



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“ESTUDIO COMPARATIVO DE LA DISTRIBUCIÓN DE
VECTORES DE FUERZA EN DIFERENTES SISTEMAS DE
CONEXIÓN A IMPLANTES DENTALES”**

TESISTA:

OD. MIGUEL ALFREDO FARAH

DIRECTOR:

PROF. DR. Ricardo Cabral

CÓRDOBA, 2015



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).



UNC

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESCUELA DE POSGRADO

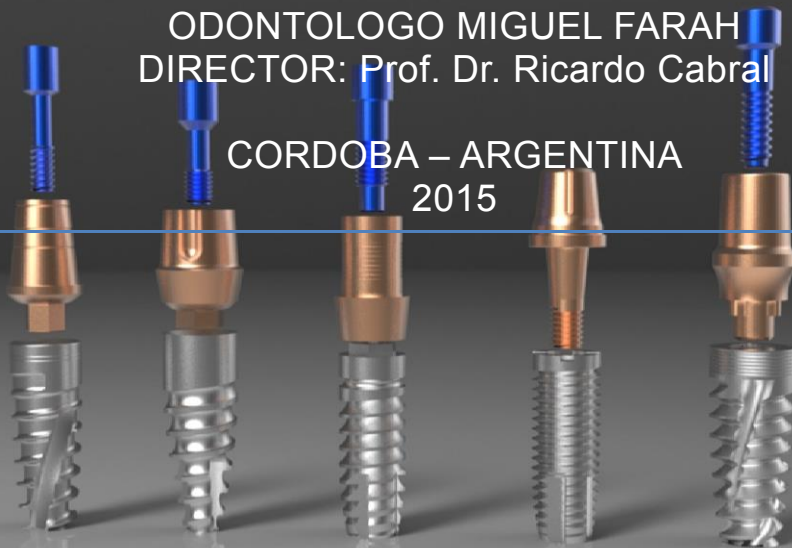


Trabajo de Tesis para optar
al Grado de
Doctor en Odontología

“ESTUDIO COMPARATIVO DE LA
DISTRIBUCION DE VECTORES DE FUERZA
EN DIFERENTES SISTEMAS DE CONEXIÓN A
IMPLANTES DENTALES”

ODONTOLOGO MIGUEL FARAH
DIRECTOR: Prof. Dr. Ricardo Cabral

CORDOBA – ARGENTINA
2015





Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Odontología
Escuela de Graduados.

**Trabajo de Tesis para optar al Grado de
Doctor en Odontología**

“ESTUDIO COMPARATIVO DE LA DISTRIBUCION DE
VECTORES DE FUERZA EN DIFERENTES SISTEMAS DE
CONEXIÓN A IMPLANTES DENTALES”

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA

Doctorando: Od. Miguel Alfredo Farah

Director: Prof. Dr. Ricardo Cabral

CORDOBA – ARGENTINA

Año 2015



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Tesis Doctoral
Od. MIGUEL FARAH – UNC

I. HONORABLE COMISION DE TESIS

I.1 TRIBUNAL:

- Prof. Dr. Atilio Palma. (Facultad de Ciencias Médicas UNC)
- Prof. Dr. Daniel Torasa. (Facultad de Odontología UNC)
- Prof. Dra. Silvia Urreta. (FAMAF-UNC)

I.2 EVALUADOR EXTERNO

- Prof. Dra. Andrea Kaplan (Cátedra de Materiales Dentales- Facultad de Odontología UBA)



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

II. DEDICATORIA

Quiero dedicar esta obra a todos aquellos nóveles odontólogos y colegas especialistas que sabrán encontrar en el presente trabajo y estudio, datos muy importantes para realizar una mejor elección y práctica clínica de excelencia en el área de la implantodontología.

También mi sentida dedicatoria a mi hermano el Dr. Martín Farah, compañero de vida que Dios me regaló, mi profundo cariño y gratitud eterna, a mis queridos Padres Miguel Farah y Norma Brazzale quienes me apoyaron siempre en mis proyectos confiando en mí y demostrándome que con humildad, esfuerzo personal y amor, se concretan todos los anhelos.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Tesis Doctoral
Od. MIGUEL FARAH – UNC

III. AGRADECIMIENTOS

A mi padre Miguel Farah, quien puso a mi disposición su arsenal de herramientas, cortadora circular, morsa hobby plana, punzones marca metal, niveles, reglas con nivel.

A mi Madre Norma Brazzale por su calidez y constante apoyo, ocupándose de colaborar en todo lo necesario, facilitando sobremanera el quehacer cotidiano.

A mi hermano Martin Farah quien colaboró activamente en la elección del tema y detalles de su desarrollo.

A las Autoridades de la Secretaria de Ciencias y Tecnología.

Al Dr. Omar Gani quien colaboró desde el inicio del camino de tesis.

A las Autoridades de la Escuela de Postgrado, por su comprensión y apoyo.

A las Srtas. Sofía Arach y Liliana Dajruch de la Escuela de Graduados por su permanente predisposición y colaboración

Al Dr. Andrés Gelfo, quien puso a mi disposición el sistema Sherline con su torno y fresadora, donde pude confeccionar los tochos para realizar los ensayos y la herramienta de transmisión de fuerzas.

Al Dr. Juan Losano, quien colaboró activamente en la toma de imágenes macro de los diferentes componentes, facilitándome equipo fotográfico y realizó el encerado minucioso de las 25 cofias, logrando el cierre perfecto de cada uno de ellos. A su vez colaboró en el ensamble de los sistemas de implantes, su torqueo y montada.

Al Sr. Roberto Frías, quien realizo un excelente trabajo de laboratorio, haciendo los colados por inducción, de todas las cofias y su correcto ajuste a los pilares de los implantes.

Al Ingeniero Luis Croharé, quien realizó el estudio y medición de áreas de contacto.

Al Director Prof. Dr. Ricardo Cabral quien colaboró en los ensayos mecánicos de los sistemas; brindándome sus experiencias permanentemente.

Al Dr. Eduardo Piazza quien aportó valiosos consejos a tener en cuenta, al momento de los ensayos.

A la Diseñadora Gráfica Srta. Lorena Lescano, por su delicada actuación y el cuidado de los detalles de éste trabajo.

Al Sr. José Luis Triveri, su esposa María Elena y su hija Marisa, quienes colaboraron en todo momento con las impresiones en papel necesarias.

A la Sra. Tamara Cortes por su colaboración en la búsqueda bibliográfica y edición.

Al Sr Fernando Chiesa de Biodental quien colaboró con el material necesario, para mis ensayos.

A los Sres. Roberto y Carlos Crosta, de la firma Rosterdent; quienes junto a Andrés y José pusieron a mis disposición materiales e imágenes para realizar los ensayos.

A la Srta. Carolina Romero de la firma Alpha Bio, quien puso a mi disposición material necesario para los ensayos.

Al Diseñador Industrial Julio Bianchi, quien colaboró en la realización de los ensayos con elementos finitos.

A la Dra. Silvia Urreta quien acompañó permanentemente éste trabajo con justas correcciones y sugerencias que lo enriquecieron.

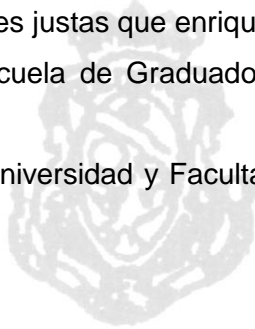
Al Dr. Daniel Torassa quien apoyó y aportó sugerencias durante los avances del estudio.

Al Dr. Atilio Palma, quien siempre tuvo palabras de aliento y ánimo para el desarrollo del estudio y quien supo aconsejarme en el diseño estadístico.

A la Prof. Dra. María del Carmen Urquía Morales, quien a través de su experiencia me brindó apoyo y observaciones justas que enriquecieron éste trabajo.

A las Autoridades de la Escuela de Graduados y el laboratorio de ensayos en A.B.O.

A las Autoridades de esta Universidad y Facultad que me han permitido investigar en esta casa.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Tesis Doctoral
Od. MIGUEL FARAH – UNC

Contenido

I.	HONORABLE COMISION DE TESIS	3
I.1	TRIBUNAL:.....	3
I.2	EVALUADOR EXTERNO	3
II.	DEDICATORIA.....	4
III.	AGRADECIMIENTOS	5
IV.	ABREVIATURAS	11
V.	RESUMEN	12
VI.	ABSTRACT.....	13
VII.	INTRODUCCION – Marco Teórico.....	14
VIII.	HIPOTESIS	23
IX.	OBJETIVOS.....	24
IX.1	GENERAL.....	24
IX.2	ESPECIFICOS.....	24
X.	MATERIALES Y METODOS.....	25
X.1	Ensayos Mecánicos.....	25
X.1.1	Diseño del ensayo, descripción y desarrollo.....	25
X.1.2	Descripción de los sistemas de implantes y sus tipos de conexión.....	27
X.1.3	Componentes del sistema.....	32
X.2	Confección de las bases de fijación “ad hoc” para el ensayo mecánico.....	34
X.2.1	Corte, fresado y roscado de las barras con CNC.....	34
X.2.2	Presentación sistemas de Implantes sobre la barra.....	36
X.3	Diseño de la corona “ad Hoc”.....	37
X.3.1	Corte y marcado de la moneda con CNC.....	37
X.3.2	<i>Dipping</i> de la cofia primaria y encerado eléctrico.....	38
X.3.3	Montaje y centrado de las monedas en las cofias.....	39
X.3.4	Montaje y adaptación de las cofias enceradas a cada sistema de sistema de conexión.....	40
X.3.5	Control de paralelización y horizontalidad en paralelómetro.....	40



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

X.3.6	Colado de las cofias en Cr-Níquel.	41
X.3.7	Enarenado, corte y pulido de las mismas.	44
X.3.8	Control con lupa de adaptación a cada sistema.....	44
X.3.9	Pintura de todas las partes del sistema con azul de Prusia.	44
X.3.10	Montajes de todos los sistemas de conexión y torque de los mismos....	45
X.3.11	Montajes de las cofias sobre los sistemas de conexión.	46
X.3.12	Relleno del Gap con resina acrílica.	47
X.3.13	Montaje de la base sobre una Morsa plana en la MUE.	47
X.4	Confección de una aguja trasmisora de Fuerzas	48
X.5	Ensayos mecánicos en Céntrica a 900 N.	50
X.5.1	Curvas de Fuerza aplicadas en Céntrica.	50
X.6	Ensayos Mecánicos en Excéntrica a 700N.	53
X.6.1	Curvas de Fuerza aplicadas en Excéntrica.....	53
X.6.2	Fractura del implante.....	56
X.7	Reporte y Observaciones de los sistemas de conexión luego del ensayo. 56	
X.7.1	Separación de las partes del sistema Implante –pilar	56
X.7.2	Observación en lupas 10X, de áreas de contacto y de no contacto. ...	57
X.7.3	Medición de las áreas con el software Image pro-plus.....	57
X.8	Inclusión de los sistemas de conexión en resinas de poliéster.	58
X.8.1	Secuencia.....	58
X.8.2	Corte con micrótopo y disco de Ti.....	59
X.8.3	Pulido de los cortes.	60
X.8.4	Observación en lupa de los sistemas de conexión sometidos a carga en cortes longitudinales. Fig. 91 a y b.	61
X.8.5	Fotos Macro de los sistemas.	61
X.8.6	Medición de las superficies y áreas de contacto. Superficie de revolución. 62	
X.9	Propiedades Mecánicas de los materiales utilizados	68
X.10	Máquina Digimess. Descripción:	68

X.11	Diseño del Ensayo y Relevamiento dimensional de los sistemas de conexión.	70
X.11.1	Modelado digital y 3D de cada sistema de conexión.	71
X.11.2	Programación del análisis en el software Solidworks®.	75
X.11.3	Mallado del sistema y Análisis.	75
X.11.4	Análisis de Von Mises.	82
XI.	RESULTADOS.	85
XI.1	Del Ensayo Mecánico.	85
XI.1.1	Reporte de los resultados en Céntrica.	85
XI.1.2	Reporte de los resultados en Excéntrica.	90
XI.1.3	Energía absorbida en céntrica.	96
XI.1.4	Energía absorbida en excéntrica.	96
XI.1.5	Áreas de contacto y no contacto de los sistemas.	101
XI.2	Del Ensayo de los Elementos Finitos.	107
XI.3	Análisis Estadístico.	109
XI.3.1	Análisis de las pendientes de las curvas Fuerza-Desplazamiento	109
XI.3.2	Determinación de zonas o rangos según sus características.	115
XI.3.3	Análisis de las pendientes de las curvas Fuerza-Desplazamiento	117
XI.3.4	Análisis desde el punto de vista de la energía	124
XII.	DISCUSIÓN.	131
XII.1	APLICACIÓN CLINICA	137
XIII.	CONCLUSIONES.	139
XIII.1	De los Ensayos.	139
XIV.	BIBLIOGRAFIA.	141
XV.	ANEXOS.	146
XV.1	Maquinas Utilizadas	146
XV.2	Instrumentos.	149
XV.3	Programas.	149
XV.4	Sistemas.	149



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

XVI. Certificaciones150



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Tesis Doctoral
Od. MIGUEL FARAH – UNC

IV. ABREVIATURAS

AISI	American Iron and Steel Institute
Ad Hoc	Se refiere a un dispositivo hecho en el momento y a medida de una Prueba.
ADP	Azul de Prusia. Pigmento colorante insoluble.
CAD	Computer Aided Desing. Diseño Asistido por Computadora.
CNC	Control Numérico Computarizado
CM	Cono Morse
HE	Hexágono Externo.
HI	Hexágono Interno.
EH	Etapas de Hermanamiento.
EA	Etapas de Amoldación/acomodamiento desde el inicio de la carga hasta los 30kgf en céntrica y los 27kgf en excéntrica.
GAP	Espacio ocupado por aire entre las paredes de la base del soporte y las paredes externas del implante
IPP	Software Image Pro Plus 4.5
MEF	Método de los Elementos Finitos.
MUE	Máquina Universal de Ensayo.
SSALT	Step Stress Accelerates Life Testing.
RAI	Rango de Adaptación Inicial
RE	Rango Estable.



V. RESUMEN

Este trabajo presenta un estudio comparativo, de comportamiento y distribución de vectores de fuerza entre cinco sistemas de conexión implante-pilar diferentes entre sí, utilizados para rehabilitaciones implanto asistidas unitarias. Estos sistemas sólo presentan similitudes en el largo y ancho de las piezas ensambladas.

Se logró determinar el comportamiento real de las estructuras intervinientes sometidas a distintas cargas y las zonas de mayor concentración de tensiones de cada sistema implante – pilar.

Para este estudio se realizó un ensayo mecánico compresivo, con la Máquina Universal de Ensayos; y un ensayo virtual, con el Método de los Elementos Finitos.

Se utilizaron para los ensayos implantes, pilares y tornillos originales, sobre los cuales se construyó una cofia personalizada; dichos sistemas se hicieron encastrar en una base rígida de acero inoxidable desarrollada “Ad Hoc”.

Estos sistemas fueron sometidos a cargas incrementales axiales y centrales de 0 a 900N y a cargas no axiales aplicadas a 4mm del eje central de 0 a 700N en la Máquina Universal de Ensayos, registrándose los valores de carga y desplazamiento en cada caso.

Luego se realizó el mismo procedimiento, recreando las mismas condiciones con el Método de los Elementos Finitos; donde se pudieron observar las zonas de mayor concentración de tensiones.

Concluimos que todos los sistemas de conexión absorben energía mecánica sin producirse fractura temprana; luego de una primera etapa de hermanamiento o acople, tiene lugar una deformación elástica de sus componentes, siendo las fuerzas excéntricas las principales causantes del aflojamiento de los tornillos y de la deformación plástica de los componentes del sistema implante-pilar de conexión.

Confirmamos que el elemento 'fusible' de cada sistema es el tornillo de fijación.

Establecimos que los mejores comportamientos, en cuanto a adaptación y distribución de tensiones, se dan en aquellos sistemas de conexión donde el maquinado de sus partes - plataforma, hexágono interno, encastres tri-channel, espiras de tornillos - se realiza de manera prolija y su metrología y acabado son controlados más exhaustivamente al final del proceso.



VI. ABSTRACT

In this work a comparative study of the stress distribution in five different implant-abutment connection systems is performed. These systems, used in implants restorations have similar lengths and widths.

For each implant system- abutment unit, the structural behavior and the location of the highest stress concentration were determined experimentally and by numeric simulations

Mechanicals tests were performed with a Universal Testing Machine; and virtual tests were simulated using the Finite Element Method.

To perform the tests, original implants, abutments and screws, were prepared by first building a custom cap, and further fixing them to a rigid stainless steel, "Ad Hoc" constructed base.

Two tests were conducted for each system, one in which incremental compressive axial loads, from 0 to 900N were applied and another one, applying compressive eccentric loads between 0 to 700N, at 4mm from the central axis.

The test conditions were further recreated in a numerical simulation using the Finite Element Method; the global stress distribution in the sample and the sites of high stress concentration were determined.

It is concluded that, after an initial stage of matching, all the connection systems deform without sliding, being plastic deformation and dissaccomodation only detected for eccentric loads.

It is also confirmed that in all the systems, the 'fuse' element is the screw.

It is shown that optimal adaptation and stress distribution take place in those systems where parts and platforms, internal hex screw turns, tri-channel inserts, are neatly manufactured with a good finishing and metrology is more thoroughly controlled.



VII. INTRODUCCION – Marco Teórico

La especie humana ha sufrido patologías orales desde sus orígenes, ante las cuales ha ido buscando diferentes soluciones; es así cómo culturas alejadas y sin ninguna relación (mayas¹, fenicios, romanos, chinos) trataron de buscar alternativas para el tratamiento del edentulismo, lo que demuestra la importancia que el hombre ha concedido desde los primeros tiempos a esta mutilación provocada por la pérdida de piezas dentales.^{2;9;10;11;12;13;19;22;27} Esto produce alteraciones variadas, como: pérdida de masa óseo maxilar y mandibular, alteración en tejidos blandos, problemas de oclusión, de masticación, alimentación, funcionales, de vocalización del lenguaje y estética (Fig. 1, Fig. 2, Fig. 3). El tratamiento de estos problemas se ha basado en el uso de aparatos protésicos convencionales, que son útiles y económicos en un gran número de casos, pero que traen aparejados consigo un sinnúmero de inconvenientes, como por ejemplo: movilidad funcional, necesidad de anclarse en dientes vecinos, con el riesgo de lesionarlos, a veces lesiones en tejidos blandos, entre otros.^{1;5;10;14} Otra terapia posible en éstos últimos tiempos, es la aplicación de implantes dentales; éstos mejoran la calidad masticatoria, la función y la estética en pacientes total o parcialmente desdentados, sin necesidad de comprometer a otros elementos dentarios.^{1-10;13;14;16;17;20;22;27;28.}



Fig. 1 Implante de concha marina tallada. Civilización Maya.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.



Fig. 2 Incrustaciones de jade. Civilización Maya.



Fig. 3 Ferulizaciones. Fenicios.

La aplicación científica de los implantes dentales comenzó en la década de los sesenta, cuando el Prof. Per Ingvar Bränemark y su grupo de colaboradores desarrolló el concepto de óseointegración^{7;10} (una conexión directa, estructural, y funcional, entre el hueso vivo y ordenado y la superficie del implante sometido a carga) que dio lugar al uso satisfactorio de los implantes dentales, en contraposición al concepto de fibrointegración reinante, que se imponía aún, y que proponía imitar en las fijaciones al ligamento periodontal.^{3-6;10;13;17;27;28} Hasta aquel momento se utilizaban los implantes tipo intraoseos (laminillas de Linkow Fig. 4, agujas de Scialom, Fig. 5., implantes de Formiggini, Cherchève etc.) y los yuxtaoseos (estructuras coladas de

romo níquel Fig. 6.); ambos sistemas estaban elaborados en una sola pieza sin conectores.^{10;11;14;18}



Fig. 4 Implantes o laminillas de Linkow.

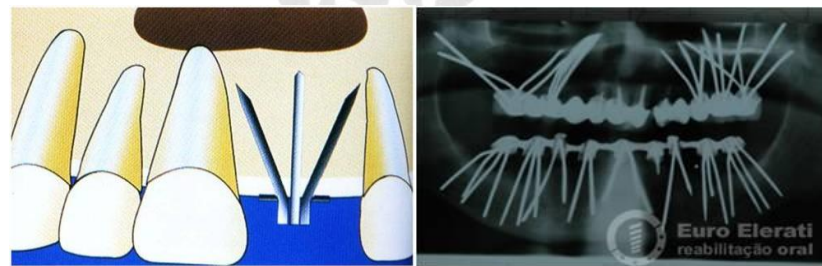


Fig. 5 Implantes o Agujas de Sialom.

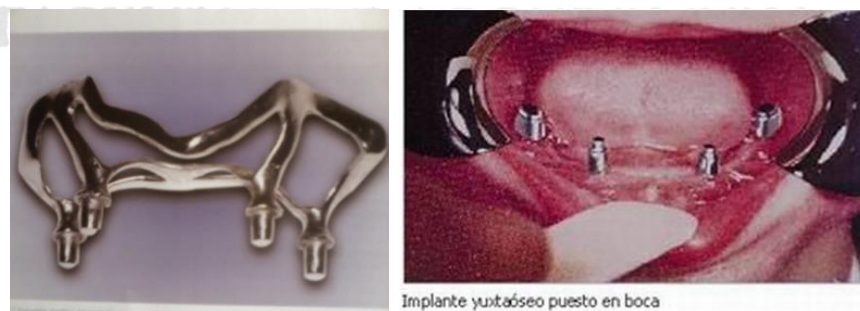


Fig. 6 Implantes Yuxtaoseos de Cr Ni.

Hoy el campo de los biomateriales sigue sorprendiendo, utilizando aleaciones especiales en los implantes dentales fabricados con materiales biocompatibles (Fig. 7), diseñados de forma que permitan una correcta sustitución de las raíces naturales perdidas.^{15;16;22;25}



Fig. 7 Implantes Interóseos.

Los biomateriales usados son el resultado racional de ensayos, de prueba y error, ya que no se pueden prever las respuestas tisulares a los implantes, pero el objetivo clínico es preciso: se quiere conseguir una rápida y efectiva oseointegración.

El titanio es un material con propiedades no reactivas, es de elección en la Implantología; provoca una mínima respuesta inmune, por lo tanto se lo considera biológicamente inerte, y aun así puede ser sometido a una gran variedad de modificaciones superficiales tanto físicas como químicas, las cuales influyen en la respuesta del tejido óseo contenedor. Más concretamente referido al uso de los implantes, no sólo las modificaciones son en superficie, sino también en el diseño de los mismos, buscando emular la naturaleza, lograr una correcta fijación primaria y convivir mejor con los tejidos blandos para lograr excelencia en función y estética. Estas constantes modificaciones son las que permiten tratamientos predecibles, con porcentajes de éxito que van desde un 86% al 99%.^{3-7;10;12;13;14;16;22;25}

El éxito de los implantes en el hueso requiere biocompatibilidad y estabilidad mecánica que permita la formación y el mantenimiento de tejido óseo a su alrededor, es decir, su oseointegración.

En la actualidad los implantes dentales tienen formatos variados; aplicándolos por medio de un proceso o técnica quirúrgica de dos fases o estadios, en el cual en la primera, el implante es alojado en el lecho óseo permitiendo que se produzca la oseointegración (Fig. 8), sin carga durante dos a tres meses según corresponda, para luego de transcurrido este período entrar en el estadio de carga o activación (Fig. 9) de los mismos.^{5;7;8;12;22;23}



Fig. 8 Fase Quirúrgica



Fig. 9 Fase de activación.

La verdad en cuanto al desempeño de los implantes la proporciona la realidad clínica de las rehabilitaciones orales, que no puede soltarse de la mano de la oseointegración, siendo por ello sumamente difícil crear modelos experimentales en animales y en situaciones simuladas para observar los comportamientos reales de estos sistemas. Es decir que en cada rehabilitación oral implantoasistida la concentración de fuerzas oclusales y su respectiva distribución variará de acuerdo a la fisiología y anatomía oclusal de ese individuo (Fig. 10).



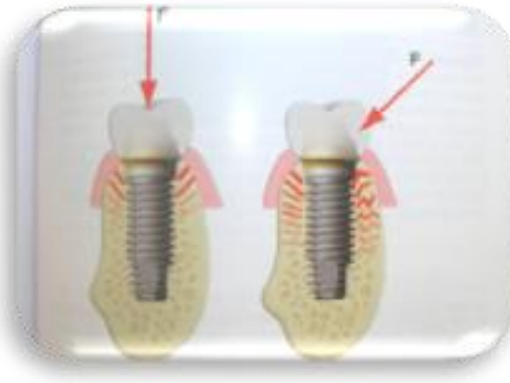


Fig. 10 Acción de las fuerzas oclusales en una rehabilitación implantoasistida.

Según la American Academy of Implant Dentistry, hoy se dispone de más de 90 diseños que ofrecen combinaciones de cuerpo de implantes, plataformas, longitud, conexiones, protésicas, tratamiento de superficies e interfaces. (Fig. 11)



Fig. 11 Distintos tipos de implantes y conectores.

Todas estas variables que proporciona la aplicación de la ingeniería industrial y la digitalización del proceso a la biología, nos lleva a preguntarnos cuales de estos sistemas son los más confiables para su aplicación clínica, y si las nuevas modificaciones mejoran la performance de desempeño clínico de los mismos.^{4;9;10;12;13;15;18} La gran versatilidad de sistemas nos permite elegir el más conveniente para cada individuo y no adaptar al paciente a los sistemas de implantes como fue en los comienzos de la implantología.²² Esta selección del sistema más conveniente para cada paciente, demanda un mejor conocimiento de las prestaciones de cada uno frente a diferentes condiciones estructurales y funcionales.

En el presente estudio se focaliza la atención en el comportamiento mecánico de la conexión implante-pilar en diferentes sistemas comerciales de última generación. Se estudia la distribución de tensiones en cada una de estas conexiones mediante experimentos de aplicación de cargas y simulaciones numéricas de los procesos; se comparan sus desempeños mecánicos y su predictibilidad según sus rangos de concentración y distribución de vectores de fuerza en situaciones simuladas. La distribución de tensiones de Von Mises en las diferentes conexiones se simulará asumiendo sólidos elásticos, mediante el método de elementos finitos, MEF.^{22;29}

Para la realización de este trabajo, se utilizó un método sistemático y útil denominado “Análisis por elementos finitos”. El MEF permite realizar un modelo matemático de cálculo para el sistema real; aportando información detallada de los datos de los ensayos mecánicos para volcarlos a un computador y obtener mapas de tensiones complejas.

El análisis por elementos finitos (FEA por sus siglas en inglés para: *Finite Element Analysis*) es una técnica de simulación por computador usada en la industria; en la (Fig. 12) se muestra un ejemplo de una simulación de la distribución de tensiones en el casco de una nave y en una biela, realizada con éste método.

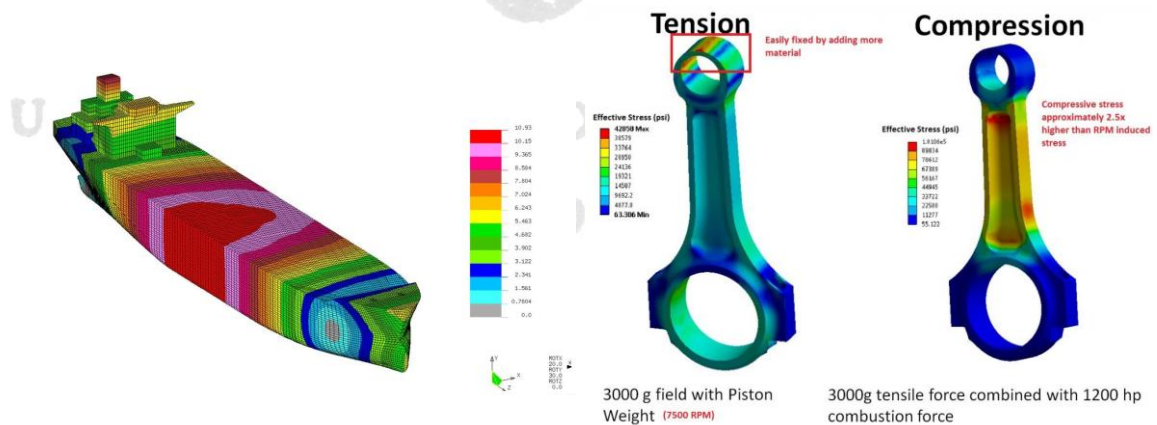


Fig. 12 Diseño de casco de barco y partes estructurales de una biela en FEM.

El análisis de elementos finitos, desde su enfoque matemático, fue desarrollado en 1943 por Richard Courant. Desde un punto de vista ingenieril, el análisis de elementos finitos se origina en el desarrollo de un método de análisis estructural de matrices de desplazamiento, el cual surge luego de varias décadas de investigación, principalmente en la industria aeroespacial inglesa, como una variante apropiada para computadores. Para finales de los años de la década de 1950, los conceptos claves de

matriz de rigidez y ensamble de elementos existe en las formas como se conocen hoy en día.²⁹

En estas aplicaciones, el objeto o sistema se representa por un modelo geoméricamente similar que consta de múltiples regiones discretas simplificadas y conectadas. Se aplican a cada elemento las ecuaciones de equilibrio, las condiciones de contorno y las relaciones constitutivas, para construir un sistema de varias ecuaciones. El sistema de ecuaciones se resuelve para los valores desconocidos usando técnicas de álgebra lineal o esquemas no lineales, dependiendo del problema.²⁹

Comúnmente se usa FEA (Finite Elements Analysis) para determinar los esfuerzos y los desplazamientos en sistemas mecánicos. Es además usado de manera rutinaria en el análisis de muchos otros tipos de problemas, entre ellos transferencia de calor, dinámica de fluidos, y electromagnetismo. Con FEA se pueden manejar sistemas complejos cuyas soluciones analíticas son difíciles de encontrar²⁹ (Fig. 13, 14, 15).

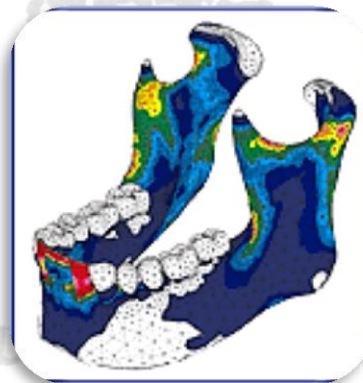


Fig. 13 Modelo de Maxilar Inferior FEA.

