativamente menor al 3 ($p<0,001$) y al 4 ($p=0,002$).

El grupo 2 presenta distancia similar al grupo 4 ($p=0,738$); pero significativamente menor al 3 ($p=0,012$).

Los grupos 3 y 4 presentan distancia similar ($p=0,480$).

Punto 9

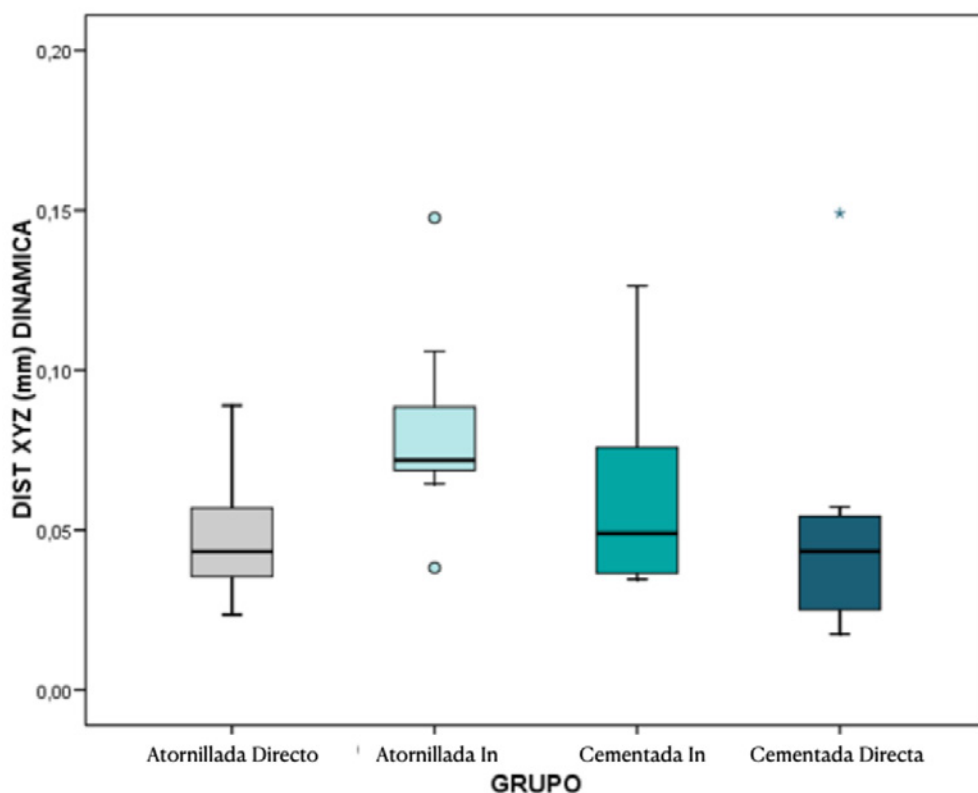
Ver tabla T17.9 para descriptiva completa.

Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Punto 9: resultados del test de Kruskal-Wallis

	P-VALOR
GRUPO	0,026*

*** $p<0,001$; ** $p<=0,01$; * $p<0,05$;

Se alcanzan las diferencias significativas ($p=0,026$).



Comparación de la Distancia xyz tras ensayo dinámica según Grupo en Punto 9:
resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Grupo 1			
Grupo 2	0.048*		
Grupo 3	1.000	0.468	
Grupo 4	1.000	0.072	1.000

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

El grupo 2 presenta una distancia significativamente mayor a la del grupo 1 ($p = 0,048$) y, con fuerte tendencia, respecto al grupo 3 ($p = 0,072$). No hubo diferencias significativas entre cualesquiera otros que se comparen.

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo y modo de Ensayo en Punto 9:
resultados del test de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney

	P-VALOR
GRUPO	$< 0,001$ ***
ENSAYO	$0,009$ **

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

Comparación de la Distancia xyz final según Grupo: resultados del test de Mann-Whitney con corrección de Bonferroni