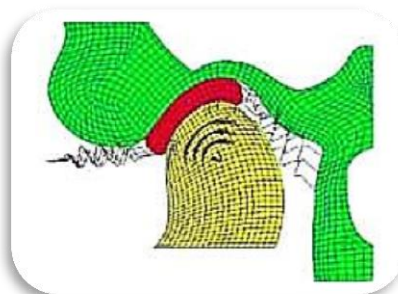


Fig. 14 ATM en trabajo en FEA



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

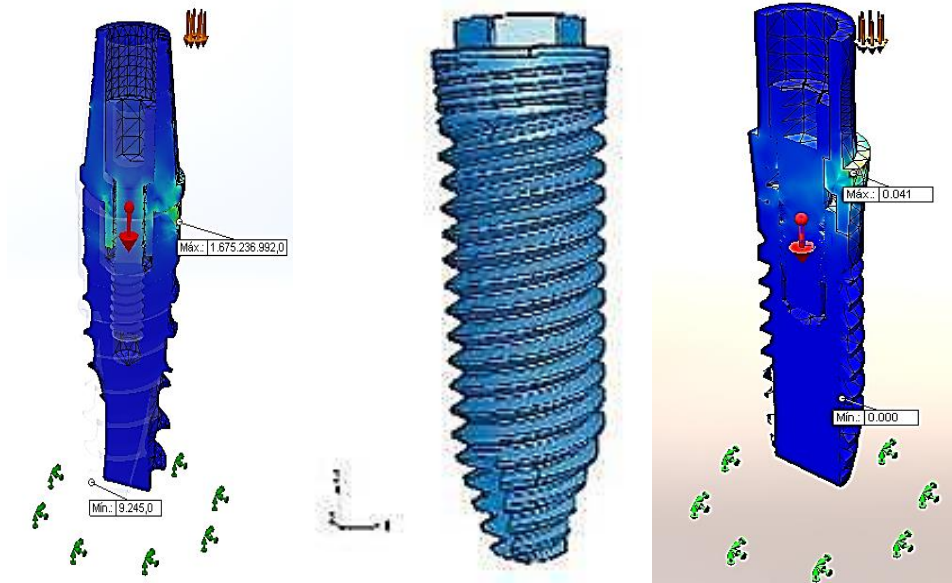


Fig. 15 Modelo de cuerpo de Implante en FEA. En los modelos se pueden apreciar en una escala colorimétrica la acción de las tensiones sobre los componentes del sistema de implantes, originadas por las cargas (flechas verticales rojas y naranjas) a las que se los somete en condiciones controladas de entorno, (las flechas verdes indican el continente virtual de dicha simulación).



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA

VIII. HIPOTESIS

Si se conocen las zonas de concentración de tensiones estructurales y sus magnitudes en los diferentes sistemas de conexión, se podrá predecir, que tipo de cargas oclusales podrá soportar cada sistema de conexión a implantes.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Tesis Doctoral
Od. MIGUEL FARAH – UNC

IX. OBJETIVOS

IX.1 GENERAL

Realizar un estudio comparativo “in–Vitro” de la distribución de tensiones en diferentes sistemas de conexión implante–pilar empleados en rehabilitaciones implanto asistidas unitarias.

1. Determinar mediante ensayos mecánicos el comportamiento de los sectores estructurales de cada sistema de conexión implante-pilar.
2. Determinar a través de los elementos finitos, en qué sector estructural del sistema implante- pilar se concentran las tensiones.

IX.2 ESPECIFICOS

De acuerdo a los resultados y condiciones de este estudio:

1. Comparar los distintos sistemas de conexión y establecer cuáles son los de mejor desempeño mecánico en cuanto a aflojamiento y deformación.
2. Determinar a través del MEF, cuales son los puntos débiles del diseño para cada uno de los cinco sistemas.
3. Determinar si alguno de los cinco sistemas puede pasivizar o distribuir uniformemente las cargas axiales y las descentradas.
4. Determinar a través del MEF, los sitios estructurales de mayor concentración de tensiones y los valores alcanzados.
5. Determinar el efecto de la aplicación de un momento de carga excéntrica sobre la posible deformación plástica de los cinco sistemas de conexión.
6. Observar si hay aflojamiento entre las partes luego de ser sometidas a cargas, mediante la utilización del torquímetro.



X. MATERIALES Y METODOS

Para los ensayos de este estudio comparativo entre diferentes sistemas de conexión implante - pilar, se usaron dos métodos:

1. Ensayo de compresión con cargas céntricas y excéntricas de la muestra, mediante la maquina universal de ensayos.

2. Ensayo Simulado aplicando el método de elementos finitos.

Una vez obtenidos los datos se someterán a análisis estadísticos.

X.1 Ensayos Mecánicos.

X.1.1 Diseño del ensayo, descripción y desarrollo.

Para este estudio comparativo se utilizaron diferentes implantes de titanio tratados superficialmente, que comparten un diseño tipo anatómico o cónico en su extremo inferior y un diámetro de cuerpo y plataforma de $(4 \pm 0,5)$ mm y una longitud de $(11,5 \pm 0,5)$ mm según fabricante, ya que estos rangos de diámetro y altura resultan más representativos de la frecuencia de uso de implantes en las rehabilitaciones orales unitarias. Lo que variará entre los diferentes implantes será su sistema de conexión entre implante-pilar recto-tornillo de fijación (Fig. 16).

Así, se conformaron 5 grupos a estudiar integrados por 5 implantes cada uno y sus respectivos sistemas de conexión implante-pilar recto-tornillo de fijación.

Se pintaron todas las superficies de las piezas respectivas involucradas en la conexión con Azul de Prusia con la finalidad de localizar las áreas de máximo contacto, y establecer sus características puntuales o distribuidas.

Se tomaron macrofotografías (con lupa estereoscópica a 25X) antes de realizar los ajustes de las partes y medir a través de las grillas las diferentes áreas con el programa Image Pro Plus 4.5.

Se procedió a ensamblar cada sistema de conexión, pilar recto e implante mediante su respectivo tornillo de fijación torquado a 35Ncm.

Para receptor y fijar las muestras en condiciones de perpendicularidad respecto a las cargas; se diseñó y confeccionó un dispositivo “Ad Hoc” de metal, consistente en una barra maciza, de sección rectangular, la cual encastraba perfectamente en la maquina universal de ensayos, donde se realizaron sendas perforaciones coincidentes con los diámetros externos de los implantes que fueron ensayados.

En dichas perforaciones se incluyeron los diferentes sistemas de implantes con una resina de tipo acrílica para fijar una única posición de ensayo.



Realizado éste procedimiento, se confeccionó sobre cada pilar recto una cofia metálica sistematizada con dos puntos de incidencia, uno axial, perpendicular al plano oclusal; y el otro excéntrico desplazado a 4 mm del centro.

Se paralelizaron las cofias para cada sistema.

Luego se sometieron los sistemas a fuerzas de compresión en el rango entre 20 N a 900N. La velocidad media de carrera del cabezal aplicada fue de $0.05 \frac{mm}{s}$, lo que se tradujo en una velocidad media de carga de $10N/s$ (Fig. 17).

Se registraron las magnitudes de la carga y de la compresión experimentada por el sistema para cada ensayo.

Luego de realizados los ensayos mecánicos, se desarmaron los sistemas de conexión y se observaron sus partes; se desvincularon las piezas y se tomaron nuevas fotografías de las zonas de interés, las que fueron analizadas con el software Image Pro plus 4.5 para cuantificar las áreas de contacto.

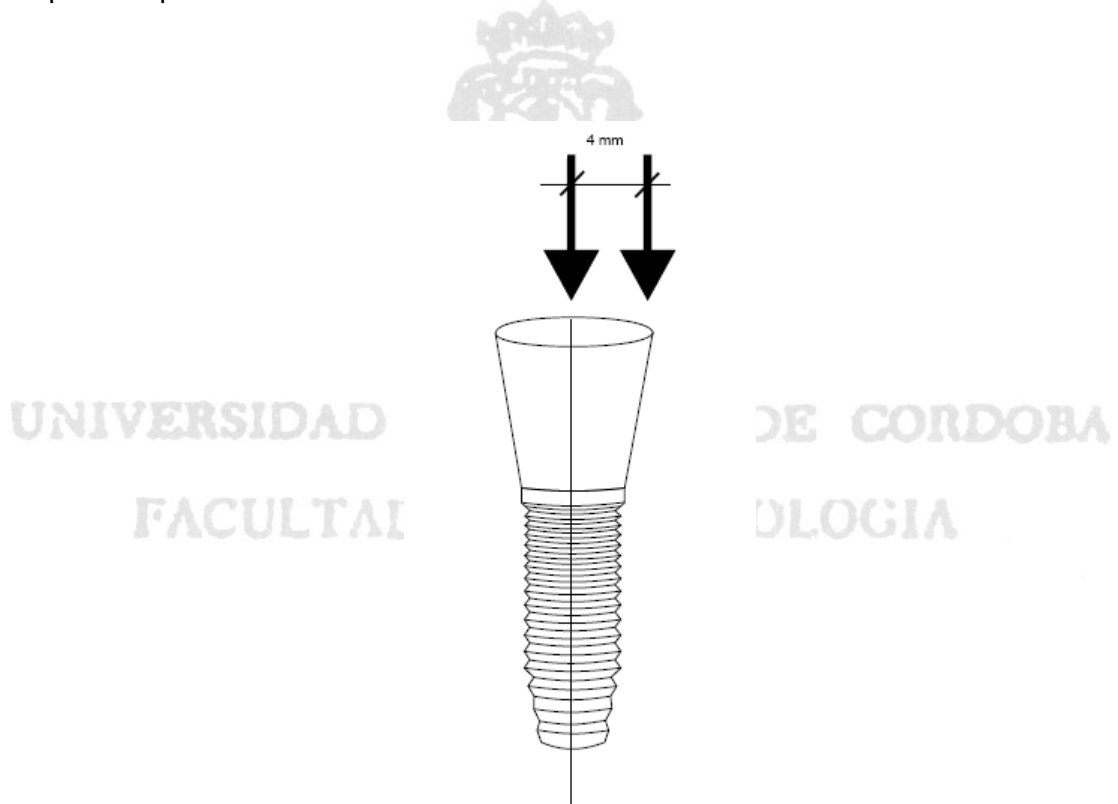


Fig. 16 Sistema implante-pilar recto-tornillo-cofia.



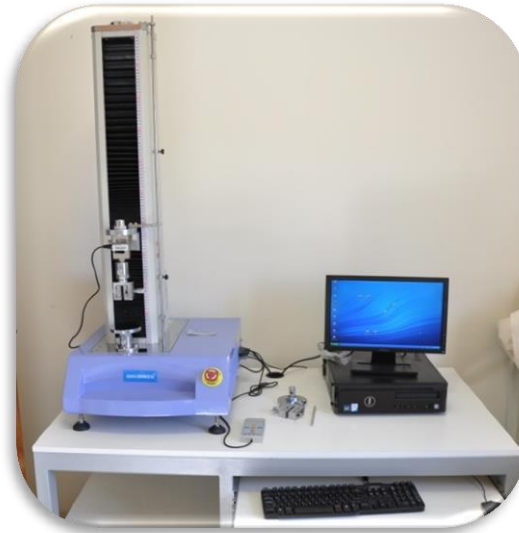


Fig. 17 MUE. Máquina Universal de Ensayos Digimess.

X.1.2 Descripción de los sistemas de implantes y sus tipos de conexión.

Los sistemas de implantes que usamos para este ensayo son construidos a partir de **Ti grado 5**, conocido como Ti6Al4V, tiene un porcentaje en peso del 6% de aluminio y del 4% de vanadio. Es la aleación de titanio más utilizada, sobre todo, en el campo de la biomedicina o la odontología. Tiene una resistencia a la tracción de 896 MPa, un límite elástico de 827 MPa, una ductilidad del 10%, una dureza de 33 HRB,³⁰ Todos estos implantes presentan un tratamiento de superficie sobre el cuerpo exterior del implante, pensado para entrar en contacto con el tejido óseo y mejorar la oseointegración, por lo cual no influye en nuestro ensayo mecánico, ya que las zonas a analizar no están afectadas por éstos tratamientos, sino simplemente están mecanizadas. La diferencia manifiesta está en que todos los implantes ensayados cuentan con diferentes sistemas de conexión entre el implante y el pilar, o tornillo de unión. A continuación describiremos a cada uno de ellos:



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Sistema de implantes Neodent. Modelo: TitamaxCM Cortical Implant

Conexión: Cono morse.

Medidas: Ø 4,3mm x 11,5mm Fig. 18.

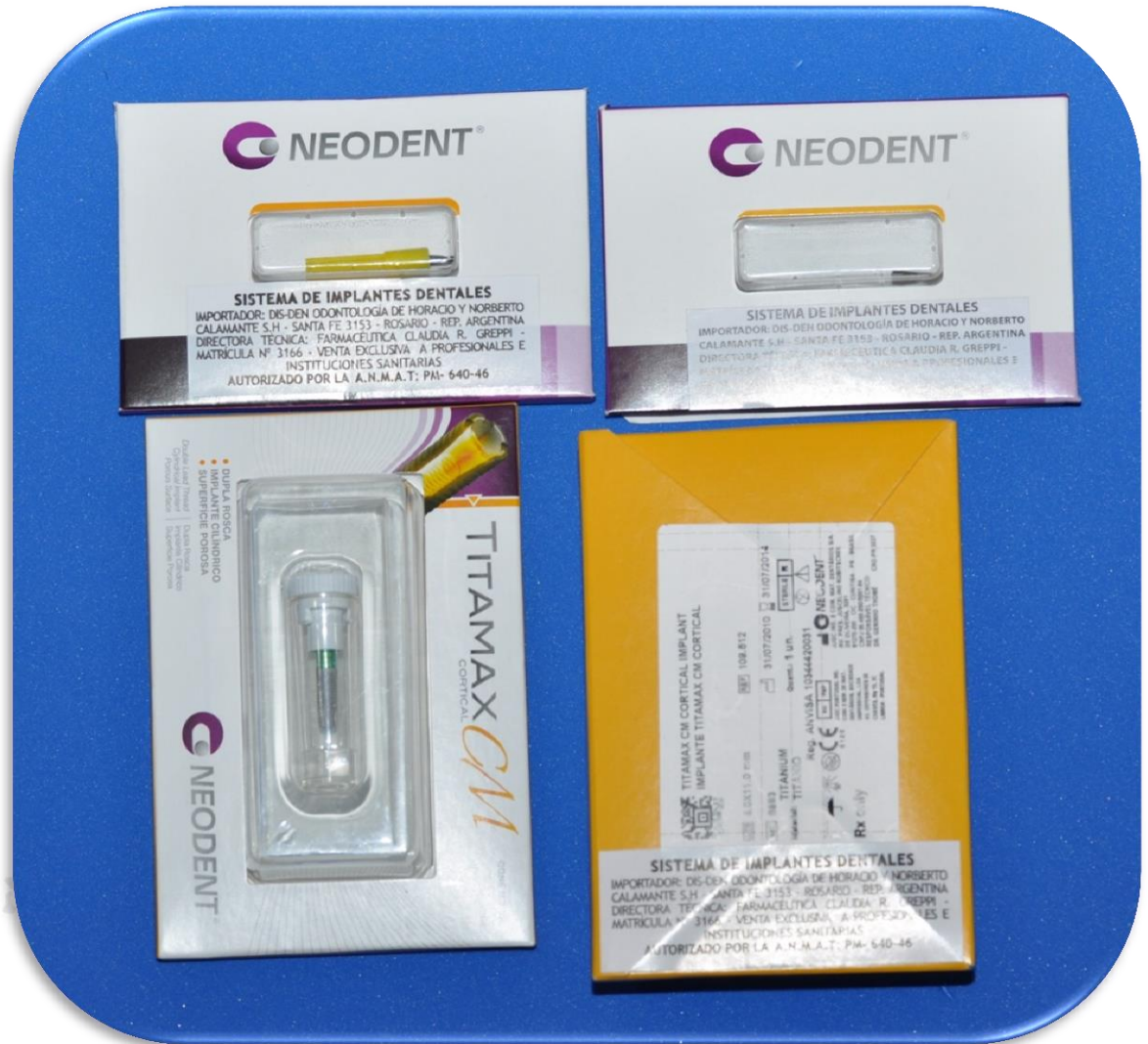


Fig. 18. Presentación comercial del sistema y sus componentes protésicos.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Sistema de Implante Biohorizons. Modelo: Tapered Internal Implant.

Conexión: Hexágono interno.

Medidas: Ø 4,6 mm x 12mm Fig. 19.



Fig. 19. Presentación comercial del sistema y sus componentes protésicos.

Sistemas de Implante: BioloK. Modelo: Micro-lok Implant system.

Conexión: Hexágono Externo.

Medidas: Ø 4mm x 11,5mm Fig. 20



Fig. 20. Presentación comercial del sistema y sus componentes protésicos.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Sistema de Implante: Alphabio Tec. Modelo: SPI.

Conexión: Hexagonal interna.

Medidas: Ø 4,2mm x 11,5mm Fig. 21.



Fig. 21 Presentación comercial del sistema y sus componentes protésicos.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Sistema de Implantes: Rosterdent. Modelo: Conical Gold.

Conexión: Tri-channel Interna.

Medidas: Ø 4,5mm x 11,5mm Fig. 22.



Fig. 22. Presentación comercial del sistema y sus componentes protésicos.

X.1.3 Componentes del sistema.

A continuación vamos a observar en imágenes macro, cada sistema de conexión con sus diferentes componentes y maquinados.

Sistema Alphabio Tec.SPI. Fig. 23 y Fig. 24, cuenta con tres piezas implante, pilar y tornillo de fijación.



Fig. 23 y Fig. 24. Sistema de Implantes Alphabio Tec SPI.

Sistema Neodent CM cortical. Fig. 25 y Fig. 26, cuenta con dos piezas implante, pilar y tornillo de fijación en una misma pieza.

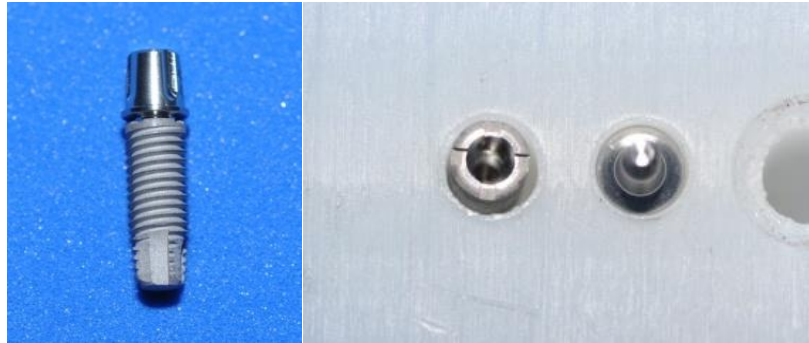


Fig. 25 y Fig. 26. Sistema de Implantes Neodent CM Cortical.

Sistema Biohorizons Tapered Internal. Fig. 27 y Fig. 28, cuenta con tres piezas implante, pilar y tornillo de fijación.



Fig. 27 y Fig. 28. Sistema de Implantes BioHorizons Tapered internal.

Sistema Biolok Micro-lok system. Fig. 29 y Fig. 30, cuenta con tres piezas implante, pilar y tornillo de fijación.



Fig. 29 y Fig. 30. Sistema de Implantes Biolok Microlok system.

Sistema Rosterdent Conical Gold. Fig. 31 y Fig. 32, cuenta con tres piezas implante, pilar y tornillo de fijación.



Fig. 31 y Fig. 32. Sistema de Implantes Rosterdent Conical Gold.

X.2 Confección de las bases de fijación “ad hoc” para el ensayo mecánico.

Denominamos bases, a unos dispositivos “ad hoc”, confeccionados a partir de una barra maciza de acero de 30mm por 30mm, que fueron seccionadas y maquinadas con el objetivo de alojar a los diferentes sistemas de implantes en condiciones de inmovilidad durante los ensayos y encastrar perfectamente en los dispositivos de sujeción de la MUE, Fig. 33 y Fig. 34.



Fig. 33 y Fig. 34. Bases para fijación en el ensayo mecánico.

X.2.1 Corte, fresado y roscado de las barras con CNC.

Una vez seccionadas las barras fueron maquinadas en el centro de maquinado Sherline CNC, Fig. 35-37. El fresado de las mismas con CNC, fue realizado de acuerdo al diámetro de cada implante, tallando un escalón de tope en las mismas oquedades, Fig. 38 a y b.



Fig. 35 CNC.

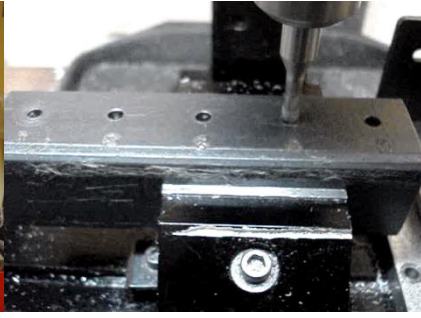


Fig. 36 Fresadora.



Fig. 37 Alesadora.



Fig. 38 a) y b). Escalón tope fresado para cada implante.

Una vez fresadas todas las bases de acuerdo al orden de los sistemas de implantes, que fue repetido en las cinco barras a lo largo de los ensayos, se realizó inmediatamente debajo del escalón tope de cada alojamiento de implante, una perforación pasante, hacia las bases de las barras; sendas perforaciones fueron roscadas a posteriori, con un macho de roscar \varnothing 3mm, para insertar un tornillo “gusano” Allen de 3mm. Fig. 39 a y b.

La intención de la instalación del tornillo Allen, fue poder regular la altura de asentamiento de todos los sistemas por igual, ya que recordemos que los mismos presentan alturas y anchos diferentes entre sí. De esta manera se pudo homologar una altura de inserción de los implantes que en todos los casos fue 1,5 mm por sobre la superficie de la base.

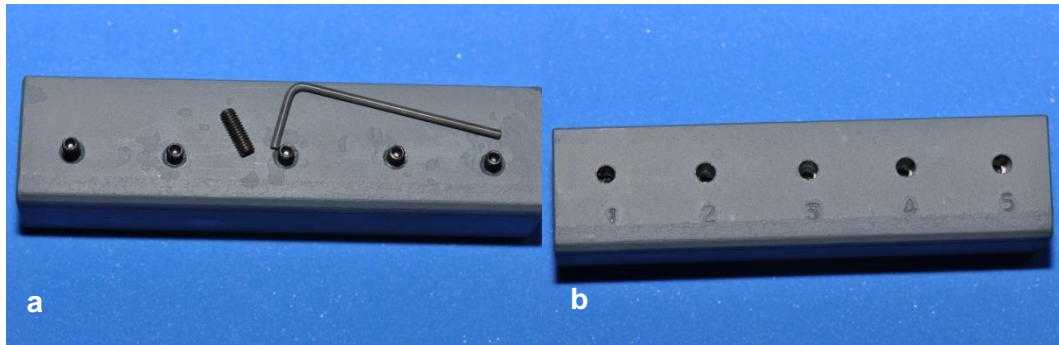


Fig. 39 a) y b). Bases roscadas con sus respectivos tornillos Allen.

X.2.2 Presentación sistemas de Implantes sobre la barra.

Los sistemas de implantes fueron incluidos en la barra “ad hoc” 1mm por fuera de la superficie exterior de la misma en todos los casos. Fig. 40.

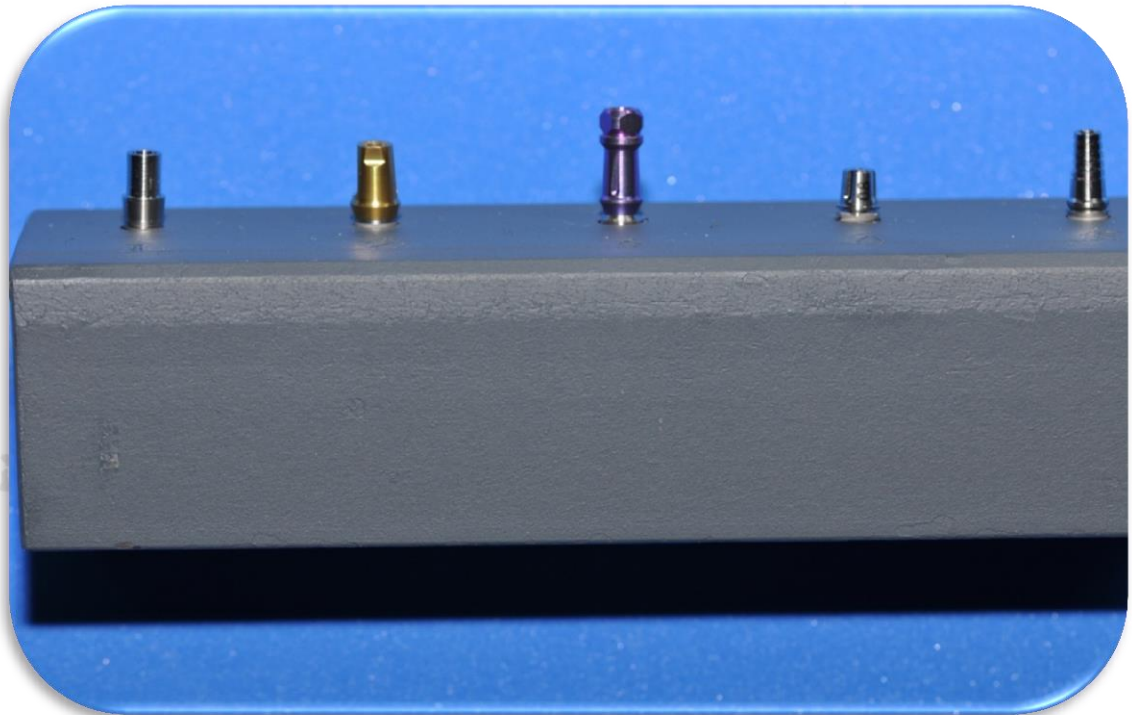


Fig. 40. Implantes ubicados 1mm por sobre la base.

Fotografías Macro de cada sistema montado sin la cofia correspondiente.





Fig. 41 Biolok,

Fig. 42 Alphabio,

Fig. 43 Biohorizons

Fig. 44 Neodent



Fig. 45 Rosterdent.

X.3 Diseño de la corona “ad Hoc”.

Como es sabido todos estos sistemas de implantes están diseñados para recibir una corona que sería el tipo de prótesis fija que reemplaza al diente faltante. Es así que con la única finalidad de homologar estas coronas, se diseñan las mismas, de ahora en más denominadas “cofias” compartiendo el cuerpo conoide y la cara superior donde se aplicarán las fuerzas durante el ensayo.

X.3.1 Corte y marcado de la moneda con CNC.

Para reproducir perfectamente la cara superior de las cofias, utilizamos un material de “alto impacto”; este es un material plástico que puede ser cortado y tallado con un CNC (Sherline) una vez programado el mismo con las medidas requeridas, asegurándonos de esta manera la repetitividad en el proceso y la precisión en las medidas de las piezas. Estas monedas constituyen la cara superior de las cofias y

miden $\varnothing = (6,4 \pm 0,5)$ mm y Alto = $(1 \pm 0,1)$ mm; en ellas se encuentran talladas dos oquedades de 0,7mm de profundidad, zona donde se aplicarán las fuerzas en el ensayo mecánico en la MUE, Fig. 46 y Fig. 47



Fig. 46 Moneda de Alto Impacto.



Fig. 47 CNC de Corte y fresado.

El trabajo con este centro de mecanizado CNC, nos permitió fresar de manera correcta y repetitiva las oquedades ubicadas una en el centro de cada moneda y otra desplazada a 4mm del eje axial central. Estas marcas se realizaron con un inserto fresa lanza para materiales plásticos. Fig. 48 y Fig. 49.



Fig. 48 Fresa Lanza.

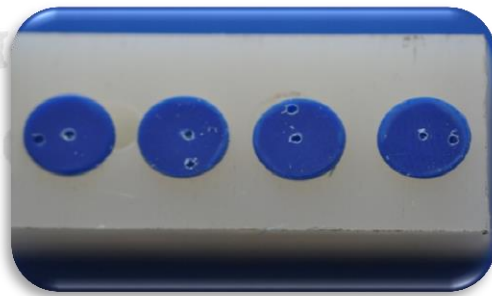


Fig. 49 Marcas en céntrica y excéntrica.

X.3.2 Dipping de la cofia primaria y encerado eléctrico.

Para garantizar un encerado adecuado y respetar los espesores en la confección de las cofias, nos valimos del sistema de *dipping* o encerado por inmersión denominado “Renfert Vario E”, con el cual pudimos realizar un depósito homogéneo de cera en el proceso de fabricación de las cofias individualizadas para cada marca de implante. Fig. 50. a, b y c.



Fig. 50 a). Renfert Vario E; b) Cofia Primaria; c). Dipping.

X.3.3 Montaje y centrado de las monedas en las cofias.

Este procedimiento consistió en relacionar las monedas de alto impacto con el encerado de la cofia primaria realizado por *dipping*; para ello se utilizó la referencia de centro ubicada en la cara posterior de cada moneda. Para facilitar esta tarea, se ubicaron las monedas en un pequeño dispositivo plano, que nos permitió presentar y soldar con cera cada conjunto implante-pilar, logrando de esta manera un centrado de la cofia en relación directa al eje axial longitudinal del conjunto implante-pilar. Fig. 51.a y b.

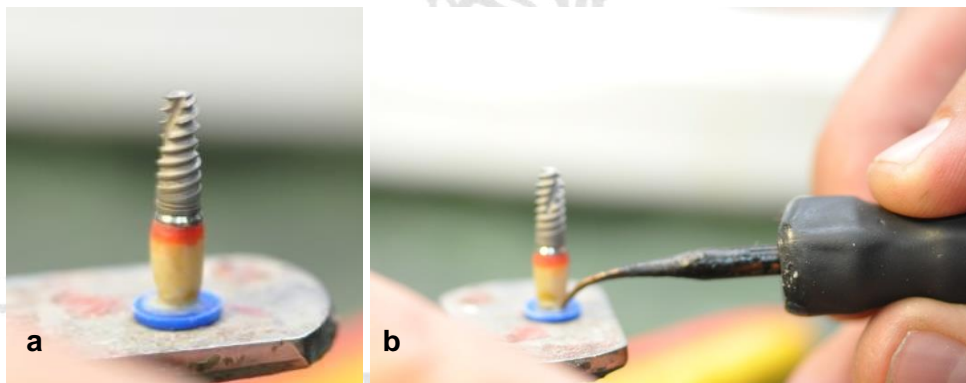


Fig. 51 a). Dispositivo plano; b). Fijación con cera.

Una vez fijada en posición se continúa con el encerado eléctrico del cuerpo de cada cofia, logrando así una estructura conoide y una correcta adaptación marginal con cada sistema implante-pilar Fig. 52 a y b.

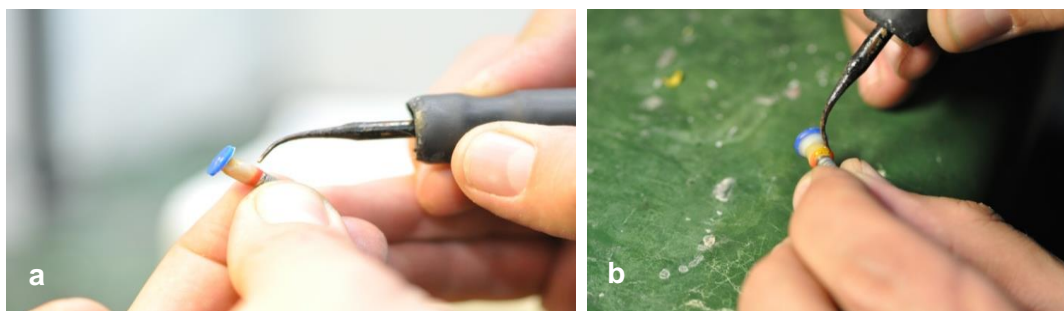


Fig. 52 a). Encerado manual eléctrico; b). Contorneado de cuerpo.

X.3.4 Montaje y adaptación de las cofias enceradas a cada sistema de sistema de conexión.

Al terminar la confección y encerado de cada cofia, se procede a montarla sobre cada sistema implante-pilar, observando con la lupa su adaptación marginal y encastre de las mismas. Este procedimiento se repite con cada una de las cinco cofias integrantes de cada grupo. Fig. 53 a y b.

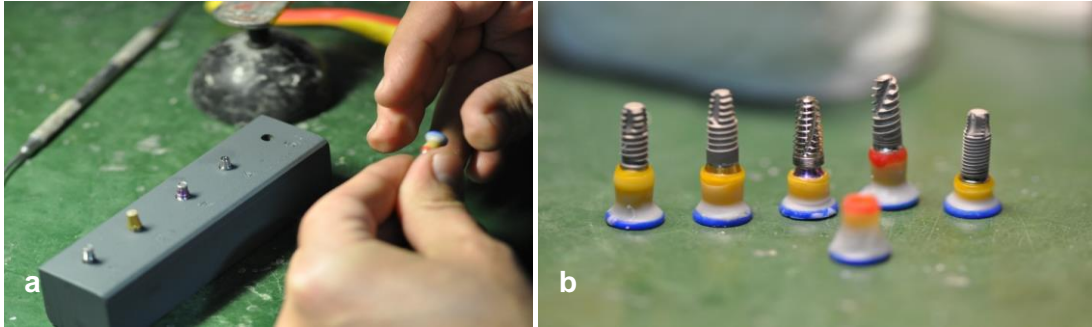


Fig. 53 a). Control de adaptación de la cofia al pilar; b). Cofias adaptadas a los pilares.

X.3.5 Control de paralelización y horizontalidad en paralelómetro.

Para garantizar la correcta posición de las cofias enceradas, en relación con cada sistema implante-pilar, recurrimos a un paralelómetro “Galloni”, Fig. 54 a, donde montamos cada base metálica “ad hoc” con su respectivo grupo de implantes-pilar y las cofias en cera montadas sobre los mismos, y con la ayuda de la herramienta paralela de control, más una ampolla (burbuja) de nivel; se hicieron los chequeos de paralelismo para cada una de las 25 cofias. Fig. 54b. De esta manera se evitan malposiciones de las cofias, que pueden dar lugar a desviaciones de la carga durante el ensayo mecánico.

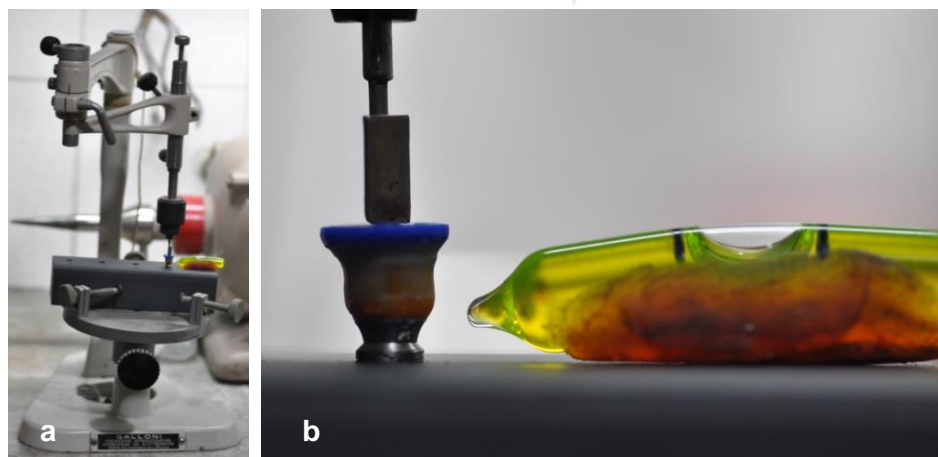


Fig. 54 a). Paralelómetro Galloni; b). Control de paralelismo, con ampolla.

X.3.6 Colado de las cofias en Cr-Níquel.

Corroborada la horizontalidad y buena adaptación de las cofias a cada sistema se las dividen en grupos, realizándole una marca identificadora a cada una de ellas, Fig. 55, y se procede a confeccionar los árboles para realizar el colado por inducción (método de la cera perdida). Fig. 56 a, b, c y d.



Fig. 55 Grupo de cofias.

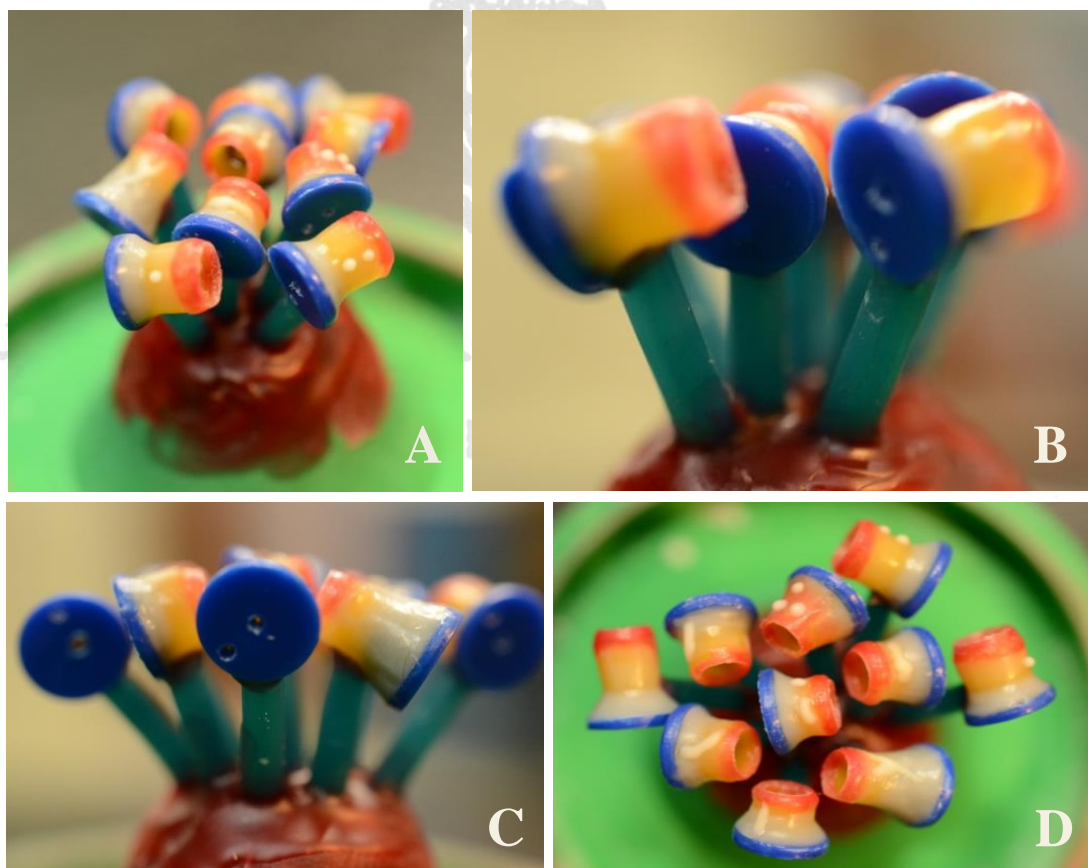


Fig. 56 a) Árbol de colado Grupo 1; b) Vista lateral, bebederos; c) Árbol de colado vista lateral; d) Árbol de colado vista Superior.

Concluida la instalación de los bebederos y el formador de crisol en la confección de estos árboles, se procede de inmediato a preparar el revestimiento, en este caso, usamos Accu Vest de Whipmix. Fig. 57 a, preparándolo en condiciones de vacío, en el equipo Renfert de mezclado al vacío, Fig. 57 b, evitando de esta manera incorporar micro burbujas de aire que se traducirán en una falta de adaptación en el colado.

Una vez listo el revestimiento se comienza el proceso de investido sobre una vibradora de yeso, obteniéndose de esta manera el aro de colado. Fig. 58 (a, b, c, d, e, f, y g).

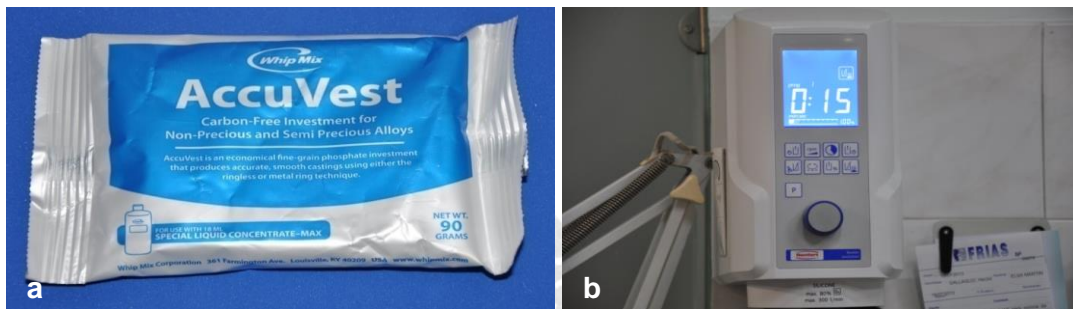


Fig. 57 a). Revestimiento Accuvest; b). Mezclador al vacío Renfert.

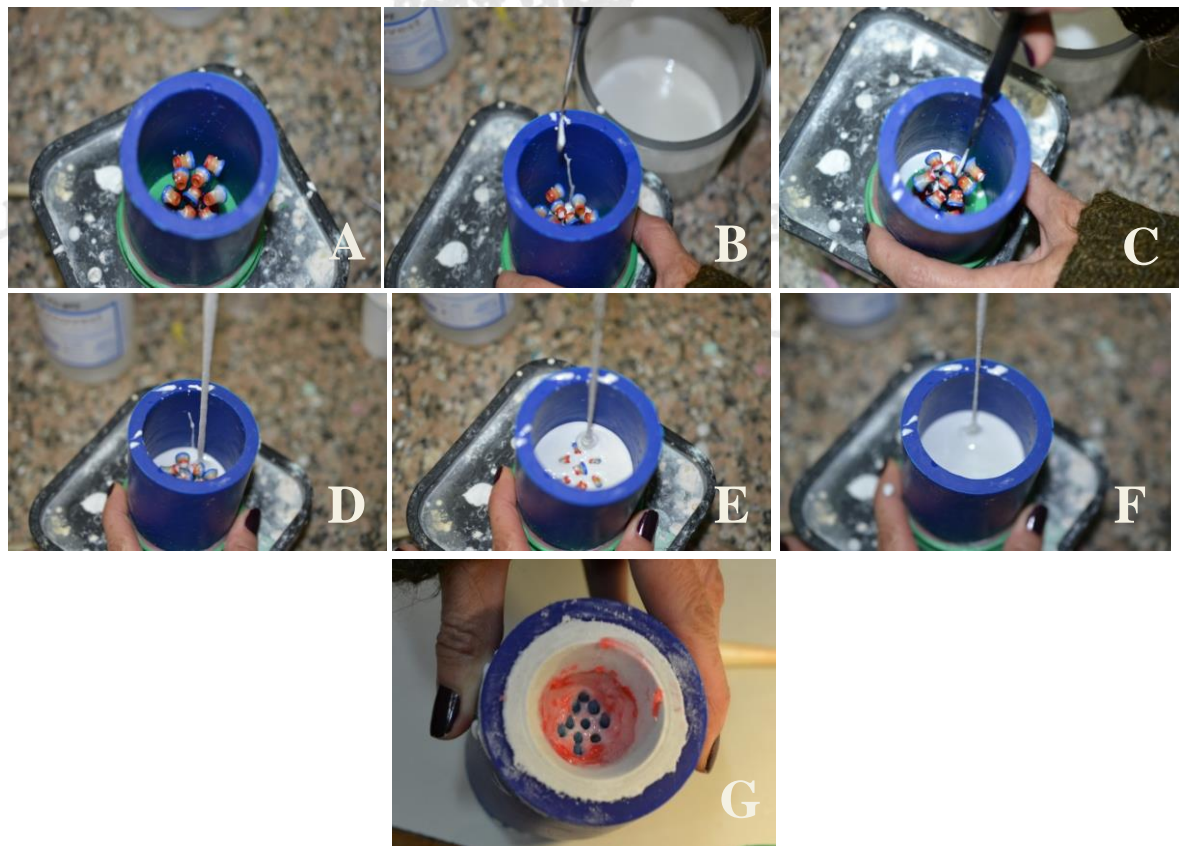


Fig. 58. Secuencia de Investido (a, b, c, d, e, f y g) Fig. 58 g). Aro de colado listo

Una vez concluido el aro de colado, se lo lleva al horno eléctrico a una temperatura de 500°C, para la evaporación total de la cera y el alto impacto, para luego elevar la temperatura a unos 1100°C. Al retirarlo del horno eléctrico se lleva al aro directamente al encastre ubicado en la “máquina de colado por inducción eléctrica” Fig. 59 a, b, c, d, donde se procede a depositar sendas pastillas de metal: “Verabond II” Fig. 62 a, b.

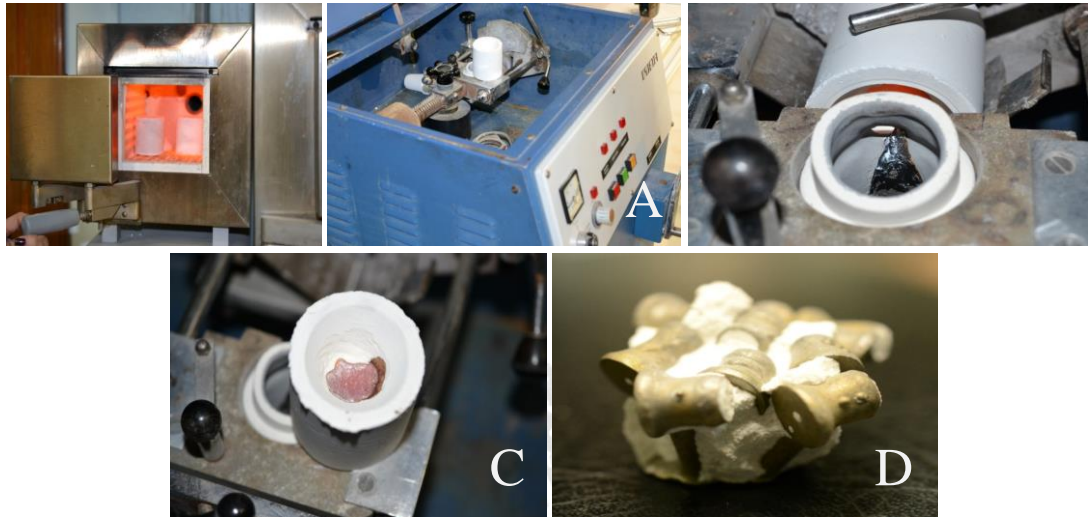


Fig. 59 Horno eléctrico; a) Coladora por inducción; b) Metal fundido; c) Aro enfriándose; d) Árbol colado.

El metal utilizado para el colado por inducción fue el Verabond II, es cromo níquel, de una dureza HV1 440, múltiplemente utilizado para la confección de coronas y puentes. Fig. 60.a, b, c.

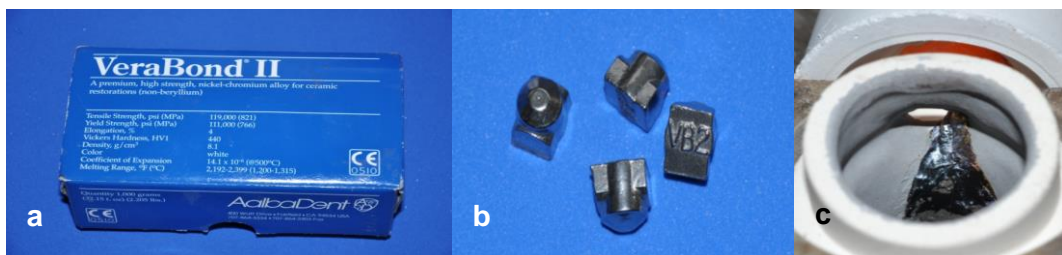


Fig. 60 a) Aleación Cr-Níquel; b) Pastillas Cr-Ni; c) Metal fundido.

X.3.7 Enarenado, corte y pulido de las mismas.

Una vez obtenido el árbol colado, ya frío, se procede a enarenar y cortar cada cofia con un disco de carborundum y cortadora de alta velocidad, para separarlas. Fig. 61 a y b.

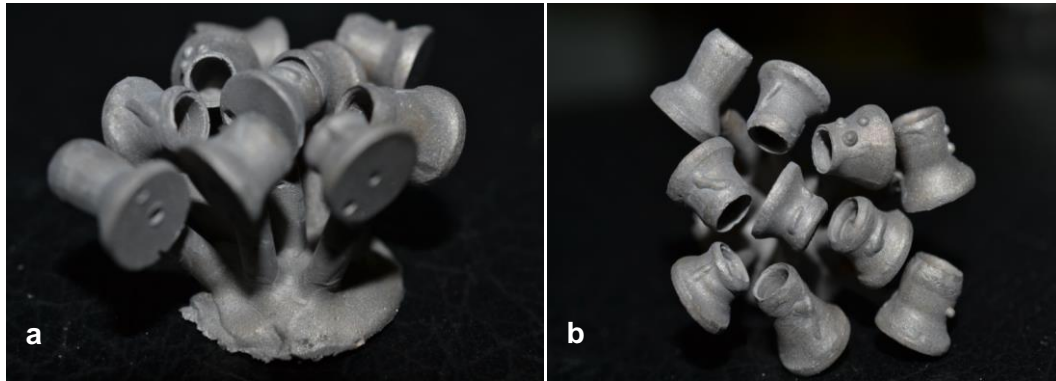


Fig. 61 a) y b) Grupos de cofias enarenadas con corindón.

X.3.8 Control con lupa de adaptación a cada sistema.

Cuando las cofias están cortadas y separadas, se procede a realizarles un pulido y a adaptarlas a cada sistema implante-pilar; asegurándose del perfecto calce de las mismas sobre los pilares del sistema, con una lupa. Fig. 62, a, b y c.



Fig. 62 a) Control de calce; b) Cofias calzadas; c) Cofias calzadas.

X.3.9 Pintura de todas las partes del sistema con azul de Prusia.

Se pintaron todas las partes y superficies de los sistemas de conexión con Azul de Prusia, que es un colorante a base de un pigmento azul oscuro, insoluble en agua, usado en la industria metalmecánica para controlar los asientos de las piezas; este colorante nos da una información muy útil sobre las zonas de contacto y asiento entre las piezas del sistema, una vez concluidos los ensayos mecánicos. Para este procedimiento se usó un pincel de pelo de marta fino de 2mm en punta y una lupa. A

continuación se pueden apreciar en las fotografías macro como quedaron las superficies pintadas. Fig. 63 .



Fig. 63 a) Sistema Biolok MLK; b) Biolok con ADP; c) Sistema Biohorizons TI; d) Biohorizons con ADP; e) Sistema Rosterdent, CG; f) Rosterdent con ADP; g) Sistema Neodent CM C; h) Neodent con ADP; i) Sistema Alphabio SPI; j) Alphabio con ADP.

X.3.10 Montajes de todos los sistemas de conexión y torque de los mismos.

Una vez pintadas todas las partes de cada sistema de conexión se procedió a realizar el ensamble de las mismas, cada pieza se encastró adecuadamente en su homólogo. Para fijar en una posición y sostener a cada sistema Implante-pilar se utiliza

Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

una morsa plástica, Fig. 64., la cual nos permitió aplicarle al tornillo de fijación el torque preciso indicado por los fabricantes, que en todos los casos fue de 35 N/cm. Dicho torque se aplicó con un torquímetro para Implantología oral y una punta hexagonal que encastraba en la cabeza del tornillo de ajuste, Fig. 67. Este ajuste inicial sobre cada sistema lo denominaremos “Etapa de hermanamiento “(EH), y no aplica rangos compresivos relevantes sobre el sistema.



Fig. 64. Morsa plástica sosteniendo sistema de implante para ser torquizado a 35N/cm.

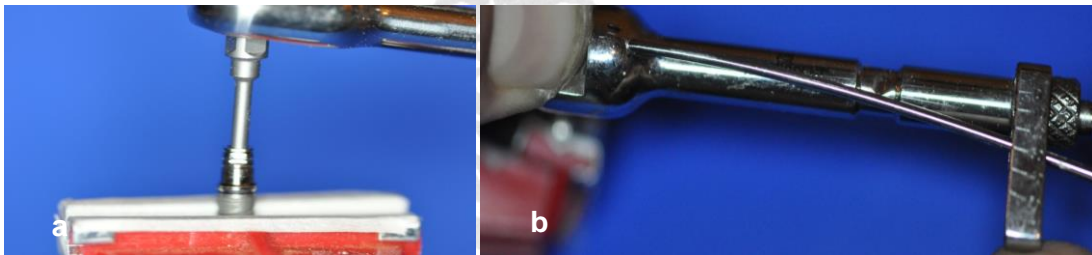


Fig. 65 a) Punta hexagonal de Torquímetro. b) Torquímetro marcando 35 N/cm.

X.3.11 Montajes de las cofias sobre los sistemas de conexión.

Ya concluido el proceso de hermanamiento para cada sistema de implante- pilar, se calzan las respectivas cofias sobre cada sistema y se conforman los grupos para el ensayo, respetando siempre el mismo orden y secuencia en los 5 grupos de 5 implantes; asignándoles: el n°1 = Biolok, el n°2= Biohorizons, el n°3= Neodent, el n°4= Rosterdent y el n°5= Alphabio, Fig. 66 a, b.

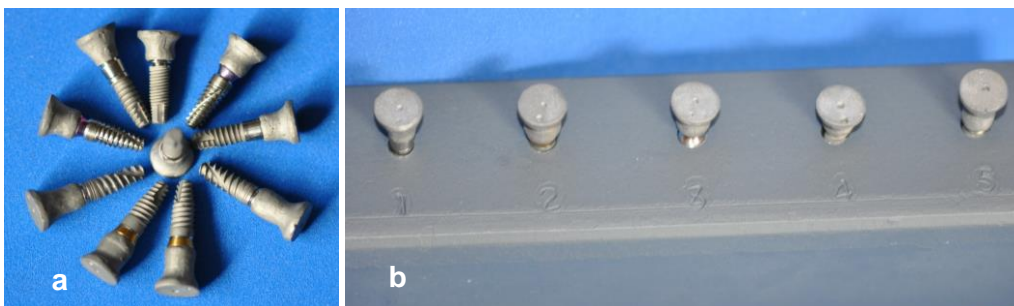


Fig. 66 a) Calce de las cofias en cada sistema; b) Secuencia para el ensayo.

Posteriormente, asistidos por el paralelómetro se montan una vez más todos los sistemas en las bases “ad hoc” para controlar paralelismo, altura y horizontalidad de cada uno de los sistemas respecto al plano de la barra; éste procedimiento se realiza de manera reiterada para cada uno de los 25 sistemas implante-pilar. Al final es posible observarlos con la ayuda de una regla metálica con ampolla de nivel. Fig. 67.



Fig. 67. Control de horizontalidad de los sistemas respecto a la base.

X.3.12 Relleno del Gap con resina acrílica.

Es importante destacar que para que no existan espacios libres o interfaces entre la pared interna del alojamiento del sistema en la base “ad hoc” y la pared externa de cada sistema de implantes, dentro de ese espacio denominado GAP, se colocó una resina acrílica; Duralay Patern Resin es una resina con el grado más bajo de contracción y su única función es reemplazar el aire que pudiera ocupar ese GAP, recordando que en la biología humana una vez producida la óseointegración no existen espacios vacíos o con aire dentro del tejido óseo, Fig. 68.

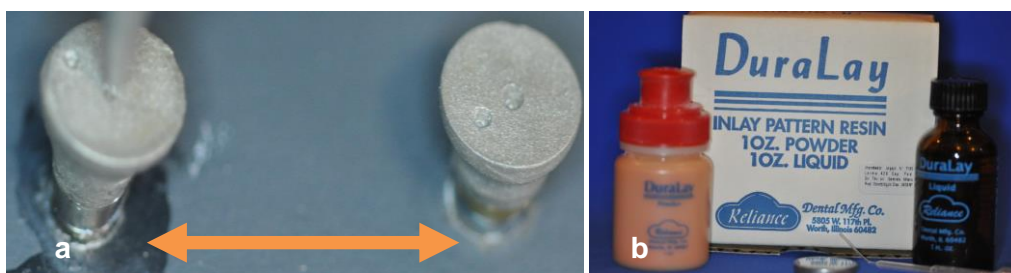


Fig. 68 a) GAP relleno con Duralay; b). Avío Resina Duralay

X.3.13 Montaje de la base sobre una Morsa plana en la MUE.

Para la realización de los ensayos mecánicos son sumamente importantes las condiciones de fijación de las muestras y la repetitividad de las mismas para todos los

grupos a ensayar, garantizando de esta manera la no intromisión de variables de asiento no deseadas en los ensayos mecánicos. Por ello utilizamos una morsa, tipo plana de acero, que encastra perfectamente en la base de la MUE, y de esta manera se pudieron repetir las condiciones de soporte para todos los grupos ensayados, Fig. 69 a y b.

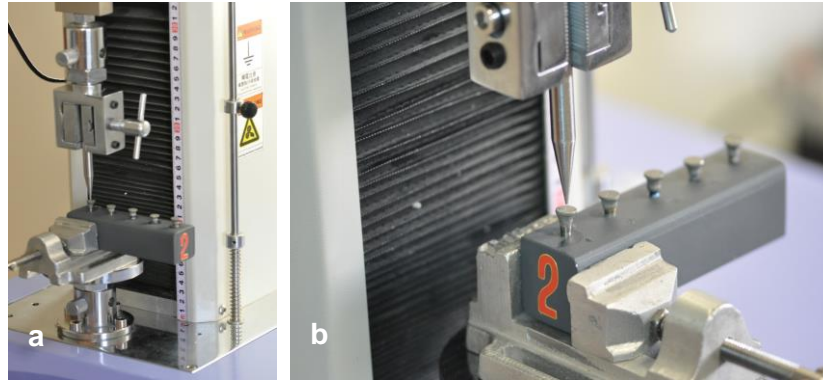


Fig. 69 a) Morsa Plana; b) Posicionamiento de base “ad-Hoc” en MUE.

X.4 Confección de una aguja transmisora de Fuerzas .

Es sabido que para concretar ensayos mecánicos en muestras pequeñas, se hace necesario diseñar y fabricar herramientas a medida; éste es el caso de la aguja para aplicar fuerzas diseñadas para calzar en el dispositivo de compresión de la MUE.

Esta aguja o púa se maquinó a partir de una barra de acero inoxidable AISI 316, de sección circular, tiene un largo total de 8 cm y un \varnothing de 10 mm en su cuerpo disminuyendo a 1,5 mm en la parte activa, emulando el contacto puntiforme que realizan las cúspides de los dientes con las de sus antagonistas. En su extremo superior cuenta con dos rebajes de 4,5 cm de largo a cada lado, contrapuestos, que sirven de zona de fijación para el montaje en la herramienta sensor de la MUE, Fig. 70.a. Esta aguja fue enteramente confeccionada por CNC, con la maquina Sherline (Torno).Fig. 70 b y c.



Fig. 70 a) Aguja en AISI 316 maquinada; b) CNC, Sherline, torno; c) Maquinado de los escalones. Montaje de la Aguja en la MUE; d) Aguja montada en la MUE; e) Aguja “Ad-Hoc”.

X.5 Ensayos mecánicos en Céntrica a 900 N.

Estando ya en condiciones todos los aditamentos, como las bases montadas sobre la morsa y la aguja montada sobre el brazo de la MUE, se da comienzo al ensayo mecánico en céntrica, que consiste en incidir con el extremo agudo de la aguja el punto central de las cofias, coincidente con el eje longitudinal central de los sistemas implantes-pilar, con una Fuerza ascendente desde 0 a 900 N, con una velocidad de carrera de 0,05 cm por segundo. El ejercicio de la fuerza en todos los casos se cortó a los 900N. Fig. 71 a, b, c.

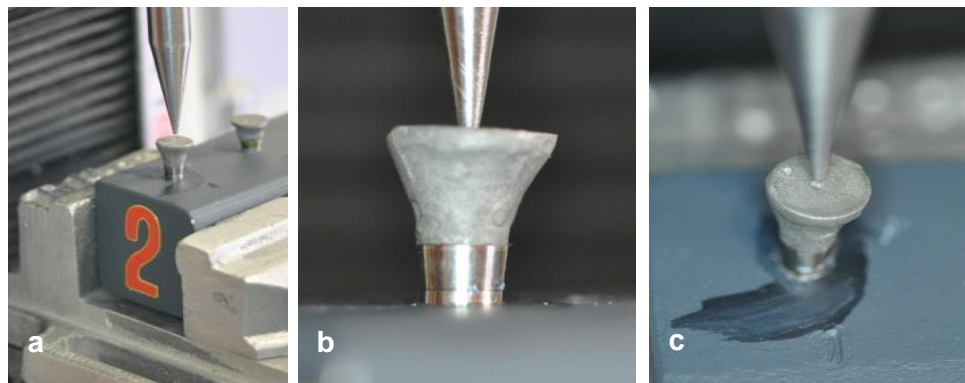


Fig. 71 a) Fuerza Axial; b) Vista lateral c) Vista Superior.

X.5.1 Curvas de Fuerza aplicadas en Céntrica.

Ensayo Mecánico Sistema BioloK ML en céntrica. Fig. 72 a, b.