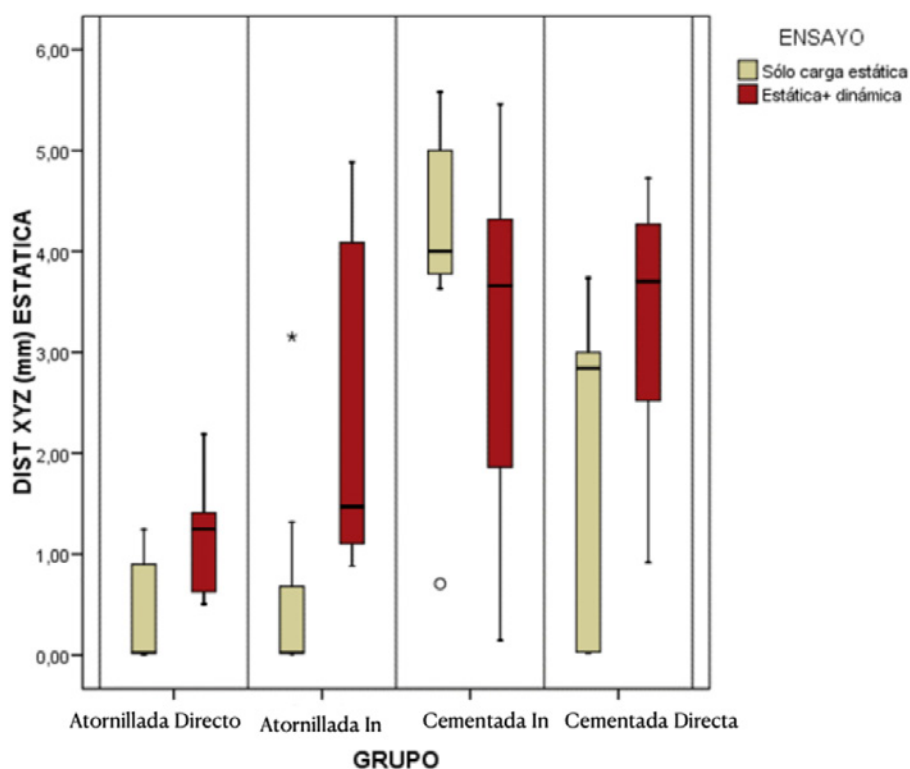
	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Grupo 1			
Grupo 2	1.000		
Grupo 3	$< 0,001$***	0.012*	
Grupo 4	0.002**	0.654	0.510

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

El grupo 1 presenta distancia similar al grupo 2 ($p = 1,000$); pero significativamente menor al 3 ($p < 0,001$) y al 4 ($p = 0,002$).

El grupo 2 presenta distancia similar al grupo 4 ($p = 0,654$); pero significativamente menor al 3 ($p = 0,012$).

Los grupos 3 y 4 presentan distancia similar ($p = 0,510$).



Las diferencias entre puntos para cada grupo pueden analizarse a través de las comparaciones múltiples.

Atención: hay 36 pares de puntos a comparar para cada grupo. La corrección de Bonferroni penalizará bastante las diferencias y detectará como significativas aquellas más intensas. Son las siguientes:

En el **grupo 1**:

- La distancia en el punto 1 es significativamente mayor que la de los puntos 4 ($p=0,030$) y 5 ($p<0,001$).
- La distancia en el punto 2 es significativamente mayor que la de los puntos 4 ($p=0,001$) y 5 ($p<0,001$).
- La distancia en el punto 3 es significativamente mayor que la de los puntos 4 ($p=0,001$) y 5 ($p=0,017$).
- No hay más diferencias del punto 4 respecto a otros puntos
- No hay más diferencias del punto 5 respecto a otros puntos
- No hay diferencias del punto 6 respecto a otros puntos
- No hay diferencias del punto 7 respecto a otros puntos
- No hay diferencias del punto 8 respecto a otros puntos
- No hay diferencias del punto 9 respecto a otros puntos

En el grupo 2:

- No hay diferencias del punto 1 respecto a otros puntos
- la distancia en el punto 2 es significativamente mayor que la del punto 4 ($p=0,014$).
- la distancia en el punto 3 es significativamente mayor que la del punto 4 ($p=0,003$).
- No hay más diferencias del punto 4 respecto a otros puntos
- la distancia en el punto 5 es significativamente menor que la de los puntos 8 ($p<0,001$) y 9 ($p<0,001$).
- la distancia en el punto 6 es significativamente menor que la de los puntos 7 ($p<0,001$), 8 ($p<0,001$) y 9 ($p<0,001$).
- la distancia en el punto 7 es significativamente menor que la de los puntos 8 ($p<0,001$) y 9 ($p=0,007$).
- No hay diferencias del punto 8 y del 9 respecto a otros puntos

En el grupo 3:

- La distancia en el punto 1 es significativamente mayor que la de los puntos 4 ($p<0,001$), 5 ($p<0,001$) y 6 ($p<0,001$).
- La distancia en el punto 2 es significativamente mayor que la de los puntos 4 ($p<0,001$), 5 ($p<0,001$) y 6 ($p<0,001$).
- La distancia en el punto 3 es significativamente mayor que la de los puntos 4 ($p<0,001$), 5 ($p<0,001$) y 6 ($p<0,001$).
- La distancia en el punto 4 es significativamente mayor que la del punto 5 ($p<0,001$).
- la distancia en el punto 5 es significativamente menor que la de los puntos 8 ($p<0,001$) y 9 ($p<0,001$).
- La distancia en el punto 6 es significativamente menor que la de los puntos 7 ($p<0,001$), 8 ($p<0,001$) y 9 ($p<0,001$).
- La distancia en el punto 7 es significativamente menor que la del punto 8 ($p<0,001$).
- No hay diferencias del punto 8 respecto a otros puntos
- No hay diferencias del punto 9 respecto a otros puntos

En el grupo 4:

- La distancia en el punto 1 es significativamente mayor que la del punto 4 ($p=0,016$).
- La distancia en el punto 2 es significativamente mayor que la de los puntos 3 ($p=0,028$) y 4 ($p=0,025$).

- La distancia en el punto 3 es significativamente mayor que la de los puntos 4 ($p=0,028$).
- No hay más diferencias del punto 4 respecto a otros puntos
- No hay más diferencias del punto 5 respecto a otros puntos
- La distancia en el punto 6 es significativamente menor que la de los puntos 7 ($p=0,003$), 8 ($p=0,002$) y 9 ($p=0,006$).
- No hay diferencias del punto 7 respecto a otros puntos
- No hay diferencias del punto 8 respecto a otros puntos
- No hay diferencias del punto 9 respecto a otros puntos

Aunque las diferencias entre puntos dependen del grupo en el cual se analicen, puede aportarse una tabla de comparaciones múltiples donde se han 'promediado' los resultados de los diferentes grupos (ver página siguiente):