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA

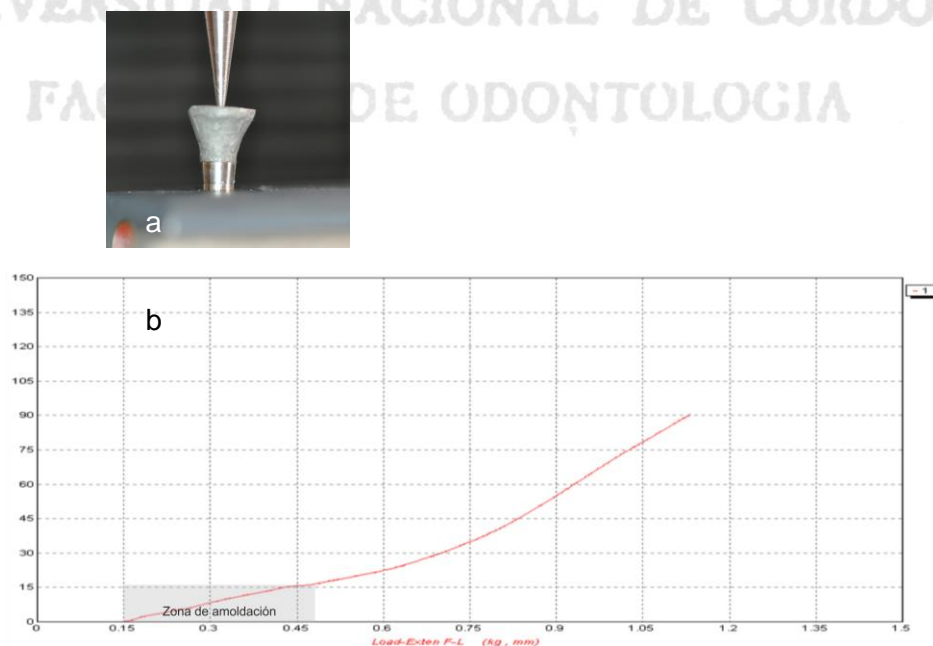


Fig. 72. a) Imagen probeta en ensayo; b) Curva del ensayo con zona de amoldación.

Ensayo Mecánico Sistema Biohorizons. TI en céntrica. Fig. 73 a, b.

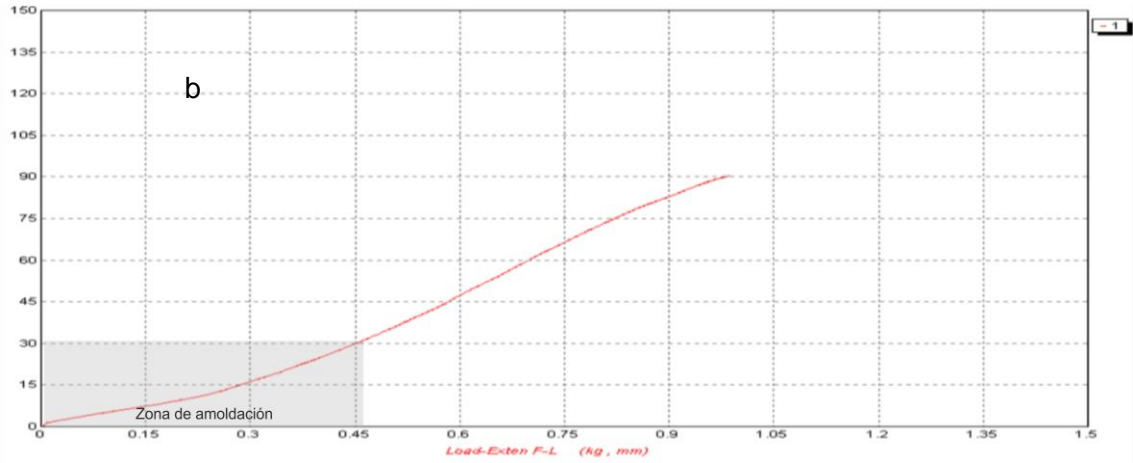
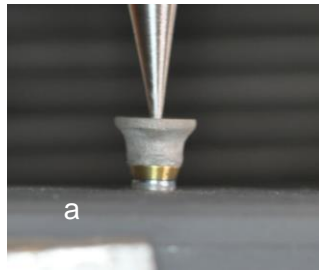


Fig. 73 a) Imagen de probeta en ensayo; b) Curva del ensayo con zona de amoldación.

Ensayo Mecánico Sistema Neodent MC C en céntrica. Fig. 74 a, b.

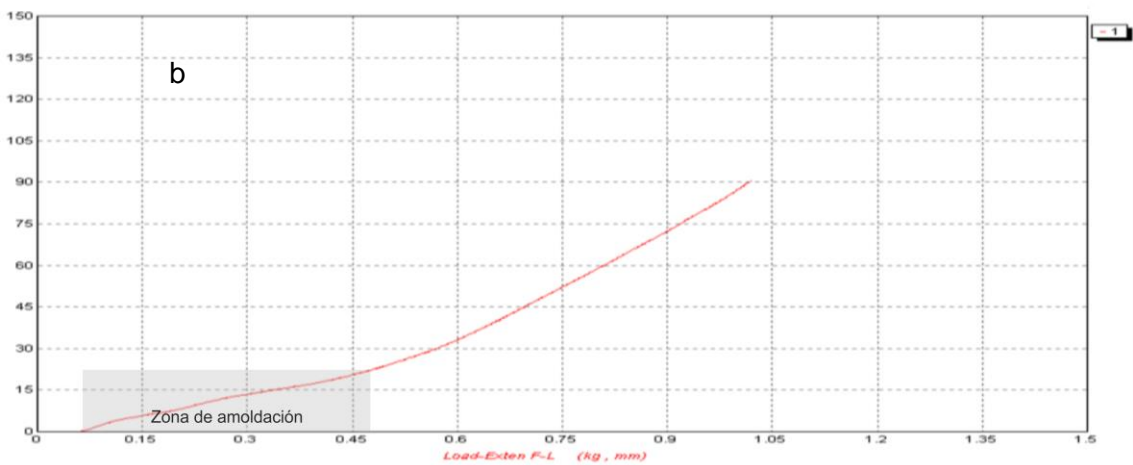
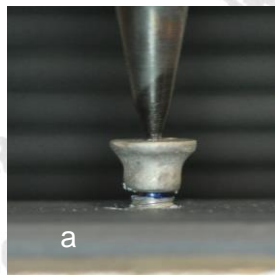


Fig. 74 a) Imagen probeta en ensayo; b) Curva del ensayo con zona de amoldación.

Mecánico Sistema Rosterdent CG en céntrica. Fig. 75 a, b.

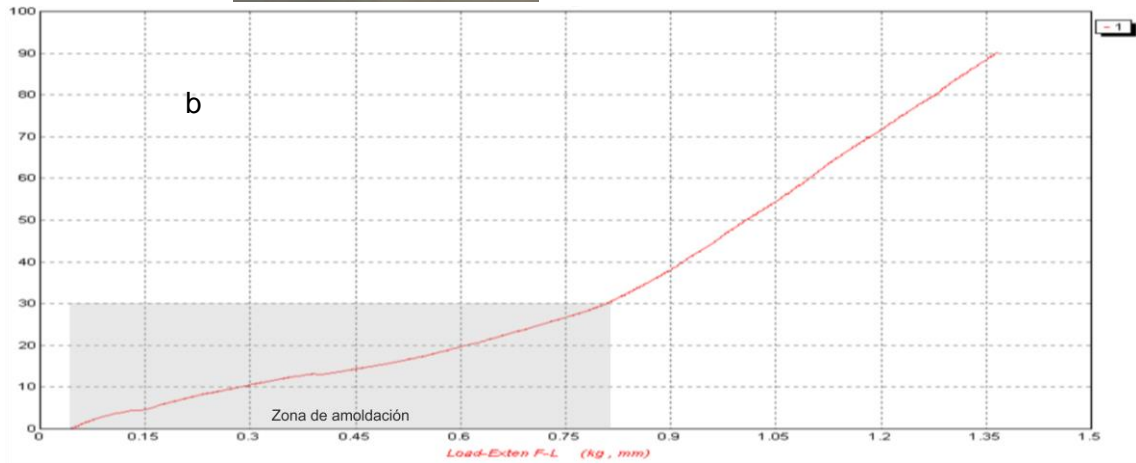
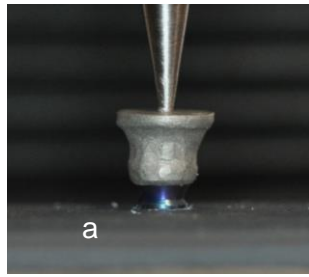


Fig. 75 a) Imagen probeta en ensayo; b) Curva del ensayo con zona de amoldación.

Ensayo Mecánico Sistema Alphabio SPi en céntrica. Fig. 76 a, b.

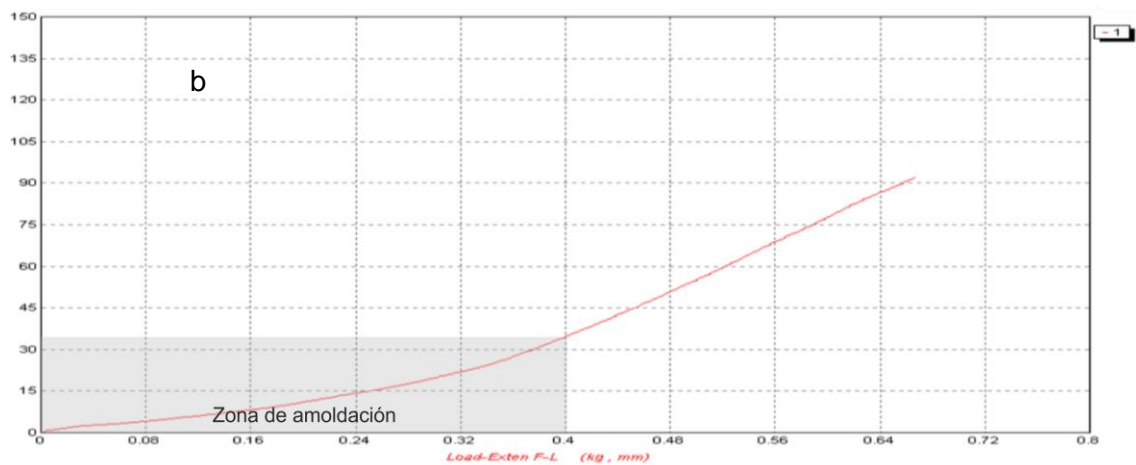
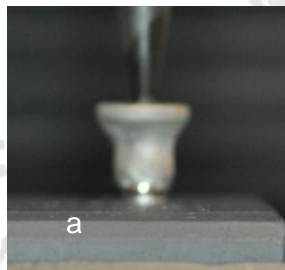


Fig. 76 a) Imagen probeta en ensayo; b) Curva del ensayo con zona de amoldación.

Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

X.6 Ensayos Mecánicos en Excéntrica a 700N.

Nuevamente ya en condiciones todos los aditamentos, como las bases montadas sobre la morsa y la aguja montada sobre el brazo de la MUE, se da comienzo al ensayo mecánico “en Excéntrica”, que consiste en incidir con el extremo agudo de la aguja en el punto lateral de las cofias (ubicado a 4mm del centro) coincidente con el eje longitudinal de los sistemas implantes-pilar, con una fuerza creciente desde 0 a 700 N, con una velocidad de carrera de 0,05 cm por segundo $v=0,05 \frac{cm}{seg}$. La aplicación de la carga en todos los casos se cortó a los 700N. Esta fuerza simula a las fuerzas tumbantes o tangenciales que inciden sobre los sistemas implante-pilar en función, Fig. 77.

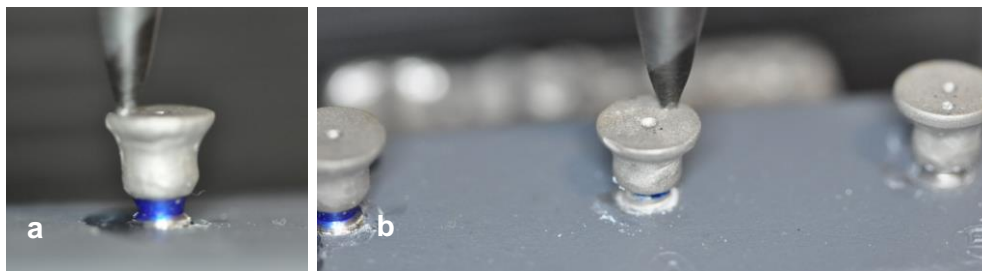


Fig. 77 a) Fuerza Lateral; b) Vista superior del ensayo en excéntrica.

X.6.1 Curvas de Fuerza aplicadas en Excéntrica.

Ensayo Mecánico Sistema Biolok ML en Excéntrica. Fig. 78. a, b.



Fig. 78 a) Imagen probeta en ensayo; b) Curva del ensayo con zona de amoldación.

Ensayo Mecánico Sistema Biohorizons. TI en Excéntrica. Fig. 79 a, b.

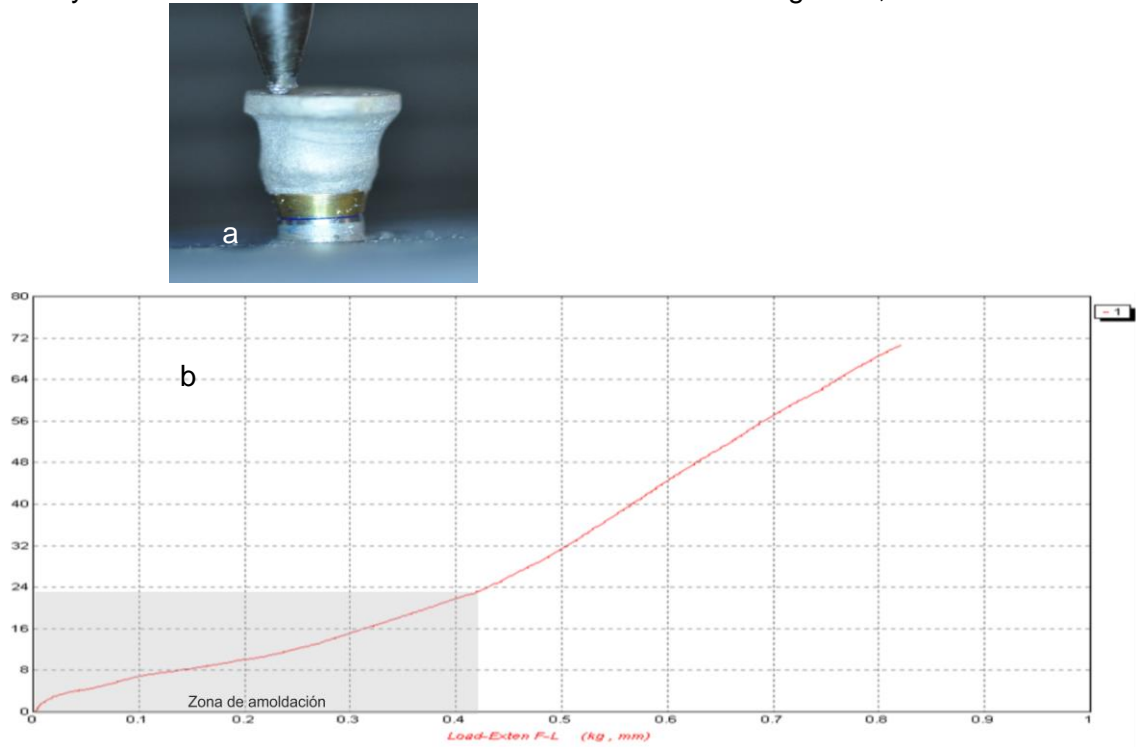


Fig. 79 a) Imagen probeta en ensayo; b) Curva del ensayo con zona de amoldación.

Ensayo Mecánico Sistema Neodent MC C en Excéntrica. Fig. 80 a, b.

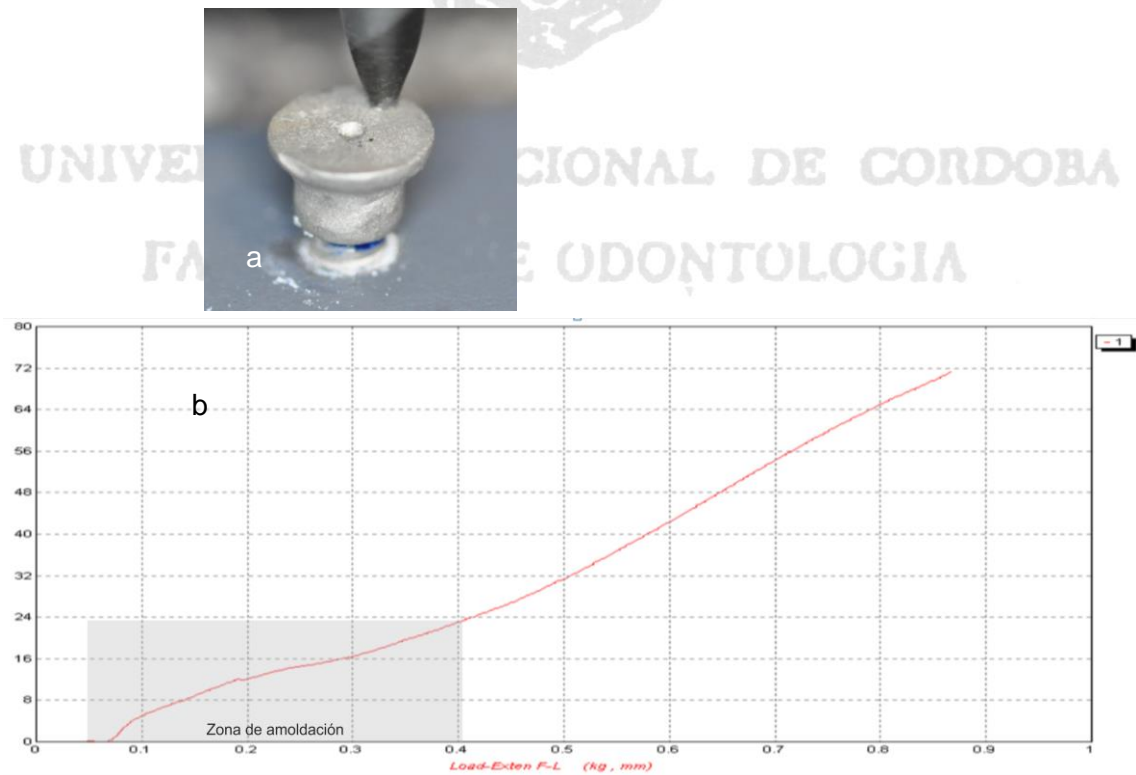


Fig. 80 a) Imagen probeta en ensayo; b) Curva del ensayo con zona de amoldación.

Mecánico Sistema Rosterdent CG en Excéntrica. Fig. 81a, b.

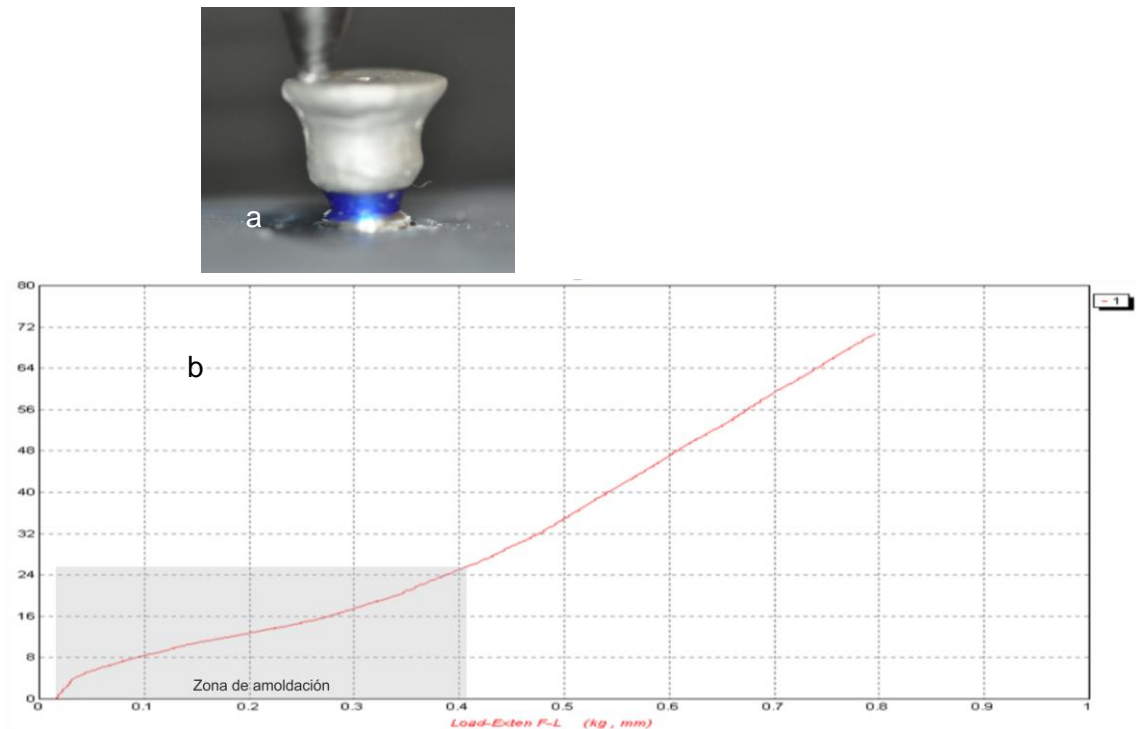


Fig. 81 a) Imagen probeta en ensayo; b) Curva del ensayo con zona de amoldación.

Ensayo Mecánico Sistema Alphabio SPi en Excéntrica. Fig.84. a, b.

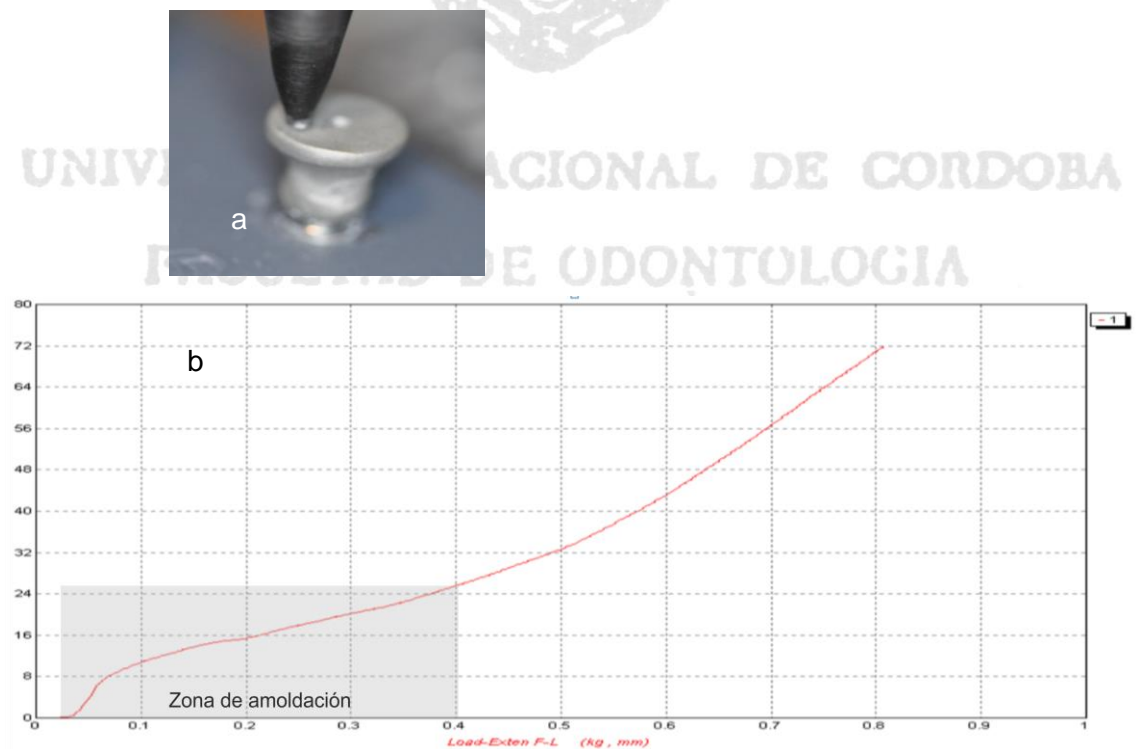


Fig. 82 a) Imagen probeta en ensayo; b) Curva del ensayo con zona de amoldación.

Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

X.6.2 Fractura del implante.

En el grupo N° 3, en la tercera serie de ensayos en excéntrica, se observa la rotura de un sistema implante-pilar, perteneciente a la marca Alphabio, como se ilustra en la Fig. 83 a, b, c.

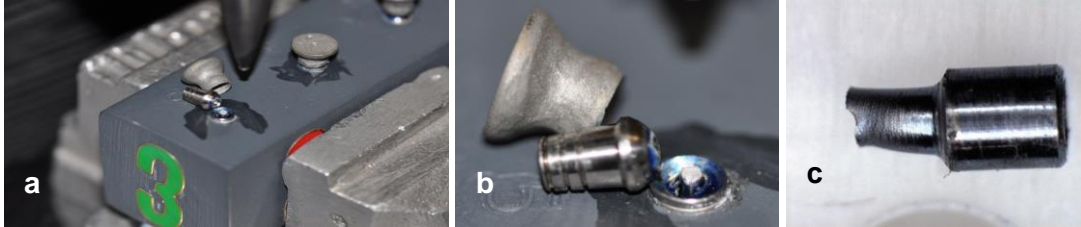


Fig. 83 a) Fractura del sistema; b) Vista Macro; c) Tornillo deformado.

X.7 Reporte y Observaciones de los sistemas de conexión luego del ensayo.

Concluidos los ensayos, y antes de someterlos al proceso de destorqueo de sus partes, se procedió a un examen visual cuidadoso de cada sistema implante-pilar-cofia.

X.7.1 Separación de las partes del sistema Implante - pilar

Para separar estas partes fue necesario aplicar torque de signo contrario a aquellos aplicados en la etapa de “hermanamiento” de las piezas.

El aflojamiento se determina a través del uso del torquímetro en inversa (anti horario) y se observa el torque necesario para el desensamble de sus partes. Si éste es menor a 35 Ncm , significará que hubo aflojamiento.

Indicador: La fuerza de torque ejercida para aflojar.

Variable dependiente: El torque.

Así, los torques inversos que separaron las partes alcanzaron los valores siguientes:

BioHorizons	40Ncm
BioloK	35Ncm
Rosterdent	35Ncm
AlphaBio	22Ncm
Neodent	20Ncm

X.7.2 Observación en lupas 10X, de áreas de contacto y de no contacto.

Al desarmar las partes componentes de cada sistema y someterlas a la observación en una lupa Sony de 10 X, aprovechamos al máximo la información que nos brindó la tinción con ADP, determinando en el acto zonas de contacto y no contacto en cada una de las partes de los sistemas. Fig. 84.

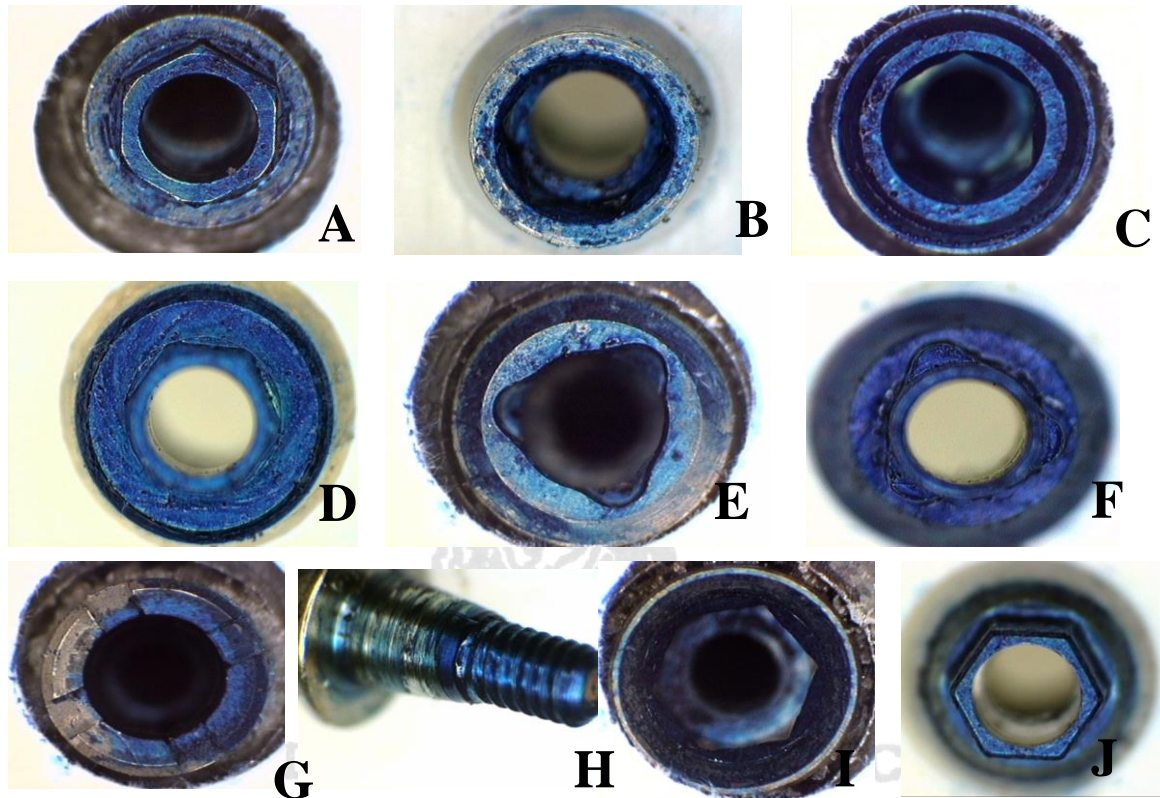


Fig. 84 A) Implante Biolok; B) Pilar Biolok; C) Implante Biohorizons; D) Pilar Biohorizons; E) Implante Rosterdent; F) Pilar Rosterdent; G) Implante Neodent; H) Pilar Neodent; I) Implante Alphabio; J) Pilar Alphabio.

X.7.3 Medición de las áreas con el software Image pro-plus.

Una vez obtenidas estas imágenes para cada sistema en estudio se utilizó el programa Image pro plus 4,5, para poder discernir entre áreas de contacto y áreas de no contacto, determinando una vez delimitadas las superficies de las mismas en relación a la medida real de cada sistema. Esta información fue muy útil para mostrar de forma concreta cuales son las áreas de trabajo de cada sistema. Fig. 85.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

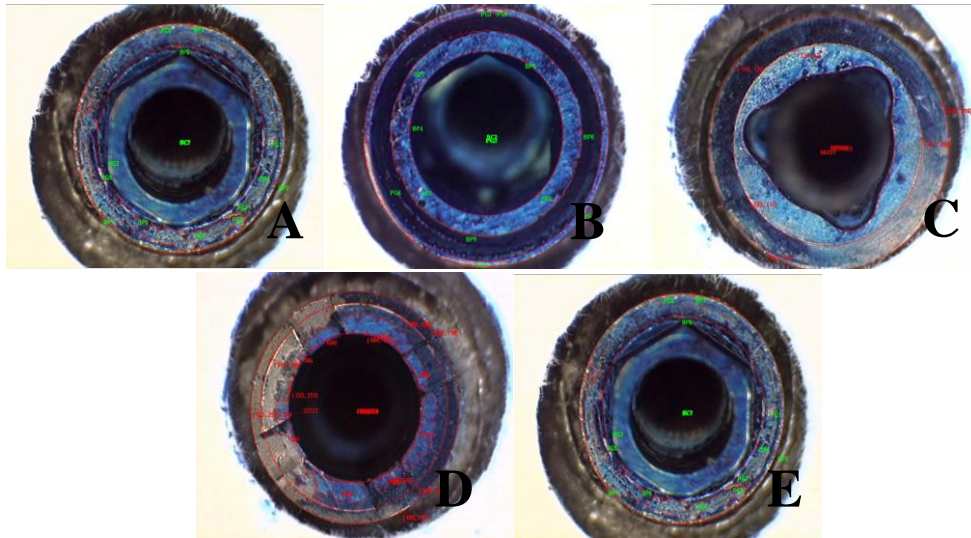


Fig. 85 A) Biolok; B) Biohorizons; C) Rosterdent; D) Neodent; E) Alphabio.

X.8 Inclusión de los sistemas de conexión en resinas de poliéster.

Con la finalidad de realizar un corte longitudinal y observar los sistemas de conexión a lo largo, luego de los ensayos, es que se ensambló un grupo y se los sometió a cargas axiales a 900N y excéntricas a 700N. Una vez que se retiraron los implantes de la base “ad-Hoc”, se incluyeron en una resina de poliéster, con el objetivo de generar un bloque que nos permitió cortar por el centro a cada sistema. Fig. 86



Fig. 86 Resina Poliéster Pre acelerada.

X.8.1 Secuencia.

Se utilizaron unos recipientes plásticos de 30mm de \varnothing y 22mm de alto, transparentes, los cuales fueron llenados hasta la mitad con resina de poliéster pre acelerada, para crear así una base de apoyo para cada sistema de implantes, Fig.87.a. Una vez polimerizada esta primera capa, se procedió a posicionar cada

sistema de implante-pilar en el centro de cada recipiente, para incluirlo finalmente en el bloque cubriéndolo con una nueva capa de resina de poliéster hasta el tope del envase plástico; de ésta manera se logra la inclusión total de los sistemas y cuando la resina finalmente polimeriza se obtiene un bloque rígido con el sistema incluido en su interior en la zona media del mismo. Fig. 87, Fig. 88.

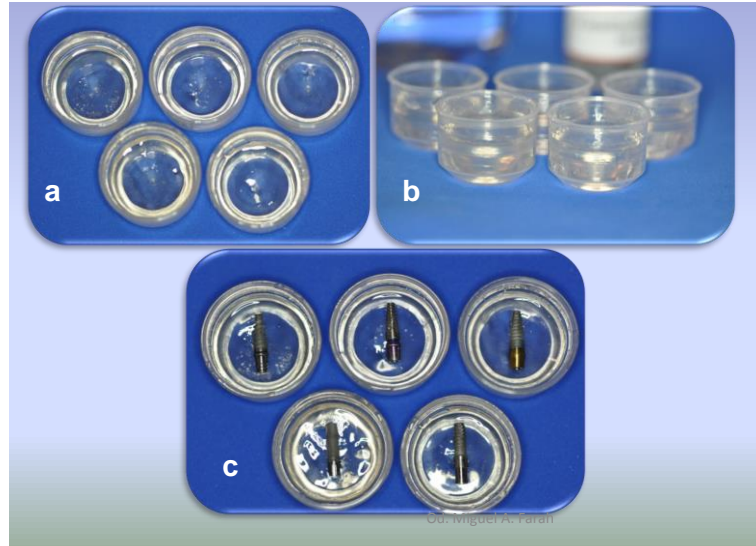


Fig. 87 Secuencia de inclusión. a) Recipiente plástico b) Llenado del mismo con resina hasta su ecuador. c) Posicionamiento de los sistemas de implantes.



Fig. 88 Bloque con el sistema incluido totalmente en la zona media.

X.8.2 Corte con micrótopo y disco de Ti.

Cada sistema fue montado en un brazo ajustable de la cortadora metalográfica Isomet, de manera tal que a través de la transparencia del bloque, y de la posición del disco de corte de diamante especial para Ti, se pudo coordinar el corte por el centro de cada sistema dejando así expuesto el sistema de conexión que es motivo de nuestro estudio. Fig. 89



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.



Fig. 89 Microcortadora Isomet Bueler, cortando el bloque de resina con inclusión.

X.8.3 Pulido de los cortes.

Una vez realizados los cinco cortes correspondientes se procedió al pulido de las muestras para ser observadas. Para tal fin se utilizó la pulidora Glinder Polisher M-P 2, con diferentes abrasivos comenzando en una granulometría de 400, 600, 1000, 1200 hasta terminar en 1500. Fig. 90.



Fig. 90 Pulidora Circular Glinder Polisher M-P-2 con los discos de lija de diferente granulometría.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

X.8.4 Observación en lupa de los sistemas de conexión sometidos a carga en cortes longitudinales. Fig. 91 a y b.



Fig. 91 a) Tesista capturando imágenes en la lupa; b) Lupa 10x Sony

X.8.5 Fotos Macro de los sistemas.

Se realizaron fotografías macro de los sistemas y se compaginaron para poder hacer una observación comparativa entre los diferentes sistemas. Fig. 92a



Fig. 92 a. Fotos Macro de los cortes longitudinales realizados en las muestras luego de ser sometidos a cargas.

X.8.6 Medición de las superficies y áreas de contacto. Superficie de revolución.

A partir de las muestras y de las observaciones realizadas con la lupa a 10X, se tomaron fotografías de cada una de las secciones de los sistemas de conexión, para determinar manera de encastre de los mismos, espacios vacíos y fundamentalmente áreas de contacto y áreas de no contacto. Nuevamente para delimitar éstas superficies, se utilizó el sistema Image pro plus 4,5, con imágenes suministradas por la lupa Sony 10X, Se midieron, mediante micromarca, las áreas de contacto de las partes y las áreas (sin contacto) del maquinado y espacios libres, se realizó mediante fórmula matemática, el cálculo de revolución de las mismas por ser circulares las superficies medidas ($A_L = \pi \cdot (R+r) \cdot g$) Fig.92 b. Se calculó así la superficie total, a la cual se le restaron las superficies con contacto (usando como indicador la fotografía tomada del corte y observando los sitios de contacto real y midiéndolos), estableciendo así los porcentajes de superficies sin contacto y con contacto. Fig. 94, Fig. 95, Fig. 96, Fig. 97, Fig. 98. Tablas 1, 2, 3, 4 y 5.

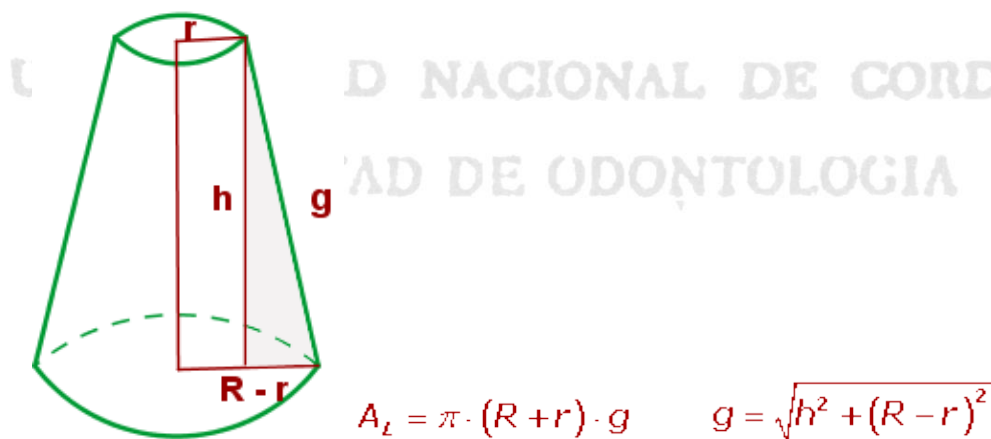


Fig. 93 b. Esquema geométrico que ilustra el método de estimación de las áreas de la superficie de revolución de las piezas ensayadas.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

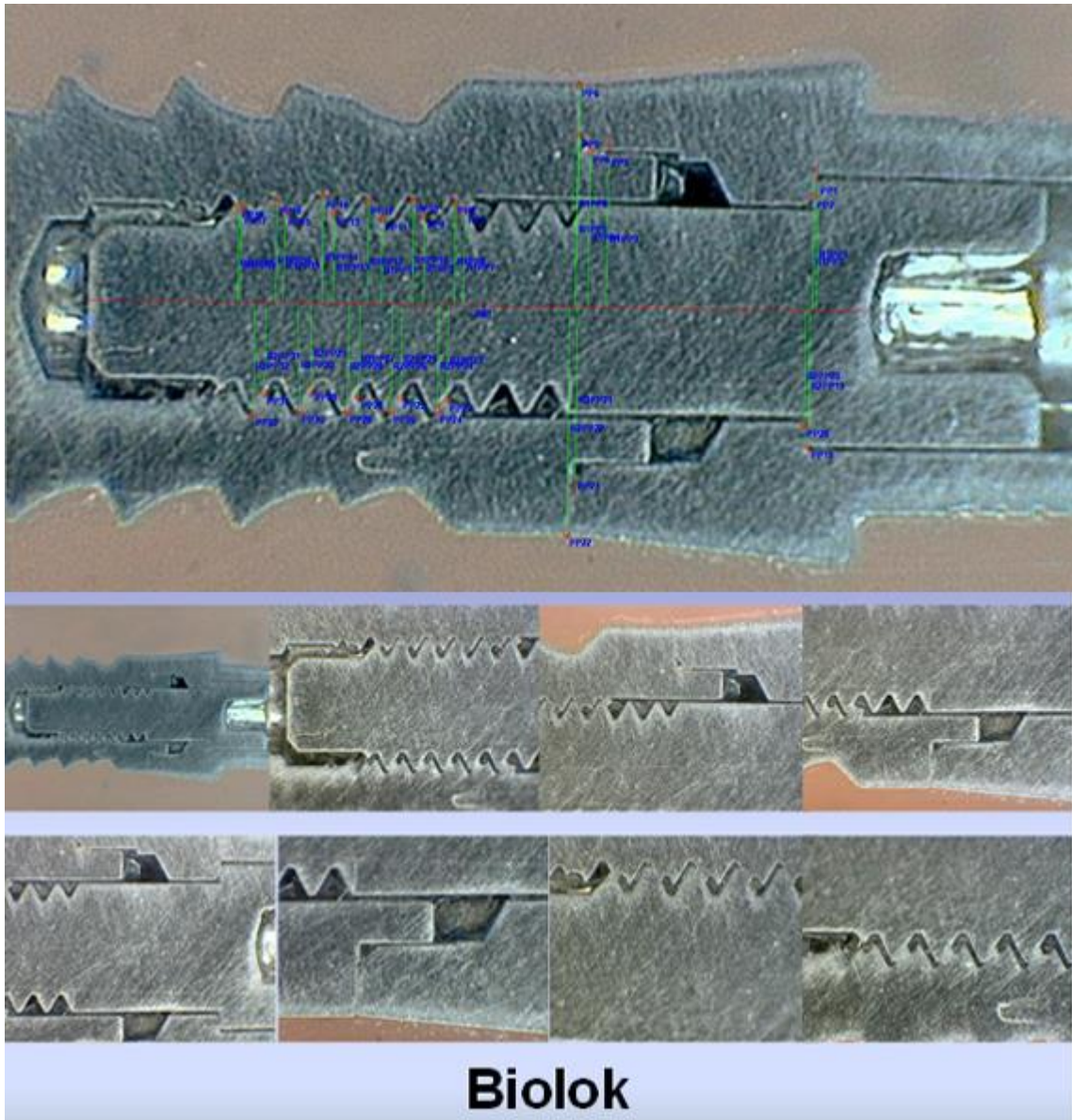


Fig. 94 Macrofotografía del sistema de conexión Biolok Microlok. Con sus respectivas micromarcas en áreas de contacto.

Biolok	Longitud contactada	Sup (Rev. 360º) SUMA TOTAL		
		Componente axial	Componente Transversal	Total (mm ²)
	3,20	4,22	10,34	11,93

Tabla 1. Resultado de las micromediciones para el sistema Biolok expresadas en mm².

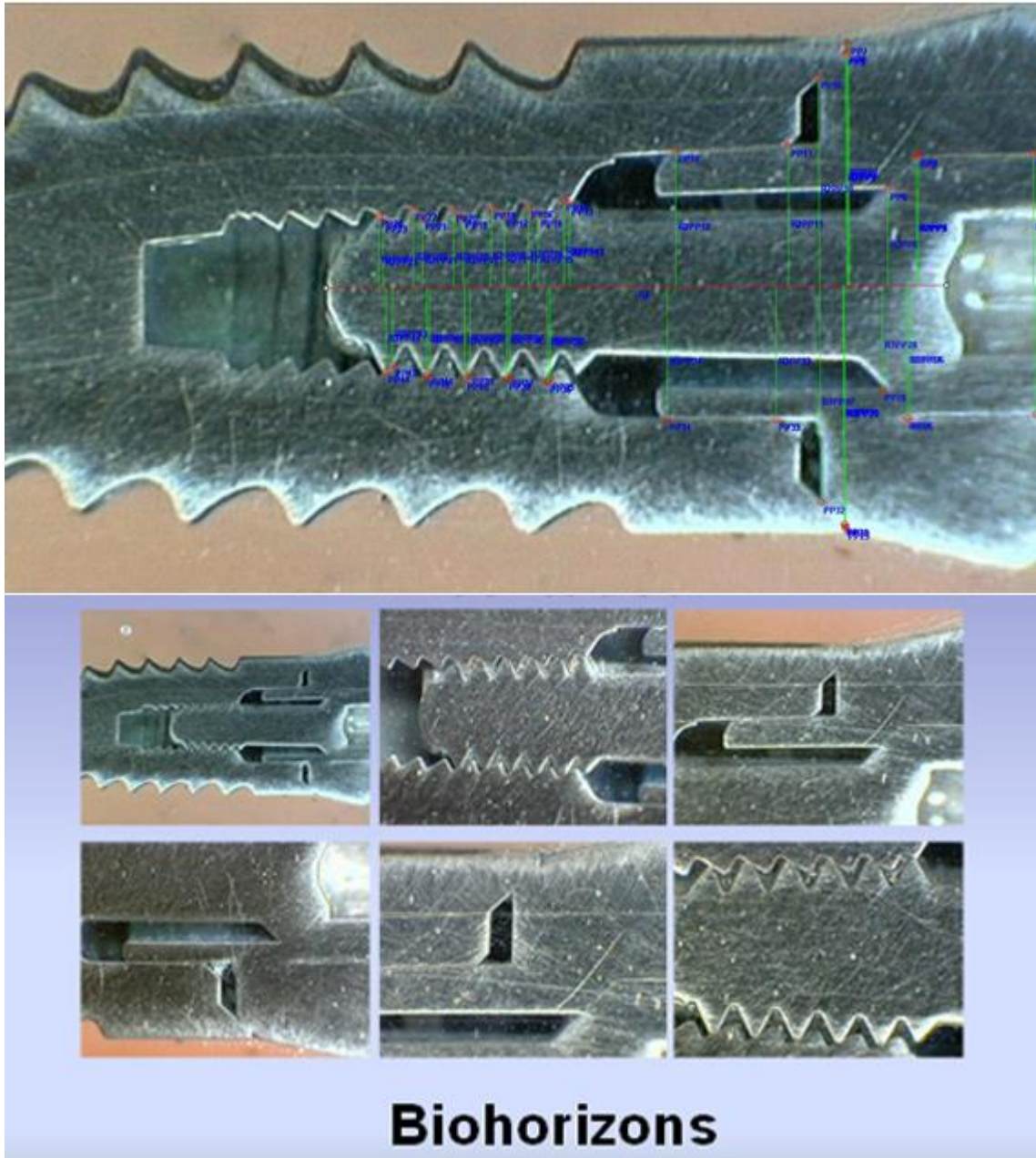


Fig. 95 Macrofotografía del sistema de conexión Interna Biohorizons Tapered Internal. . Con sus respectivas micromarcas en áreas de contacto.

BiHorizonts	Longitud contactada	Sup (Rev. 360º) SUMA TOTAL		
		Componente axial	Componente Transversal	Total (mm ²)
	7,34	24,46	7,06	27,48

Tabla 2. Resultado de las micromediciones para el sistema Biohorizonts expresadas en mm².

Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

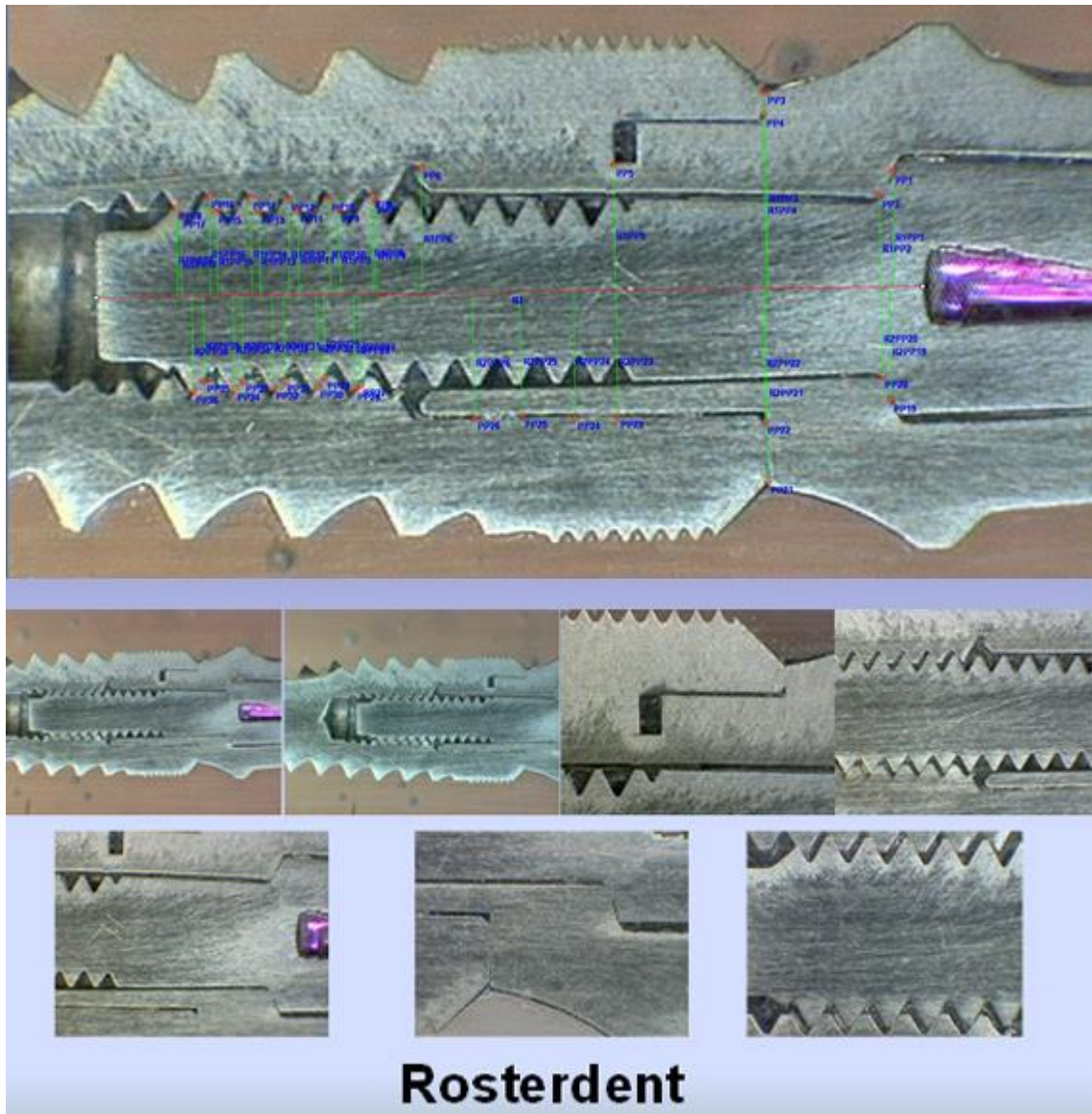


Fig. 96 Macrofotografía del sistema de conexión Rosterdent Conical Gold, Tri-channel. . Con sus respectivas micromarcas en áreas de contacto.

RosterDent	Longitud contactada	Sup (Rev. 360º) SUMA TOTAL		
		Componente axial	Componente Transversal	Total (mm ²)
	4,92	11,22	6,97	16,42

Tabla 3. Resultado de las micromediciones para el sistema Rosterdent Trichanell expresadas en mm².

Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

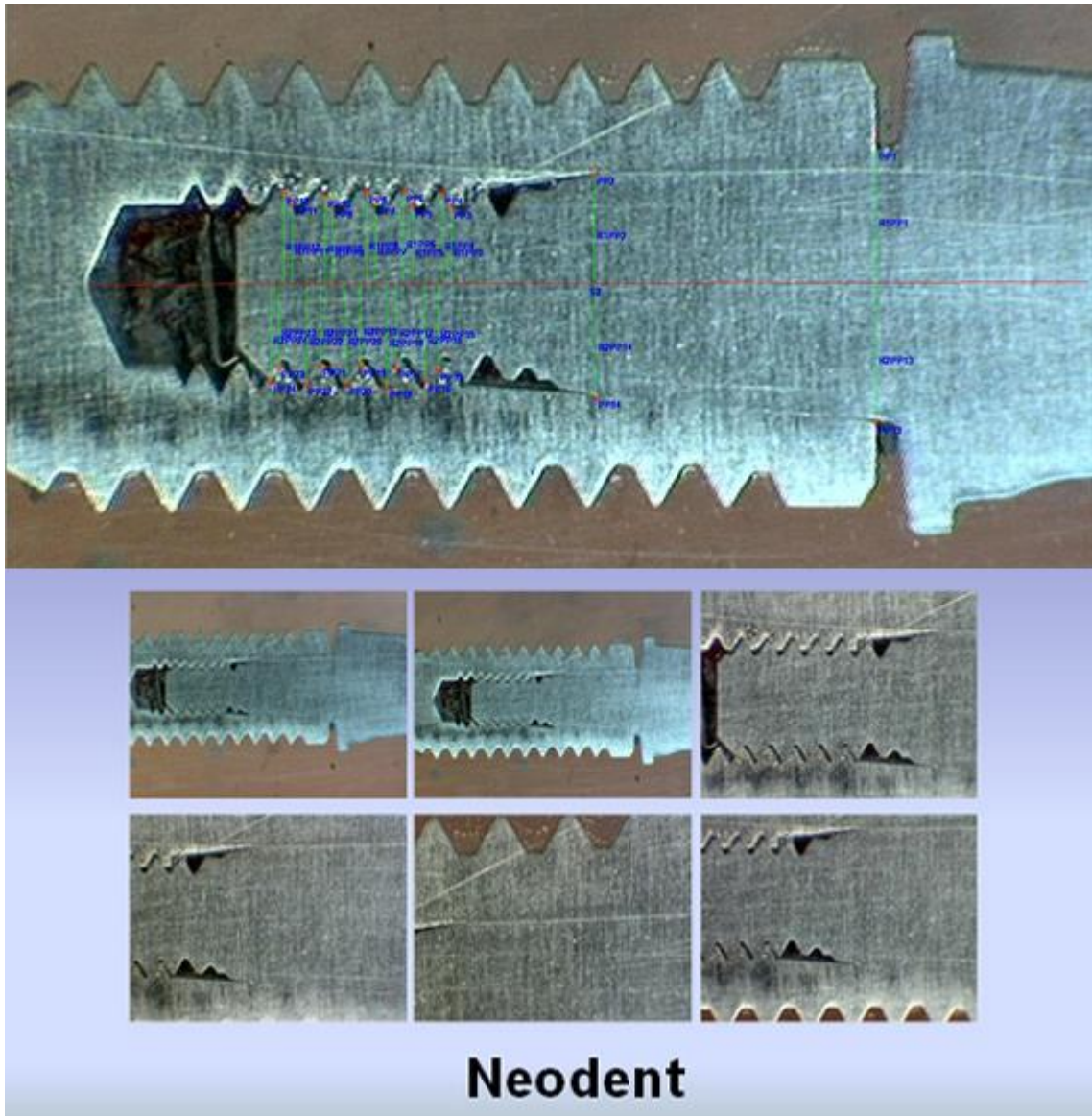


Fig. 97 Macrofotografía del sistema de conexión Neodent CM, cortical. . Con sus respectivas micromarcas en áreas de contacto.

NeoDent	Longitud contactada	Sup (Rev. 360º) SUMA TOTAL		
		Componente axial	Componente Transversal	Total (mm ²)
	6,52	19,12	4,61	20,81

Tabla 4. Resultado de las micromediciones para el sistema Neodent expresadas en mm².

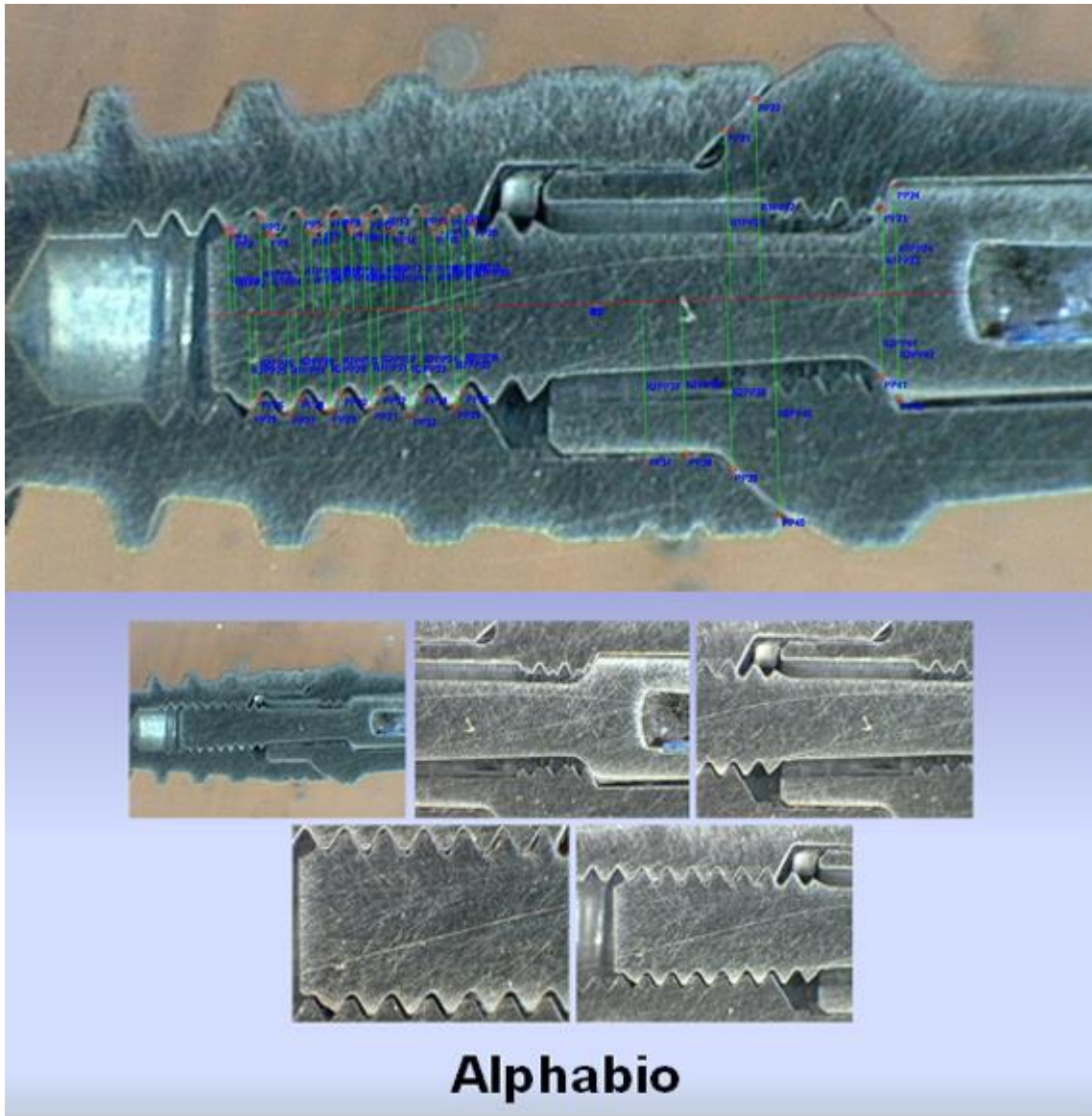


Fig. 98 Macrofotografía del sistema de conexión Alpha Bio SPI. . Con sus respectivas micromarcas en áreas de contacto.

Alpha Bio	Longitud contactada	Sup (Rev. 360º) SUMA TOTAL		
		Componente axial	Componente Transversal	Total (mm ²)
	4,18	8,69	9,58	13,56

Tabla 5. Resultado de las micromediciones para el sistema Alpha Bio expresadas en mm².

Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

X.9 Propiedades Mecánicas de los materiales utilizados

Tabla 6. Propiedades mecánicas nominales de los diferentes materiales empleados en la construcción de las muestras. Se consignan la tensión de fluencia T_y , la resistencia última a la tracción T_u , el módulo elástico de Young E , el cociente de Poisson ν y la dureza H.

Pieza	Material	T_y [MPa]	T_u [MPa]	E [GPa]	ν	H
Implante	Ti Grado 5	830	895	114	0,33	350HV10
Pilar						
Tornillo						
Cofia/corona	Cr-Ni Verabond II	840	920	210	0,30	440HV1
Base Ac Inoxidable	AISI 316	210	330	207	0,30	217 Brinell
Aguja Trasmisora de F	AISI 316	210	330	207	0,30	190 Brinell
Resina Acrílica	Resina Duralay	---	110	12	0,33	---

Tabla 6.

x.10 Máquina Digimess. Descripción:

Máquina de ensayo universal digital electrónica MX-5000

Máquina de ensayo universal digital electrónica apta para la realización de ensayos de: tracción, compresión, corte, flexión, peeling, etc. Fig. 99.

Su diseño y software permiten la realización de ciclados a baja frecuencia extendiendo al máximo las prestaciones del equipo.

Características Técnicas:

- Sistema de servo control por lazo cerrado, por medio del control de la travesa, carga o deformación.
- Operación a través de PC
- Capacidad máxima: 500kgf (5kN)
- Carrera máxima: 650mm (sin dispositivos de sujeción).



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

- Velocidad Máxima: 500mm/min.
- Velocidad Mínima: 0,001mm/min
- Fuerza máxima a velocidad máxima: 500kgf.
- Precisión de la velocidad de la travesa: $\pm 0,5\%$ en condición estable y sin carga.
- Precisión de la posición (sin carga): $\leq \pm 0,02\text{mm}$ o $\pm 0,5\%$ de la lectura mostrada, el valor que sea mayor.
- Repetitividad de la posición: $\pm 0,015\text{mm}$
- Resolución del control de posición de la travesa: 0,156 μm .
- Precisión en la medición de la carga: $\pm 0.5\%$ del valor de lectura a 1/100 de la capacidad de carga de la celda a 25°C.
- Precisión en la medición de la deformación: $\pm 0.5\%$ del valor de lectura a 1/50 del fondo de escala según ASTM E83 clase B o ISO 9513 con extensómetro clase 0,5.
- Sistema monocolumna con tornillo a bolilla recirculante.
- Celda de carga 500 Kgf.
- Juego de platos para compresión
- Juego de mordazas de tracción
- Cable de conexión a PC, software de transferencia y manejo DIGIMESS®
- PC con monitor y manual de operaciones.