Comparaciones por pares

(I)PUNTO	(J)PUNTO	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	gl	Sig. de Bonferroni	Intervalo de confianza de Wald para la diferencia 95%	
						Inferior	Superior
9	8	-.00184417528528	.000808447913810	1	.811	-.00342870807972	-.00025965049083
	7	.00702044226146 ¹	.001330015081152	1	.000	.00441366060351	.00962722391941
	6	.03537824592826 ¹	.004182907577042	1	.000	.02717989772660	.04357659412992
	5	.03341757296532 ¹	.006816071137006	1	.000	.02005831902072	.04677682690991
	4	.02228972000053	.009420095041693	1	.647	.00382667298787	.04075276701320
	3	.00069486094822	.009351457239070	1	1.000	-.01763365844332	.01902338033977
	2	-.0023235101961	.009238733135241	1	1.000	-.02042993522746	.01578523318824
	1	-.00080743353607	.009286163353834	1	1.000	-.01900797928374	.01739311221160
	9	.00184417528528	.000808447913810	1	.811	.00025965049083	.00342870807972
8	7	.00886462154674 ¹	.001141044973968	1	.000	.00662821449302	.01110102863046
	6	.037224242521353 ¹	.004521127538772	1	.000	.02836117806803	.04680367235904
	5	.0352617525060 ¹	.007078231453679	1	.000	.02138867352715	.04913483097404
	4	.02413389928561	.009673074413338	1	.454	.00517502181589	.04309277675573
	3	.0025390423350	.009563023494972	1	1.000	-.01620414139995	.02128222186696
	2	-.00047817173433	.009449357378219	1	1.000	-.01899857187269	.0180422840402
	1	.00103674574921	.009507205882762	1	1.000	-.01759703537461	.01967052687303
	9	-.00702044226146 ¹	.001330015081152	1	.000	-.00962722391941	-.00441366060351
	8	-.00886462154674 ¹	.001141044973968	1	.000	-.01110102863046	-.00662821449302
7	6	.02835780366660 ¹	.003564711061703	1	.000	.02137109837057	.03534450896303
	5	.02339713070386 ¹	.006136364156311	1	.001	.01437007796147	.03842418344625
	4	.01526927773907	.008791303326015	1	1.000	-.00196136015708	.03249991563523
	3	-.00632558131324	.00881208052939	1	1.000	-.02359694182586	.01094577919939
	2	-.00934279328107	.008745978895621	1	1.000	-.02648459692604	.00779901036389
	1	-.00782787579753	.008830241381438	1	1.000	-.02513483087994	.00947907928488
	9	-.03537824592826 ¹	.004182907577042	1	.000	-.04357659412992	-.02717989772660
	8	-.037224242521353 ¹	.004521127538772	1	.000	-.04680367235904	-.02836117806803
	7	-.02835780366660 ¹	.003564711061703	1	.000	-.03534450896303	-.02137109837057
6	5	-.00196067296284	.002995890162877	1	1.000	-.00783250978381	.00391116385794
	4	-.01308852592772	.005844522525402	1	.905	-.02454357958434	.00163347227110
	3	-.03468338498003 ¹	.006369022865012	1	.000	-.0471664401217	-.02220032954790
	2	-.0377005969478 ¹	.006432208539641	1	.000	-.05030749402662	-.0250936986912
	1	-.03618567946433 ¹	.006545902444031	1	.000	-.04901541250094	-.0233594642771
	9	.03341757296532 ¹	.006816071137006	1	.000	.02005831902072	.04677682690991
	8	.0352617525060 ¹	.007078231453679	1	.000	.02138867352715	.04913483097404
	7	.02339713070386 ¹	.006136364156311	1	.001	.01437007796147	.03842418344625
	6	.00196067296284	.002995890162877	1	1.000	.00391116385794	.00783250978381
5	4	-.01112785296478 ¹	.00297451119314	1	.007	-.01695778763025	-.00529791829932
	3	-.0327271201709 ¹	.003869736497296	1	.000	-.04030725618146	-.02513816785273
	2	-.03573992398493 ¹	.004092018937884	1	.000	-.04376013372724	-.02717971424262
	1	-.03422500650139 ¹	.004293325456771	1	.000	-.04263976977057	-.02581024323221
	9	.02228972000053	.009420095041693	1	.647	.00382667298787	.04075276701320
	8	.02413389928561	.009673074413338	1	.454	.00517502181589	.04309277675573
	7	.01526927773907	.008791303326015	1	1.000	.00196136015708	.03249991563523
	6	.01308852592772	.005844522525402	1	.905	.00163347227110	.0254537958434
	5	.01112785296478 ¹	.00297451119314	1	.007	.00529791829932	.01695778763025
4	3	-.0215848505231 ¹	.001952860175492	1	.000	-.02550044042888	-.0176892767564
	2	-.02461207102015 ¹	.002500621238366	1	.000	-.02951319858632	-.01971094345397
	1	-.02309715353660 ¹	.002799524786513	1	.000	-.02858412129200	-.01761018578121
	9	.00069486094822	.009351457239070	1	1.000	-.01902338033977	.01763365844332
	8	.0025390423350	.009563023494972	1	1.000	-.02128222186696	.01620414139995
	7	.00632558131324	.00881208052939	1	1.000	-.01094577919939	.02359694182586
	6	.03468338498003 ¹	.006369022865012	1	.000	.02220032954790	.0471664401217
	5	.0327271201709 ¹	.003869736497296	1	.000	.02513816785273	.04030725618146
	4	.0215848505231 ¹	.001952860175492	1	.000	.0176892767564	.02550044042888
3	2	-.00301721196784 ¹	.000666738006469	1	.000	-.00436319372733	-.00167123020834
	1	-.00150229448429	.001256108591953	1	1.000	-.00396422206559	.00095963309701
	9	.0023235101961	.009238733135241	1	1.000	-.01578523318824	.02042993522746
	8	.00047817173433	.009449357378219	1	1.000	-.0180422840402	.01899857187269
	7	.00934279328107	.008745978895621	1	1.000	-.00779901036389	.02648459692604
	6	.0377005969478 ¹	.006432208539641	1	.000	.0250936986912	.05030749402662
	5	.03573992398493 ¹	.004092018937884	1	.000	.02771971424262	.04376013372724
	4	.02461207102015 ¹	.002500621238366	1	.000	.01971094345397	.02951319858632
	3	.00301721196784 ¹	.000666738006469	1	.000	.00167123020834	.00436319372733
2	1	.00151491748354	.000638078318229	1	.633	.00026430696050	.00276552800659
	9	.00080743353607	.009286163353834	1	1.000	-.01739311221160	.01900797928374
	8	-.00103674574921	.009507205882762	1	1.000	-.01967052687303	.01579703537461
	7	.00782787579753	.008830241381438	1	1.000	-.00947907928488	.02513483087994
	6	.03618567946433 ¹	.006545902444031	1	.000	.0233594642771	.04901541250094
	5	.03422500650139 ¹	.004293325456771	1	.000	.02581024323221	.04263976977057
	4	.02309715353660 ¹	.002799524786513	1	.000	.01761018578121	.02858412129200
	3	.00150229448429	.001256108591953	1	1.000	-.00095963309701	.00396422206559
	2	-.00151491748354	.000638078318229	1	.633	-.00276552800659	-.00026430696050

Comparaciones por pares de las medias marginales estimadas basadas en la escala original de la variable dependiente DIST X12 DINAMICA

¹. La diferencia de medias es significativa al nivel .05.



VNIVERSITAT
ID VALÈNCIA