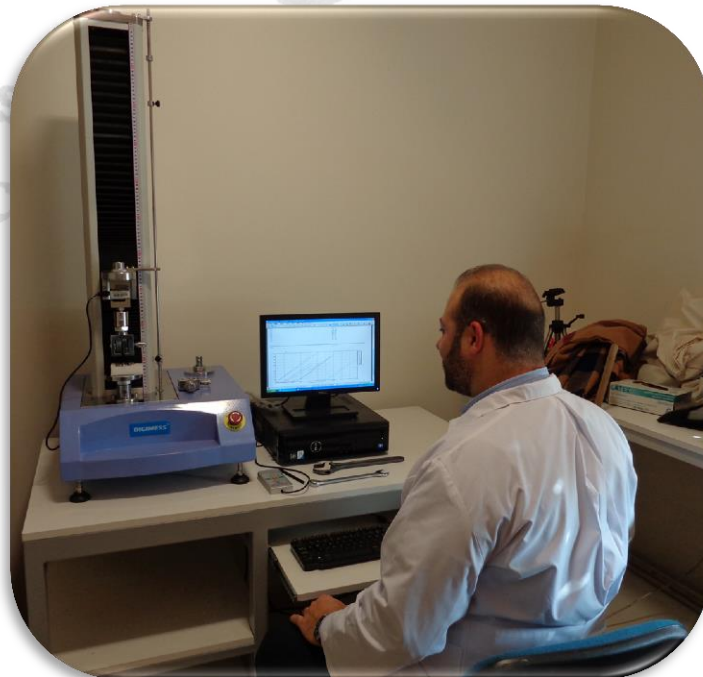


Fig. 99 Tesista durante ensayo compresivo, operando la máquina de ensayo universal digital electrónica MX-5000. Digimess Instruments Ltd. Derby. United Kingdom.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Ensayos Simulados con M.E.F

X.11 Diseño del Ensayo y Relevamiento dimensional de los sistemas de conexión.

Se relevaron las dimensiones geométricas de las diferentes piezas, según cada fabricante (implante- pilar-tornillo de fijación, cofia) y se generó el modelo digital de cada una de ellas, a través de un software de CAD. Módulo de dibujo de Solidworks, versión 2012, Fig.107.

Con el modelo digital se procedió a realizar un modelo maestro de elementos finitos (modelo para cálculo) al cual se le determinaron el tipo de elemento y malla, tipo y magnitud de las cargas y finalmente las condiciones de contorno.

Se impuso una fuerza de hermanamiento o contacto en el sistema implante - pilar-tornillo, equivalente al torqueo 35 Ncm.

Luego se aplicaron cargas crecientes de 20N hasta 900N a cada sistema, en el centro del mismo y de 20 N hasta 700N a 4mm del centro. Con el modelo terminado se hicieron las corridas del programa para determinar la distribución de tensiones de Von Misses y representarlas en una escala colorimétrica.

Cabe destacar que el método MEF, es determinístico, dando como resultado las mismas distribuciones de tensiones si se mantienen invariables el número de elementos definidos, el número de nodos, las condiciones de contorno y las propiedades mecánicas de los materiales.

Los errores de predicción están asociados entonces, a posibles sobre simplificaciones de la forma geométrica, al escaso número de nodos y/o a heterogeneidades constitucionales en la muestra no consideradas en las definiciones, tales como fluctuaciones en la composición, la microestructura o bien en la aplicación de la carga en el ensayo real. En este sentido, también contribuyen a la incerteza de los valores calculados los errores porcentuales en los valores de las condiciones de contorno y de los mismos parámetros mecánicos empleados. Fig. 100.

Por ello siendo minuciosos al ingresar los datos y las variables al sistema ,el MEF siempre va a arrojar los mismos resultados para las mismas variables y condiciones, ya que la precisión de la computadora elimina la probabilidad de errores en la muestra, es por ésta razón que el MEF no incluye análisis estadístico. Solo se podrán estimar incertezas considerando la propagación de errores en las magnitudes medidas, ingresadas al modelo.



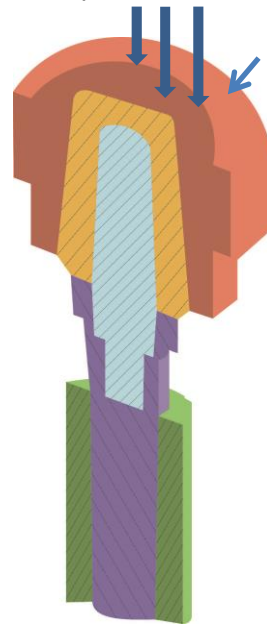


Fig. 100 Modelo digitalizado del sistema de implantes y su conector, las flechas ejemplifican las diversas direcciones de cargas que soportan los sistemas.

X.11.1 Modelado digital y 3D de cada sistema de conexión.

El modelado digital, es una técnica que consiste en el relevamiento y metrología de las dimensiones reales de un objeto. A partir de las mismas con la asistencia de un software específico (Solidworks) y de un procesador adecuado se crea una réplica de idénticas dimensiones, tridimensionalizada de estirpe digital.

Este modelo digital, permite simular las pruebas y ensayos reales de diferentes materiales y objetos, solamente recreando las propiedades físicas de los mismos y las condiciones de entorno.

En este apartado se pueden apreciar el diseño y las dimensiones (vistas técnicas) en un corte transversal de cada sistema implante-pilar-tornillo de fijación, así como una imagen 3D del ensamble del sistema y un desarme de sus partes. Fig. 101, Fig. 102, Fig. 103, Fig. 104, Fig. 105.



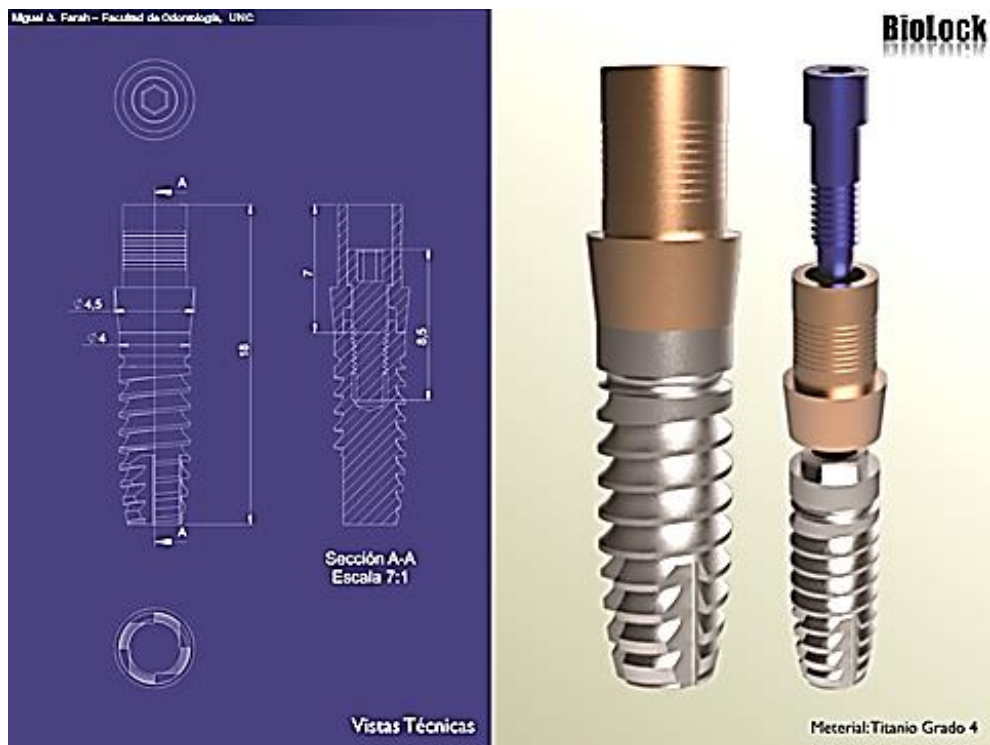


Fig. 101 Vista técnica y modelado 3D del sistema Biolok.

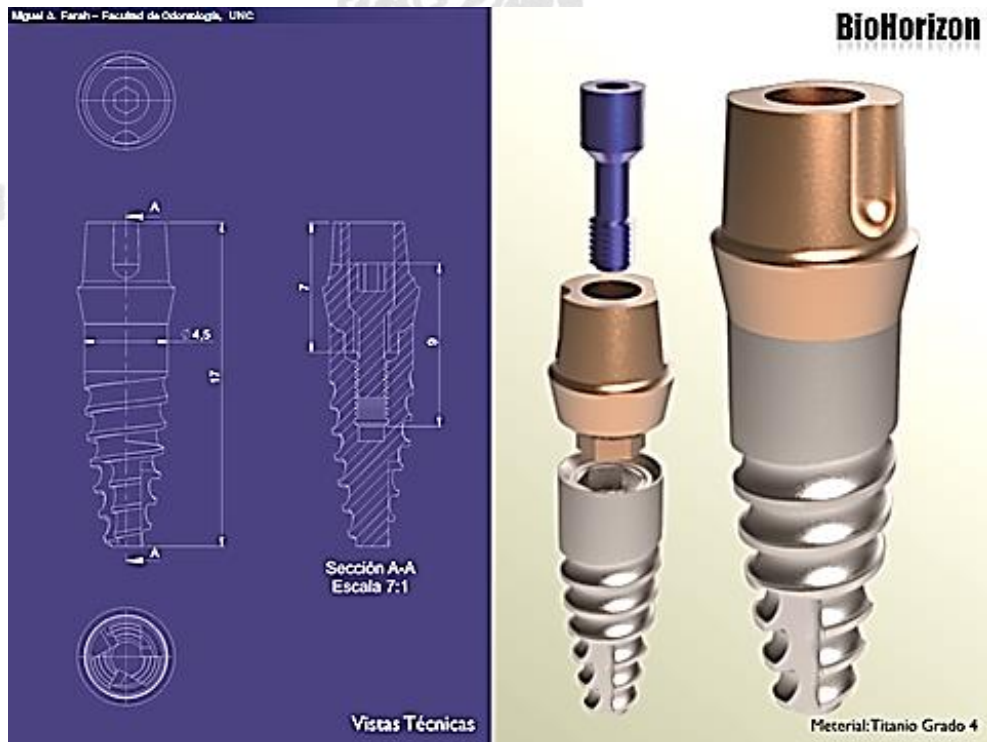


Fig. 102 Vista técnica y modelado 3D del sistema Biohorizons.

Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

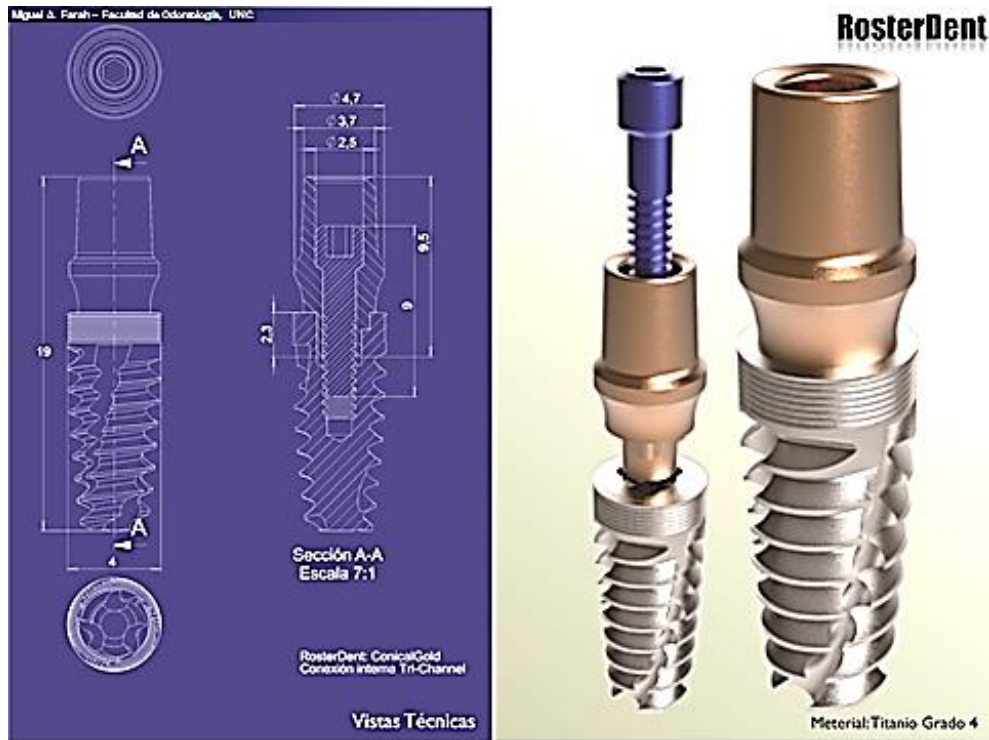


Fig. 103 Vista técnica y modelado 3D del sistema Rosterdent.

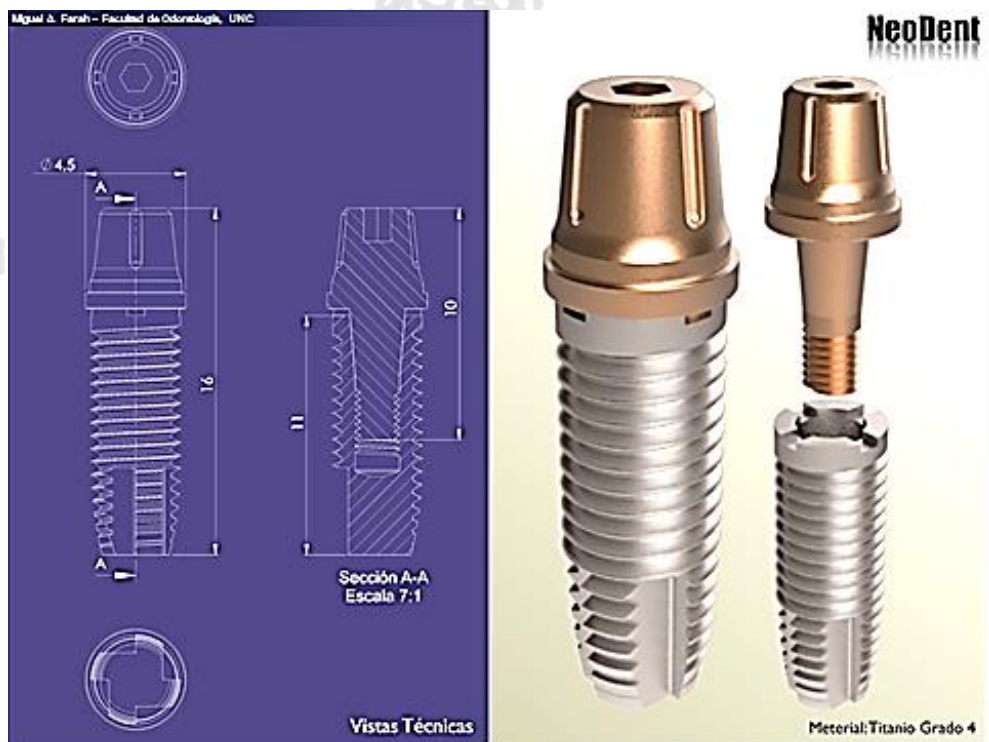


Fig. 104 Vista técnica y modelado 3D del sistema Neodent.

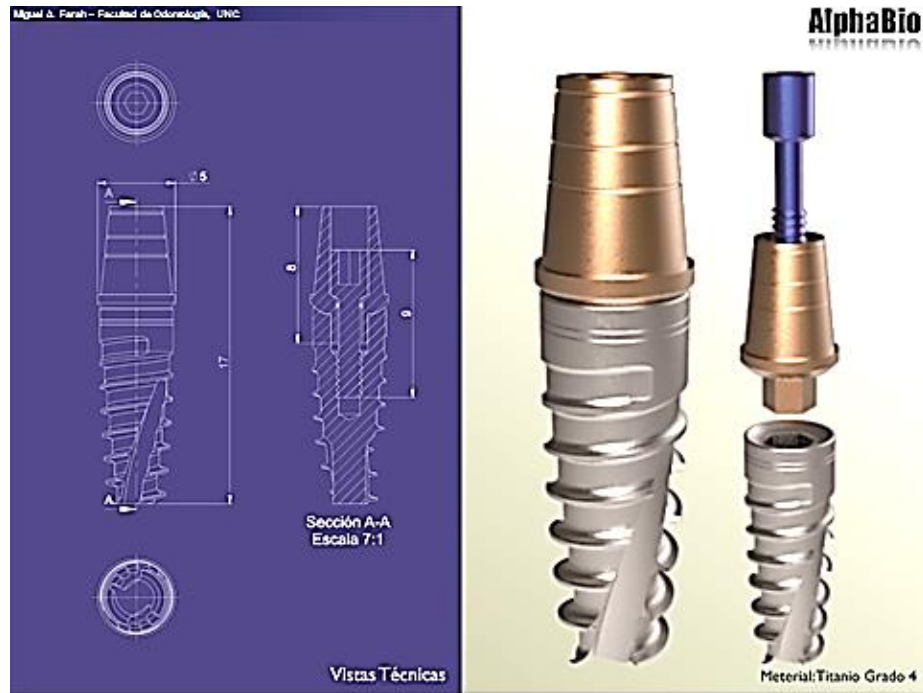


Fig. 105 Vista técnica y modelado 3D del sistema AlphaBio.

Para recrear en la mayor medida posible las condiciones reales del Ensayo Mecánico, se modelaron digitalmente las bases, las cofias y las condiciones de soporte para emularlas en el ensayo por MEF. Fig. 106

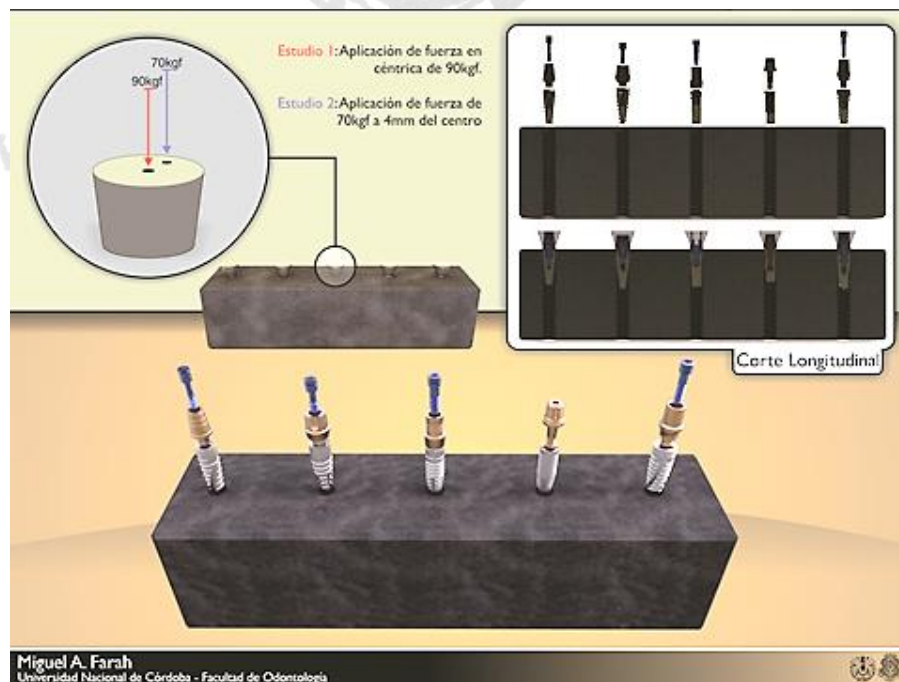


Fig. 106 Emulación Virtual de las condiciones del ensayo mecánico. Margen superior izquierdo: se observa la cofia con los dos sitios de incidencia de la carga. Margen superior derecho: se observa un corte sagital de las barras con los sistemas de implantes sin posicionar arriba y ya posicionados abajo. Margen inferior: se observa croquis de la barra y de cada sistema de implantes.

X.11.2 Programación del análisis en el software Solidworks®.

Esta etapa consistió en completar los requerimientos del software Solidworks® (módulo de ensayo) respecto a las características propias de la composición de cada material interviniente en el ensayo, así también como las condiciones de soporte y entorno en la que se diseñó la prueba. Fig. 106.



Fig. 107 Introducción de variables y condiciones para el ensayo con MEF

X.11.3 Mallado del sistema y Análisis.

Se realizó un total de 17 modelos de elementos finitos, determinados como elementos sólidos, de mallado tipo y mixto. Fig. 107, Fig. ,109,110,111 y 112. Fig. Las regiones que recibirán gran cantidad de tensión tienen normalmente una mayor densidad de nodos (densidad de malla) que aquellos que experimentan poco o ninguno. Puntos de interés, son aquellos puntos de fractura previamente probados del material, entrantes, esquinas, detalles complejos, y áreas de elevada tensión. La malla actúa como la red de una araña en la que desde cada nodo se extiende un elemento de malla hasta cada nodo adyacente. Este tipo de red vectorial es la que lleva las propiedades del material al objeto, creando varios elementos⁴⁵.

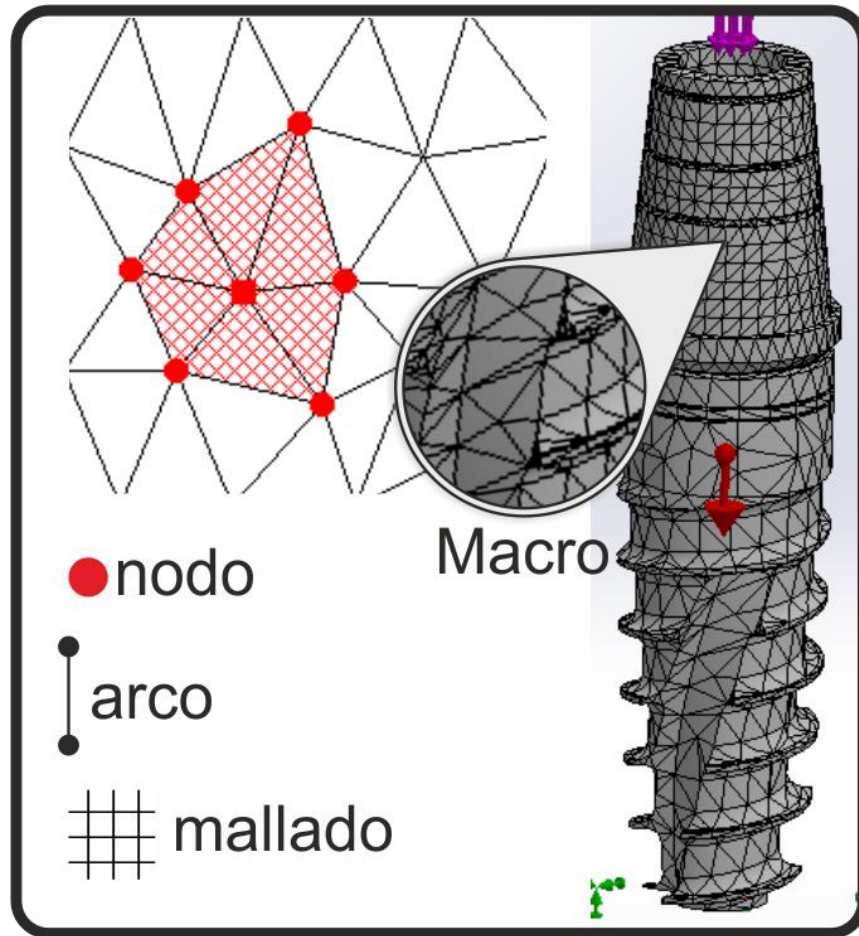


Fig. 107 Mallado típico, compuesto por los nodos, arcos y mallado de la pieza a ensayar.



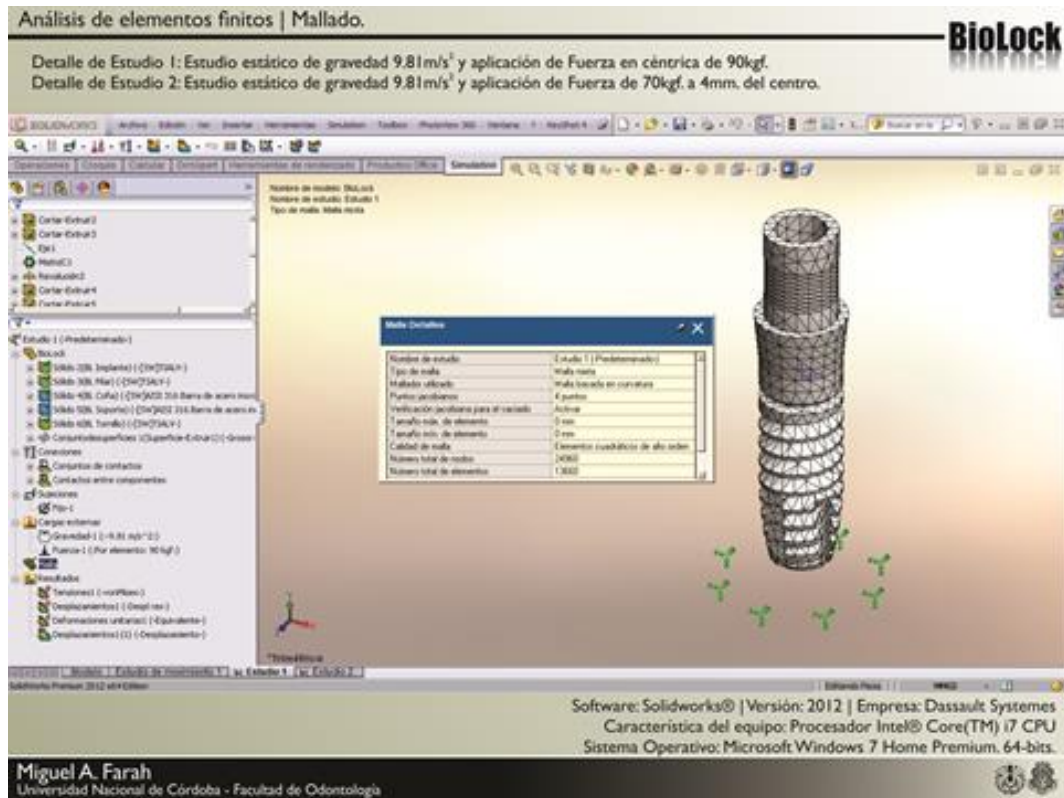


Fig. 108 Mallados y nodos sistema Biolok

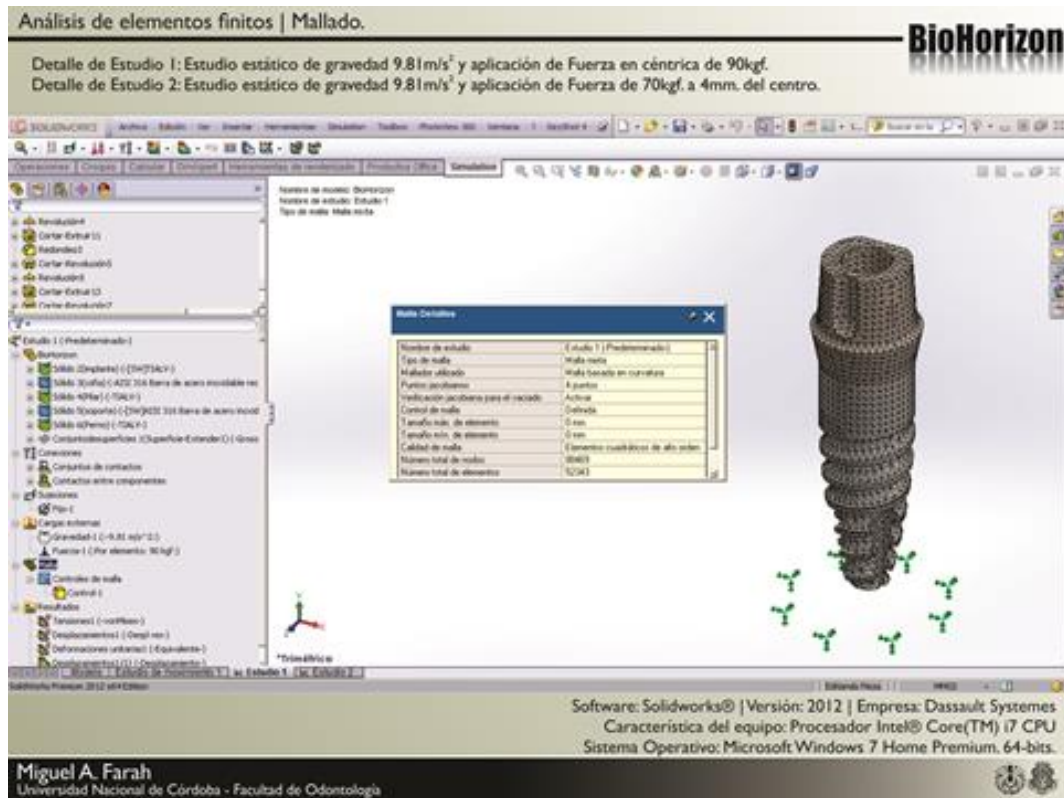


Fig. 109 Mallados y nodos sistema BioHorizons.

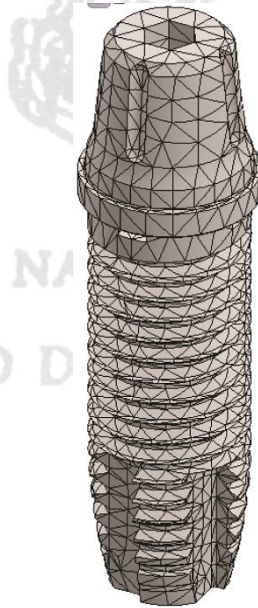
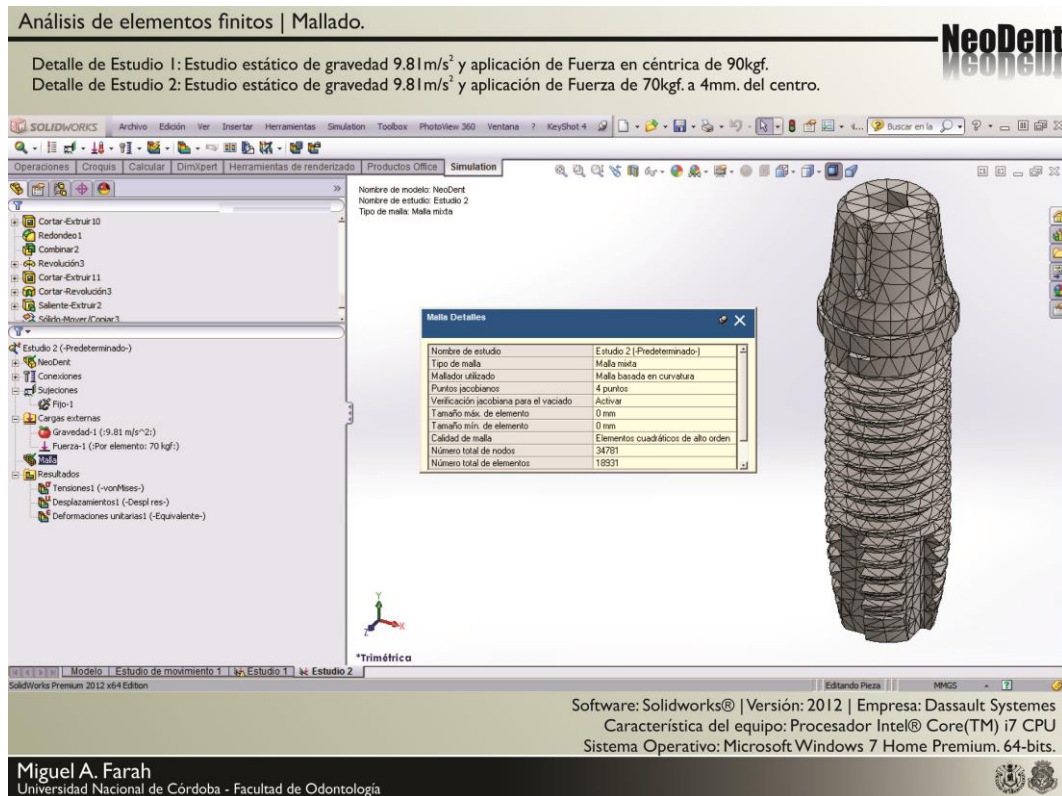


Fig. 110 Mallados y nodos sistema Neodent.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

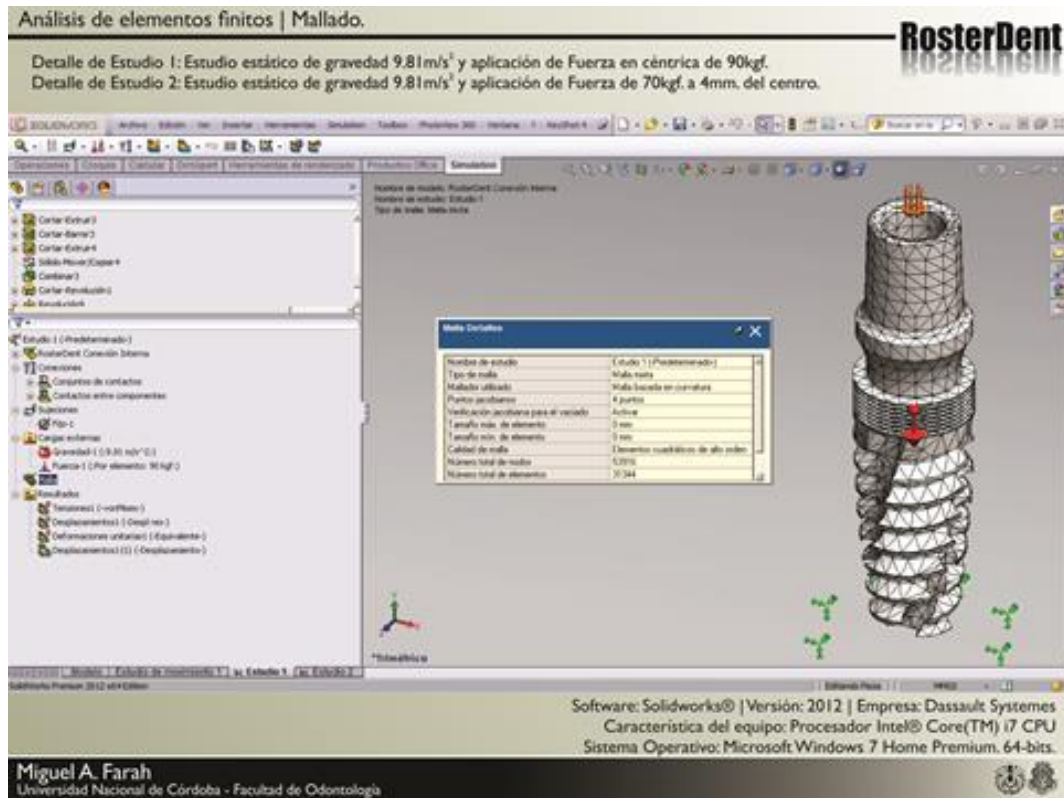


Fig. 111 Mallados y nodos sistema Rosterdent.

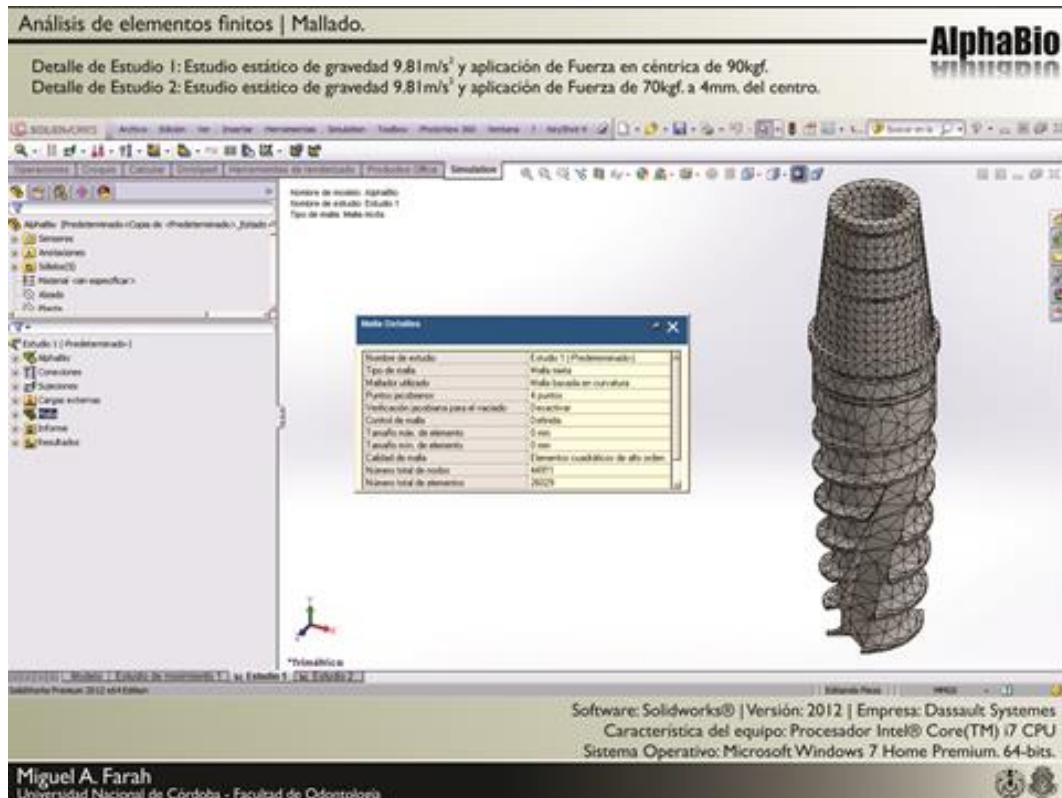


Fig. 112 Mallados y nodos sistema AlphaBio.

X.11.4 Análisis de Von Mises.

Muestra gráficamente amplias áreas de localización de tensiones, donde no se puede determinar la naturaleza de las mismas (tracción o compresión), por ello sólo lo usamos ilustrativamente como indicador del nivel de tensiones, donde los valores máximos se asocian a una mayor probabilidad de ocurrencia de algún daño. La tensión de Von Mises es una magnitud física proporcional a la densidad de energía de deformación. En ingeniería estructural se usa en el contexto de las teorías de falla como indicador de un buen diseño para materiales dúctiles.

Se puede observar el análisis de tensiones tanto en céntrica como en excéntrica el comportamiento de para cada uno de los sistemas. Fig. 113, Fig. , Fig. , Fig. , Fig.

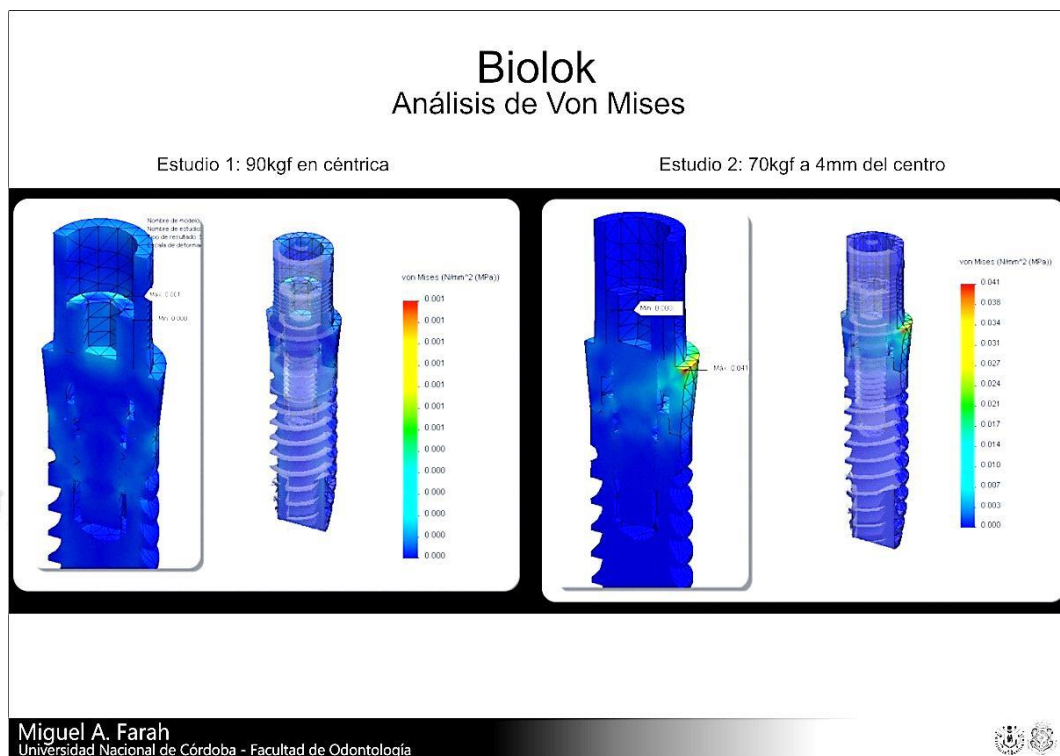


Fig. 113 Análisis de Von Mises en céntrica y excéntrica para BioloK.

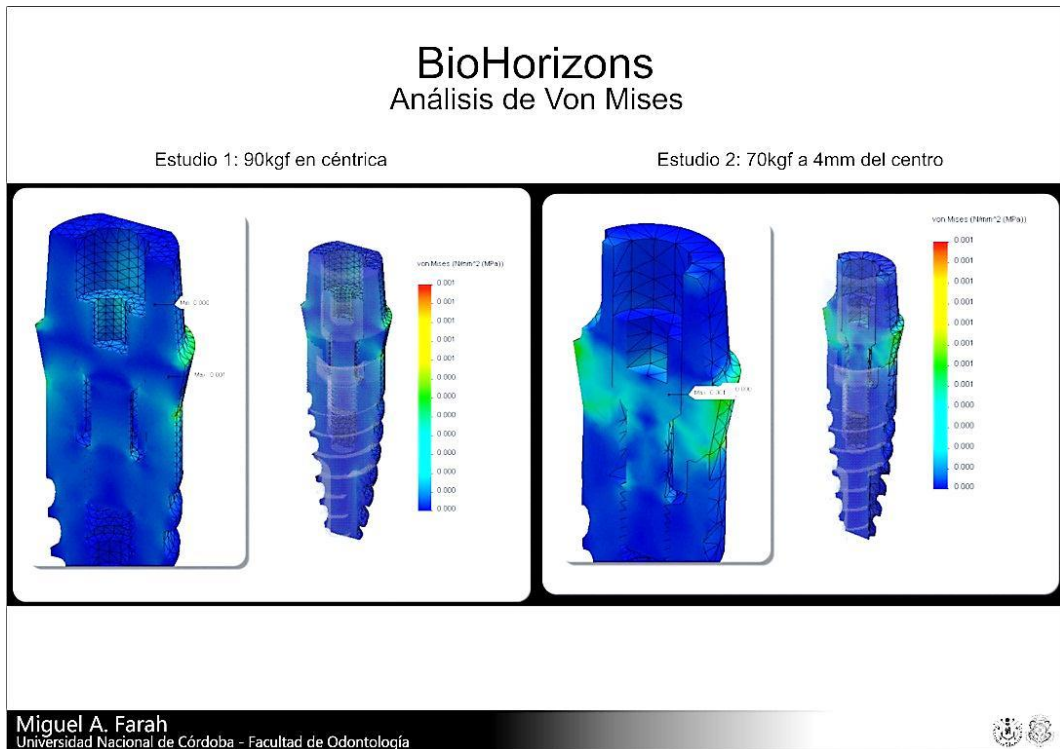


Fig. 114 Análisis de Von Mises en céntrica y excéntrica para BioHorizons.

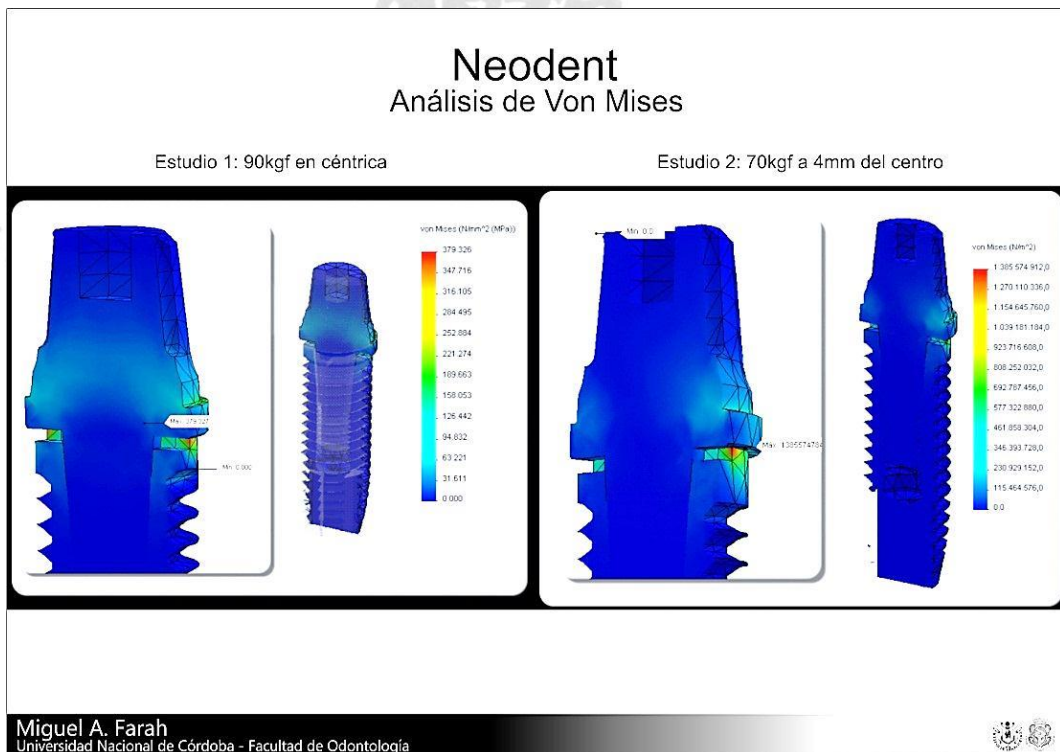


Fig. 115 Análisis de Von Mises en céntrica y excéntrica para Neodent.

Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

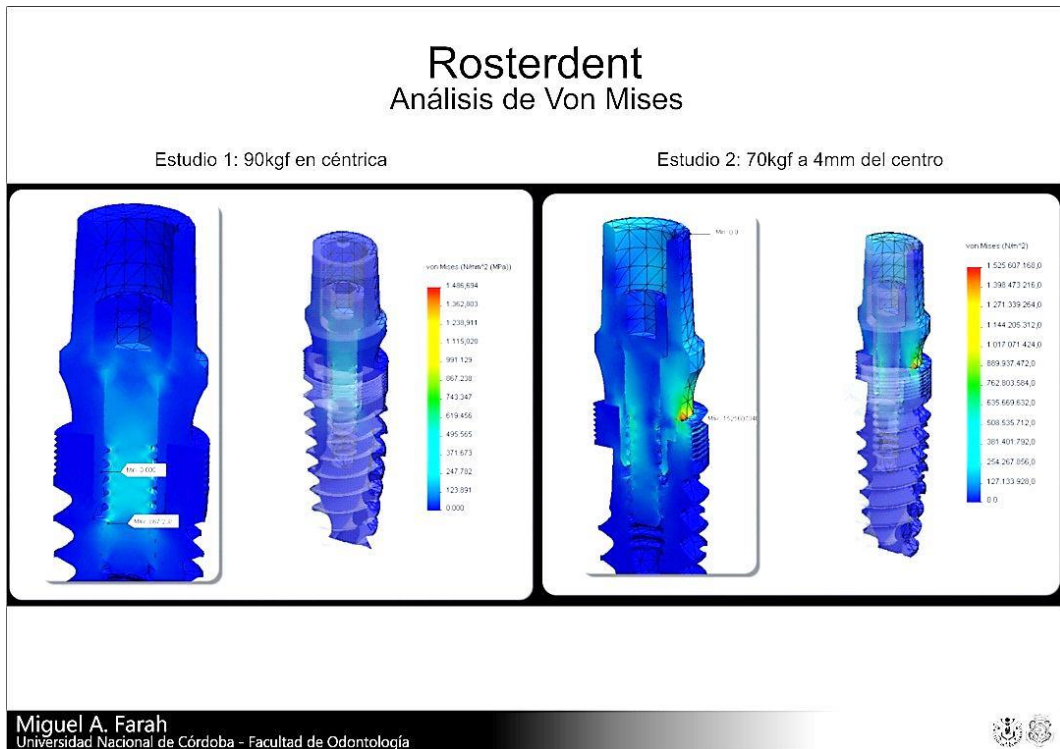


Fig. 116 Análisis de Von Mises en céntrica y excéntrica para Rosterdent.

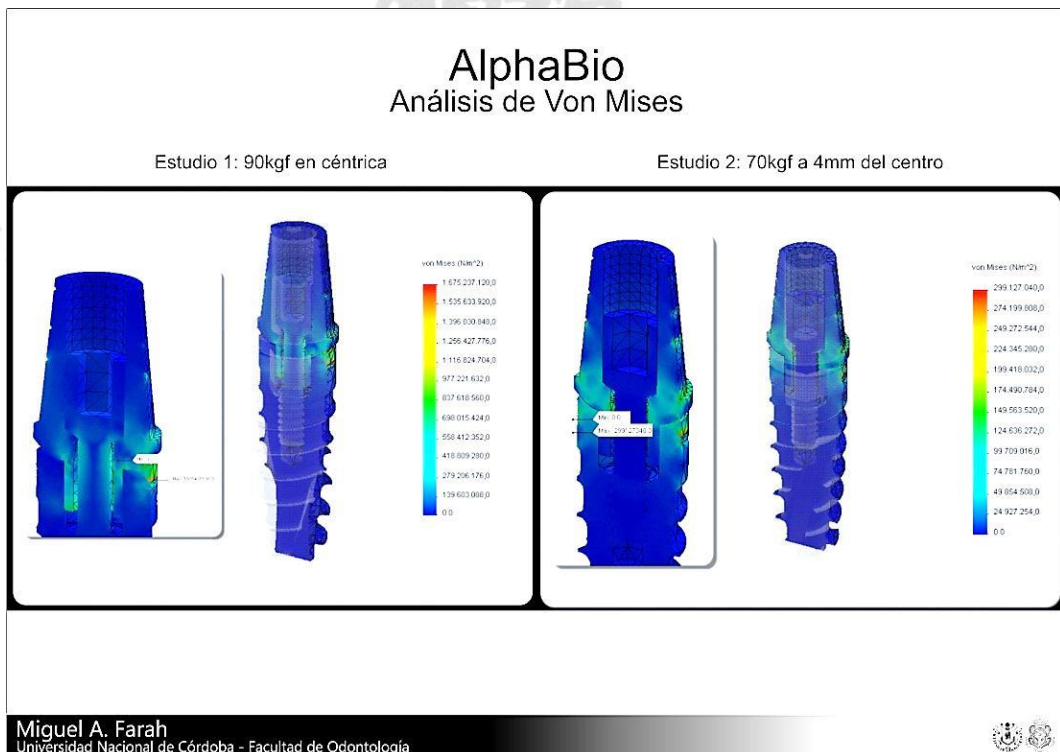


Fig. 117 Análisis de Von Mises en céntrica y excéntrica para AlphaBio.

XI. RESULTADOS

XI.1 Del Ensayo Mecánico.

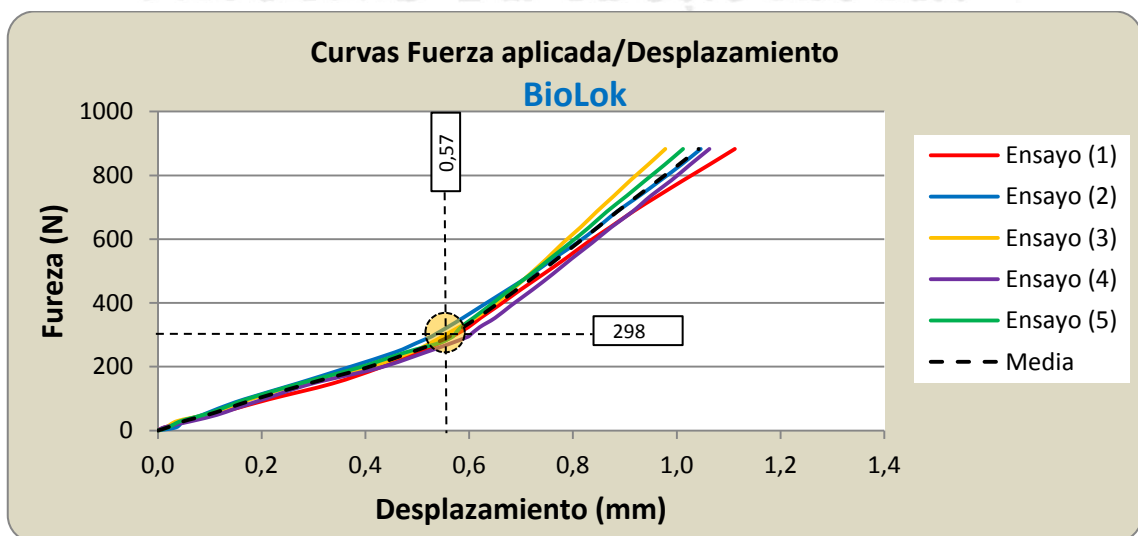
XI.1.1 Reporte de los resultados en Céntrica.

Fuerza (N)	Posición (mm)					Media	DS	Trabajo W (mJ)
	Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)			
0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0
10	0,01	0,04	0,02	0,01	0,02	0,02	0,01	0,1
29	0,06	0,05	0,04	0,07	0,04	0,05	0,01	0,7
49	0,10	0,09	0,09	0,11	0,09	0,10	0,01	2,5
69	0,15	0,12	0,13	0,15	0,12	0,13	0,02	4,7
98	0,22	0,17	0,18	0,20	0,17	0,19	0,02	9,2
147	0,34	0,27	0,28	0,30	0,27	0,29	0,03	22
196	0,43	0,36	0,40	0,43	0,39	0,40	0,03	41
245	0,50	0,46	0,49	0,52	0,48	0,49	0,02	60
275	0,54	0,50	0,53	0,57	0,54	0,54	0,03	72
294	0,57	0,53	0,55	0,60	0,57	0,56	0,03	79
298	0,57	0,53	0,55	0,60	0,57	0,57	0,03	81
324	0,60	0,56	0,58	0,62	0,58	0,59	0,02	88
353	0,62	0,59	0,61	0,65	0,61	0,62	0,02	98
392	0,66	0,63	0,65	0,68	0,64	0,65	0,02	110
441	0,70	0,67	0,68	0,72	0,68	0,69	0,02	128
491	0,74	0,72	0,72	0,76	0,72	0,73	0,02	147
540	0,79	0,76	0,75	0,80	0,76	0,77	0,02	167
589	0,83	0,81	0,78	0,84	0,79	0,81	0,02	188
638	0,87	0,85	0,82	0,87	0,83	0,85	0,03	212
687	0,92	0,89	0,85	0,92	0,87	0,89	0,03	237
736	0,96	0,93	0,88	0,95	0,90	0,92	0,03	265
785	1,01	0,97	0,91	0,99	0,94	0,96	0,04	295
834	1,06	1,01	0,95	1,03	0,98	1,00	0,05	327
883	1,11	1,05	0,98	1,06	1,01	1,04	0,05	360

Fuerza y desplazamiento correspondiente al codo de la curva promedio:
 $F=(298 \pm 5)$ N; $P=(0,57 \pm 0,03)$ mm

Trabajo total **360**

Tabla 7. Valores de fuerza y desplazamiento correspondientes a 5 ensayos mecánicos, los promedios y desviaciones estándar (DS) de los desplazamientos según fuerza aplicada (curva de tendencia central) y el trabajo realizado en cada etapa. Los valores resaltados en amarillo coinciden con el codo de la curva promedio de la gráfica 1, en donde se advierte un cambio en la respuesta del implante. Sistema Biolok.



Gráfica 1. Curvas de fuerza aplicada/desplazamiento Biolok.

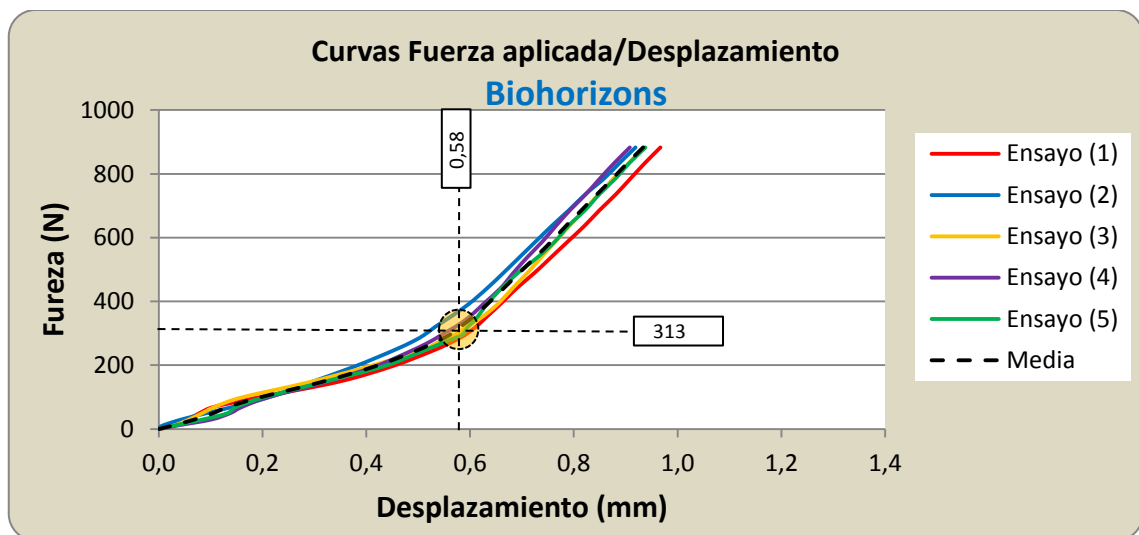
Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Fuerza (N)	Posición (mm)							Trabajo W (mJ)	
	Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)	Media	DS		
0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0
10	0,03	0,01	0,03	0,03	0,03	0,02	0,01	0,01	0,1
29	0,06	0,04	0,06	0,10	0,08	0,07	0,02	0,02	1
49	0,08	0,09	0,08	0,14	0,13	0,10	0,03	0,03	2
69	0,11	0,14	0,11	0,16	0,15	0,13	0,03	0,03	4
98	0,19	0,21	0,16	0,21	0,20	0,19	0,02	0,02	9
147	0,34	0,29	0,29	0,32	0,32	0,31	0,02	0,02	23
196	0,45	0,38	0,41	0,42	0,43	0,42	0,03	0,03	41
245	0,53	0,45	0,51	0,49	0,51	0,50	0,03	0,03	59
275	0,57	0,49	0,54	0,52	0,55	0,54	0,03	0,03	69
294	0,59	0,51	0,57	0,54	0,58	0,56	0,03	0,03	76
313	0,61	0,53	0,59	0,56	0,59	0,58	0,03	0,03	81
324	0,61	0,54	0,60	0,58	0,58	0,58	0,03	0,03	83
353	0,63	0,56	0,63	0,60	0,62	0,61	0,03	0,03	91
392	0,66	0,60	0,65	0,63	0,63	0,63	0,02	0,02	101
441	0,69	0,63	0,68	0,66	0,66	0,67	0,02	0,02	114
491	0,73	0,67	0,71	0,68	0,69	0,70	0,02	0,02	128
540	0,76	0,70	0,74	0,71	0,73	0,73	0,02	0,02	144
589	0,79	0,73	0,77	0,74	0,76	0,76	0,02	0,02	162
638	0,82	0,76	0,79	0,77	0,79	0,79	0,02	0,02	179
687	0,85	0,79	0,82	0,79	0,82	0,82	0,02	0,02	198
736	0,88	0,82	0,85	0,82	0,85	0,84	0,02	0,02	219
785	0,91	0,86	0,88	0,85	0,88	0,87	0,02	0,02	242
834	0,94	0,89	0,91	0,88	0,91	0,90	0,02	0,02	265
883	0,97	0,92	0,94	0,91	0,94	0,93	0,02	0,02	292

Fuerza y desplazamiento correspondiente al codo de la curva promedio:
 $F=(312,8 \pm 5) \text{ N}$; $P=(0,58 \pm 0,03) \text{ mm}$

Trabajo total **292**

Tabla 8. Valores de fuerza y desplazamiento correspondientes a 5 ensayos mecánicos, los promedios y desviaciones estándar (DS) de los desplazamientos según fuerza aplicada (curva de tendencia central) y el trabajo realizado en cada etapa. Los valores resaltados en amarillo coinciden con el codo de la curva promedio de la gráfica 1, en donde se advierte un cambio en la respuesta del implante. Sistema Biohorizons.



Gráfica 2. Curvas de fuerza aplicada/desplazamiento Biohorizons.

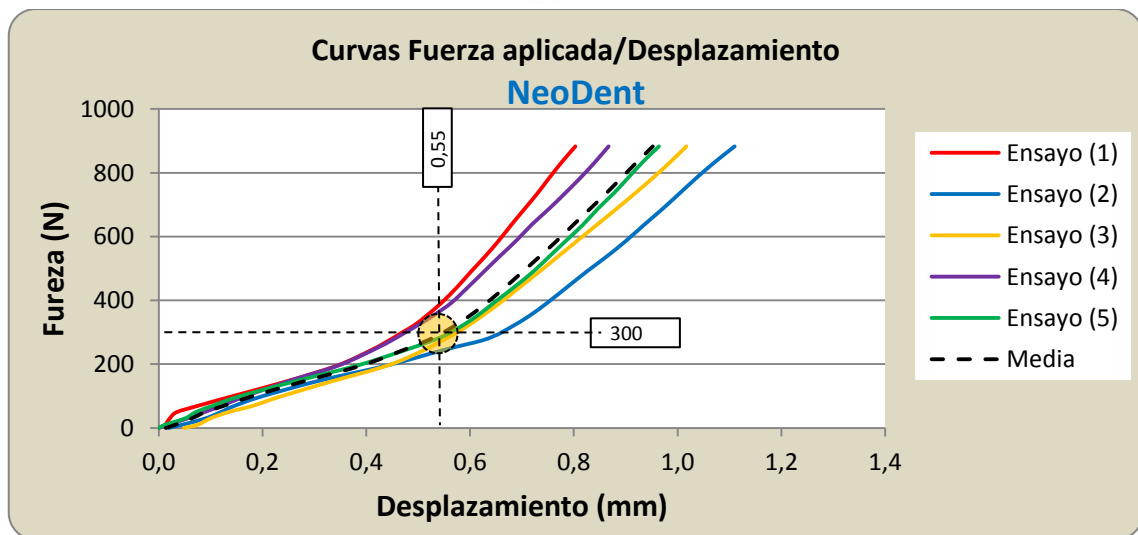
Fuerza (N)	Posición (mm)							Media	DS	Trabajo W (mJ)
	Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)					
0	0,00	0,02	0,05	0,00	0,00	0,01	0,01	0,02	0,0	
10	0,01	0,05	0,08	0,02	0,01	0,03	0,03	0,03	0,1	
29	0,02	0,09	0,10	0,06	0,05	0,06	0,06	0,03	0,7	
49	0,03	0,12	0,13	0,09	0,07	0,09	0,09	0,04	1,7	
69	0,07	0,15	0,18	0,12	0,10	0,12	0,12	0,04	4	
98	0,14	0,20	0,23	0,17	0,15	0,18	0,18	0,04	8	
147	0,25	0,31	0,34	0,25	0,27	0,28	0,28	0,04	21	
196	0,35	0,44	0,44	0,35	0,38	0,39	0,39	0,05	39	
245	0,41	0,55	0,51	0,41	0,48	0,47	0,47	0,06	58	
275	0,44	0,62	0,55	0,45	0,53	0,52	0,52	0,07	69	
294	0,46	0,66	0,57	0,47	0,56	0,54	0,54	0,08	76	
300	0,47	0,66	0,58	0,48	0,56	0,55	0,55	0,08	78	
324	0,49	0,69	0,60	0,50	0,59	0,57	0,57	0,08	86	
353	0,52	0,72	0,63	0,53	0,62	0,60	0,60	0,08	95	
392	0,55	0,75	0,66	0,56	0,65	0,63	0,63	0,08	107	
441	0,58	0,79	0,70	0,60	0,69	0,67	0,67	0,09	122	
491	0,60	0,83	0,73	0,63	0,72	0,70	0,70	0,09	138	
540	0,63	0,87	0,77	0,66	0,75	0,74	0,74	0,09	155	
589	0,66	0,90	0,81	0,69	0,79	0,77	0,77	0,10	173	
638	0,68	0,94	0,85	0,72	0,82	0,80	0,80	0,10	193	
687	0,71	0,97	0,88	0,75	0,85	0,83	0,83	0,11	213	
736	0,73	1,00	0,92	0,78	0,88	0,86	0,86	0,11	236	
785	0,75	1,04	0,95	0,81	0,91	0,89	0,89	0,11	258	
834	0,78	1,07	0,99	0,84	0,93	0,92	0,92	0,12	282	
883	0,80	1,11	1,02	0,87	0,96	0,95	0,95	0,12	308	

Fuerza y desplazamiento correspondiente al codo de la curva promedio:
 $F=(300 \pm 5) \text{ N}$; $P=(0,55 \pm 0,03) \text{ mm}$

Trabajo total

308

Tabla 9. Valores de fuerza y desplazamiento correspondientes a 5 ensayos mecánicos, los promedios y desviaciones estándar (DS) de los desplazamientos según fuerza aplicada (curva de tendencia central) y el trabajo realizado en cada etapa. Los valores resaltados en amarillo coinciden con el codo de la curva promedio de la gráfica 1, en donde se advierte un cambio en la respuesta del implante. . Sistema Neodent.



Gráfica 3. Curvas de fuerza aplicada/desplazamiento Neodent.



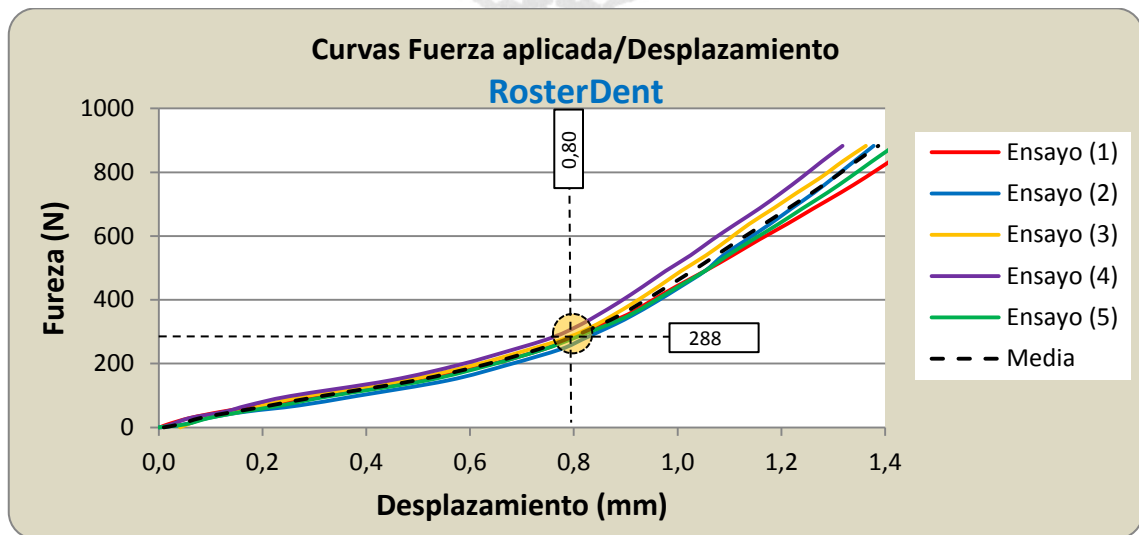
Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Fuerza (N)	Posición (mm)							Energía W (mJ)
	Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)	Media	DS	
0	0,00	0,00	0,04	0,01	0,00	0,01	0,02	0,0
10	0,02	0,05	0,06	0,03	0,05	0,04	0,02	0,2
29	0,06	0,10	0,09	0,06	0,10	0,08	0,02	0,9
49	0,12	0,17	0,16	0,13	0,16	0,15	0,02	3,5
69	0,20	0,27	0,20	0,17	0,24	0,21	0,04	7,5
98	0,32	0,38	0,28	0,25	0,33	0,31	0,05	16
147	0,48	0,56	0,48	0,45	0,52	0,50	0,04	38
196	0,64	0,67	0,61	0,58	0,64	0,63	0,04	61
245	0,74	0,78	0,72	0,69	0,74	0,73	0,03	84
275	0,79	0,82	0,78	0,75	0,79	0,78	0,03	97
288	0,81	0,83	0,80	0,77	0,81	0,80	0,02	102
294	0,82	0,84	0,81	0,78	0,82	0,81	0,02	106
324	0,86	0,88	0,85	0,82	0,87	0,85	0,02	118
353	0,90	0,92	0,88	0,85	0,91	0,89	0,03	130
392	0,95	0,96	0,92	0,89	0,95	0,93	0,03	146
441	1,00	1,01	0,96	0,93	1,00	0,98	0,03	166
491	1,05	1,05	1,01	0,98	1,05	1,03	0,04	188
540	1,11	1,09	1,06	1,03	1,10	1,07	0,03	212
589	1,16	1,13	1,10	1,07	1,15	1,12	0,04	238
638	1,21	1,18	1,14	1,11	1,19	1,17	0,04	267
687	1,26	1,22	1,19	1,16	1,24	1,21	0,04	297
736	1,31	1,26	1,23	1,20	1,29	1,26	0,05	330
785	1,36	1,30	1,28	1,24	1,33	1,30	0,05	363
834	1,41	1,34	1,32	1,28	1,37	1,34	0,05	396
883	1,46	1,38	1,36	1,32	1,42	1,39	0,05	433

Fuerza y desplazamiento correspondiente al codo de la curva promedio:
 $F=(288 \pm 5) \text{ N}$; $P=(0,80 \pm 0,03) \text{ mm}$

Trabajo total **433**

Tabla 10. Valores de fuerza y desplazamiento correspondientes a 5 ensayos mecánicos, los promedios y desviaciones estándar (DS) de los desplazamientos según fuerza aplicada (curva de tendencia central) y el trabajo realizado en cada etapa. Los valores resaltados en amarillo coinciden con el codo de la curva promedio de la gráfica 1, en donde se advierte un cambio en la respuesta del implante. Sistema Rosterdent.



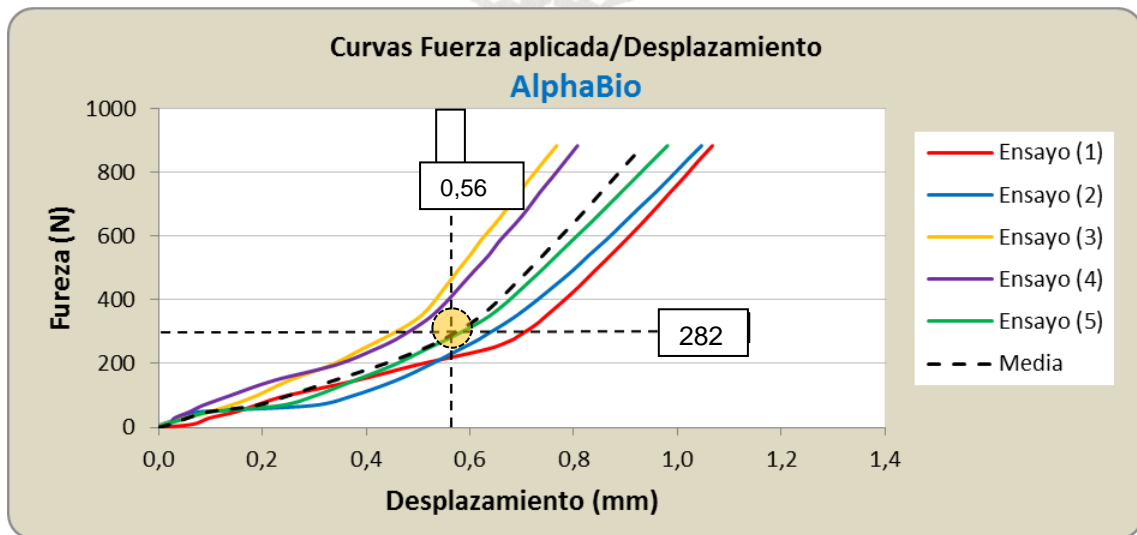
Gráfica 4. Curvas de fuerza aplicada/desplazamiento Rosterdent.

Fuerza (N)	Posición (mm)							Energía W (mJ)	
	Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)	Media	DS		
0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0
10	0,07	0,01	0,01	0,02	0,01	0,02	0,02	0,02	0,1
29	0,10	0,04	0,05	0,03	0,06	0,06	0,06	0,03	0,8
49	0,15	0,08	0,10	0,06	0,10	0,10	0,10	0,03	2
69	0,19	0,30	0,14	0,09	0,23	0,19	0,08	0,08	7
98	0,24	0,37	0,19	0,14	0,30	0,25	0,09	0,09	13
147	0,38	0,46	0,25	0,22	0,38	0,34	0,10	0,10	24
196	0,50	0,52	0,33	0,34	0,45	0,43	0,09	0,09	40
245	0,63	0,58	0,39	0,42	0,52	0,51	0,10	0,10	56
275	0,68	0,62	0,43	0,46	0,55	0,55	0,11	0,11	67
282	0,69	0,62	0,44	0,46	0,56	0,56	0,11	0,11	69
294	0,70	0,64	0,45	0,48	0,58	0,57	0,11	0,11	72
324	0,73	0,67	0,48	0,51	0,61	0,60	0,10	0,10	82
353	0,75	0,69	0,51	0,53	0,64	0,62	0,10	0,10	91
392	0,78	0,72	0,53	0,55	0,67	0,65	0,11	0,11	101
441	0,81	0,76	0,55	0,58	0,70	0,68	0,11	0,11	114
491	0,84	0,80	0,58	0,61	0,74	0,71	0,12	0,12	128
540	0,87	0,83	0,60	0,64	0,77	0,74	0,12	0,12	143
589	0,90	0,86	0,62	0,66	0,80	0,77	0,12	0,12	158
638	0,93	0,89	0,65	0,69	0,83	0,80	0,12	0,12	176
687	0,96	0,93	0,67	0,71	0,86	0,83	0,13	0,13	195
736	0,99	0,96	0,69	0,73	0,89	0,85	0,13	0,13	213
785	1,01	0,99	0,72	0,76	0,92	0,88	0,13	0,13	234
834	1,04	1,02	0,74	0,78	0,95	0,91	0,14	0,14	255
883	1,07	1,05	0,77	0,81	0,98	0,93	0,14	0,14	279

Fuerza y desplazamiento correspondiente al codo de la curva promedio:
 $F=(282 \pm 5) \text{ N}$; $P=(0,56 \pm 0,03) \text{ mm}$

Trabajo total **279**

Tabla 11. Valores de fuerza y desplazamiento correspondientes a 5 ensayos mecánicos, los promedios y desviaciones estándar (DS) de los desplazamientos según fuerza aplicada (curva de tendencia central) y el trabajo realizado en cada etapa. Los valores resaltados en amarillo coinciden con el codo de la curva promedio de la gráfica 1, en donde se advierte un cambio en la respuesta del implante. Sistema AlphaBio.



Gráfica 5 Curvas de fuerza aplicada/desplazamiento AlphaBio.

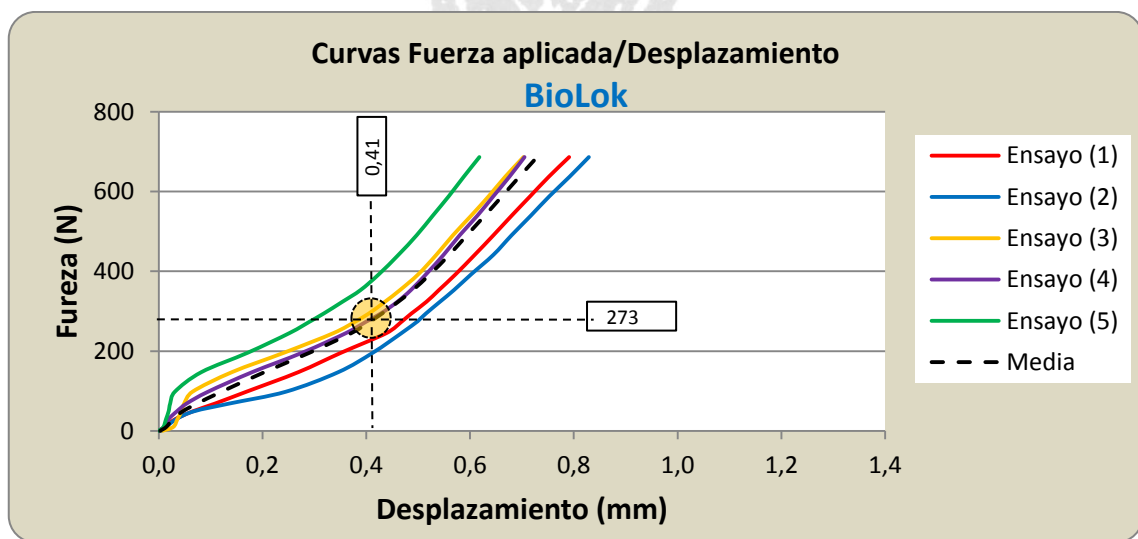
XI.1.2 Reporte de los resultados en Excéntrica.

Fuerza (N)	Posición (mm)					Media	DS	Energía W (mJ)
	Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)			
0	0,00	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0
10	0,01	0,01	0,03	0,01	0,01	0,01	0,01	0,1
29	0,03	0,03	0,04	0,02	0,01	0,03	0,01	0,3
49	0,07	0,07	0,04	0,04	0,02	0,05	0,02	1
69	0,11	0,14	0,05	0,05	0,02	0,07	0,05	3
98	0,17	0,25	0,07	0,10	0,03	0,12	0,09	6
147	0,27	0,35	0,14	0,18	0,08	0,20	0,10	16
196	0,35	0,41	0,24	0,28	0,17	0,29	0,09	32
245	0,44	0,47	0,34	0,36	0,25	0,37	0,09	49
273	0,47	0,50	0,38	0,40	0,29	0,41	0,08	53
275	0,47	0,50	0,38	0,40	0,29	0,41	0,08	54
294	0,49	0,52	0,41	0,43	0,32	0,43	0,08	60
324	0,52	0,54	0,44	0,46	0,35	0,46	0,07	70
353	0,54	0,57	0,47	0,49	0,39	0,49	0,07	79
392	0,57	0,60	0,50	0,52	0,42	0,52	0,07	92
441	0,61	0,65	0,54	0,55	0,46	0,56	0,07	107
491	0,65	0,68	0,57	0,58	0,50	0,59	0,07	123
540	0,68	0,72	0,60	0,61	0,53	0,63	0,07	141
589	0,72	0,75	0,64	0,65	0,56	0,66	0,08	160
638	0,75	0,79	0,67	0,68	0,59	0,70	0,08	180
687	0,79	0,83	0,70	0,71	0,62	0,73	0,08	202

Fuerza y desplazamiento correspondiente al codo de la curva promedio:
 $F=(273 \pm 5) \text{ N}$; $P=(0,41 \pm 0,08) \text{ mm}$

Trabajo total **202**

Tabla 12. Valores de fuerza y desplazamiento correspondientes a 5 ensayos mecánicos, los promedios y desviaciones estándar (DS) de los desplazamientos según fuerza aplicada (curva de tendencia central) y el trabajo realizado en cada etapa. Los valores resaltados en amarillo coinciden con el codo de la curva promedio de la gráfica 6, en donde se advierte un cambio en la respuesta del implante. Sistema Biolok.



Gráfica 6. Curvas de fuerza excéntrica aplicada/desplazamiento Biolok.

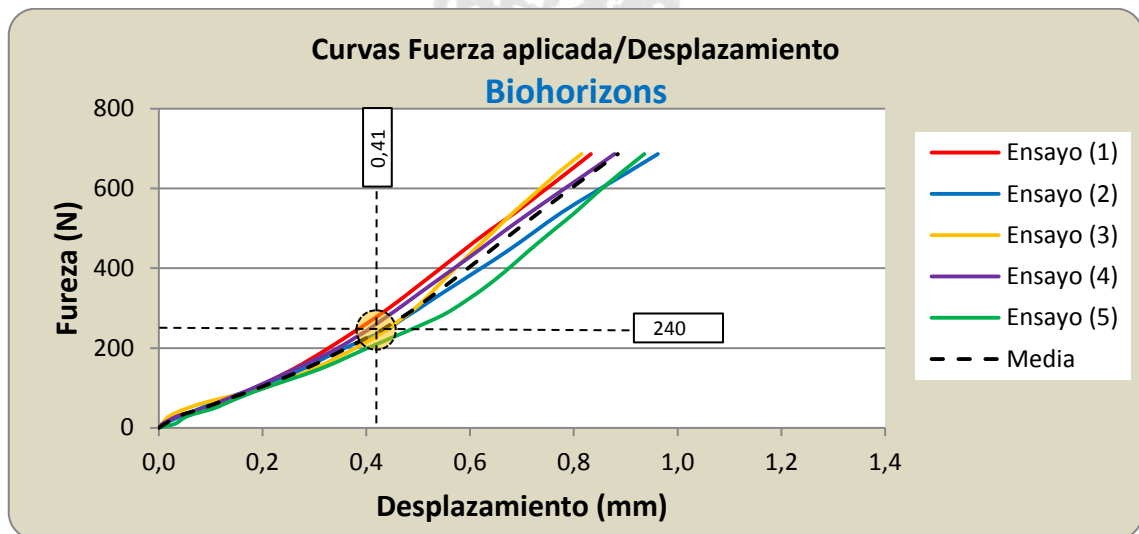


Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Fuerza (N)	Posición (mm)							Energía W (mJ)	
	Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)	Media	DS		
0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0
10	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,03	0,01	0,01	0,1
29	0,04	0,04	0,02	0,04	0,06	0,06	0,04	0,01	0,6
49	0,10	0,08	0,06	0,09	0,11	0,09	0,09	0,02	2
69	0,14	0,12	0,11	0,12	0,14	0,13	0,13	0,02	5
98	0,18	0,19	0,20	0,18	0,20	0,19	0,19	0,01	10
147	0,26	0,28	0,30	0,26	0,31	0,28	0,28	0,02	21
196	0,32	0,35	0,37	0,34	0,40	0,36	0,36	0,03	34
240	0,38	0,43	0,43	0,40	0,47	0,42	0,42	0,04	40
245	0,38	0,44	0,44	0,40	0,48	0,43	0,43	0,04	43
275	0,42	0,47	0,47	0,44	0,54	0,47	0,47	0,05	51
294	0,44	0,50	0,49	0,46	0,56	0,49	0,49	0,05	57
324	0,47	0,53	0,51	0,49	0,60	0,52	0,52	0,05	67
353	0,50	0,57	0,54	0,52	0,63	0,55	0,55	0,05	77
392	0,54	0,61	0,57	0,56	0,67	0,59	0,59	0,05	92
441	0,58	0,67	0,60	0,61	0,71	0,64	0,64	0,05	112
491	0,63	0,72	0,64	0,66	0,76	0,68	0,68	0,05	134
540	0,69	0,78	0,68	0,72	0,80	0,73	0,73	0,05	160
589	0,74	0,84	0,73	0,77	0,84	0,78	0,78	0,06	187
638	0,79	0,90	0,77	0,82	0,89	0,83	0,83	0,06	218
687	0,83	0,96	0,82	0,88	0,94	0,88	0,88	0,06	252

Fuerza y desplazamiento correspondiente al codo de la curva promedio: $F=(240 \pm 5) \text{ N}$; $P=(0,41 \pm 0,04) \text{ mm}$ - Trabajo total **252**

Tabla 13. Valores de fuerza y desplazamiento correspondientes a 5 ensayos mecánicos, los promedios y desviaciones estándar (DS) de los desplazamientos según fuerza aplicada (curva de tendencia central) y el trabajo realizado en cada etapa. Los valores resaltados en amarillo coinciden con el codo de la curva promedio de la gráfica 1, en donde se advierte un cambio en la respuesta del implante. Sistema Biohorizons.

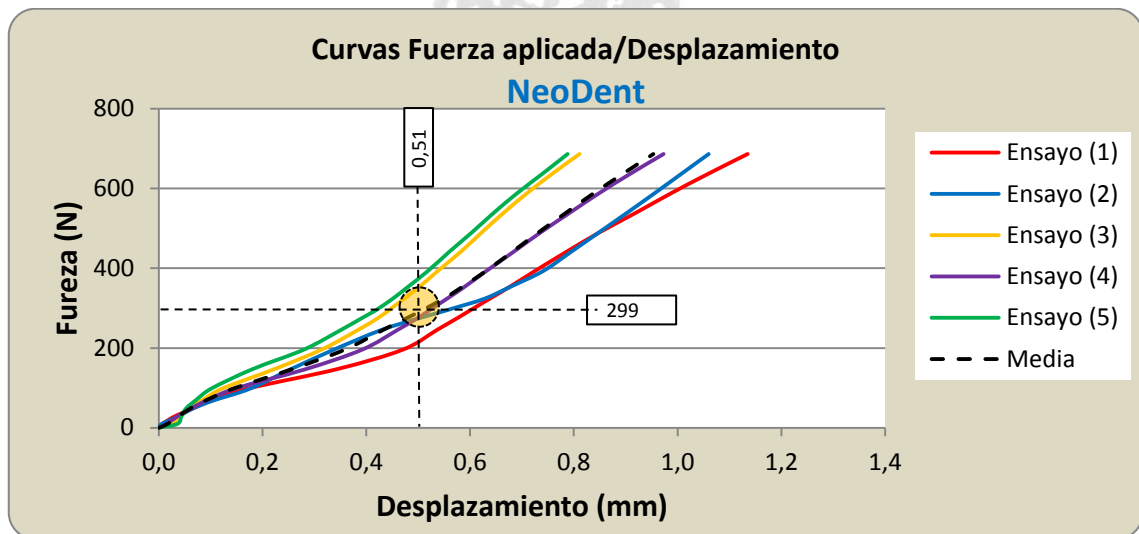


Gráfica 7. Curvas de fuerza excéntrica aplicada/desplazamiento. Sistema Biohorizons.

Fuerza (N)	Posición (mm)							Energía W (mJ)	
	Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)	Media	DS		
0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0
10	0,01	0,01	0,02	0,02	0,04	0,02	0,01	0,01	0,1
29	0,03	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,00	0,5
49	0,07	0,07	0,06	0,06	0,05	0,06	0,06	0,01	1
69	0,10	0,11	0,08	0,09	0,07	0,09	0,09	0,01	3
98	0,17	0,18	0,12	0,15	0,10	0,14	0,14	0,03	7
147	0,34	0,26	0,22	0,28	0,18	0,26	0,26	0,06	21
196	0,47	0,34	0,31	0,39	0,28	0,36	0,36	0,07	38
245	0,54	0,43	0,38	0,46	0,35	0,43	0,43	0,07	55
275	0,58	0,50	0,42	0,50	0,39	0,48	0,48	0,07	67
294	0,60	0,55	0,44	0,52	0,42	0,51	0,51	0,08	75
299	0,61	0,57	0,45	0,53	0,42	0,51	0,51	0,08	77
324	0,64	0,63	0,47	0,56	0,45	0,55	0,55	0,09	88
353	0,68	0,68	0,50	0,59	0,48	0,58	0,58	0,09	100
392	0,72	0,74	0,54	0,63	0,52	0,63	0,63	0,10	117
441	0,79	0,80	0,58	0,68	0,56	0,68	0,68	0,11	138
491	0,85	0,85	0,62	0,74	0,60	0,73	0,73	0,12	162
540	0,92	0,90	0,67	0,79	0,65	0,79	0,79	0,13	189
589	0,99	0,96	0,71	0,85	0,69	0,84	0,84	0,14	220
638	1,06	1,01	0,76	0,91	0,74	0,90	0,90	0,14	254
687	1,14	1,06	0,81	0,97	0,79	0,95	0,95	0,15	292

Fuerza y desplazamiento correspondiente al codo de la curva promedio: $F=(298 \pm 5) \text{ N}$; $P=(0,51 \pm 0,08) \text{ mm}$ - Trabajo total **299**

Tabla 14. Valores de fuerza y desplazamiento correspondientes a 5 ensayos mecánicos, los promedios y desviaciones estándar (DS) de los desplazamientos según fuerza aplicada (curva de tendencia central) y el trabajo realizado en cada etapa. Los valores resaltados en amarillo coinciden con el codo de la curva promedio de la gráfica 1, en donde se advierte un cambio en la respuesta del implante. Sistema Neodent.



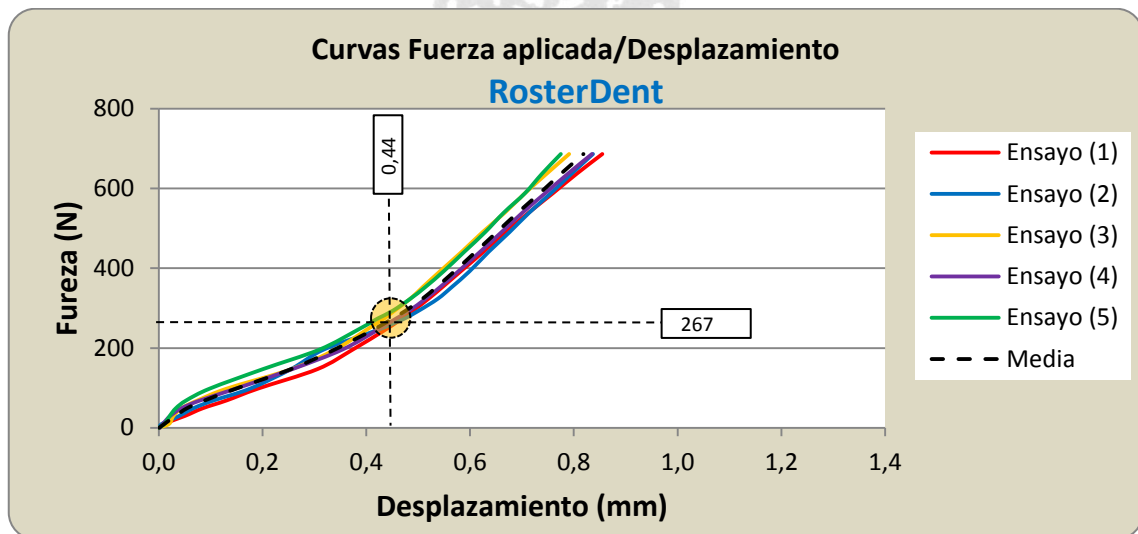
Gráfica 8. Curvas de fuerza excéntrica aplicada/desplazamiento. Sistema Neodent.

Fuerza (N)	Posición (mm)							Energía W (mJ)
	Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)	Media	DS	
0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
10	0,01	0,01	0,02	0,01	0,01	0,01	0,01	0,1
29	0,05	0,04	0,03	0,02	0,02	0,03	0,01	0,5
49	0,09	0,07	0,04	0,04	0,03	0,05	0,02	1
69	0,13	0,11	0,08	0,08	0,05	0,09	0,03	3
98	0,19	0,18	0,13	0,15	0,10	0,15	0,04	8
147	0,31	0,26	0,26	0,26	0,20	0,26	0,04	21
196	0,37	0,32	0,34	0,35	0,31	0,34	0,03	36
245	0,44	0,42	0,40	0,42	0,38	0,41	0,02	52
267	0,46	0,46	0,43	0,45	0,41	0,44	0,02	56
275	0,47	0,48	0,44	0,46	0,42	0,45	0,02	58
294	0,49	0,50	0,46	0,48	0,45	0,48	0,02	64
324	0,52	0,54	0,49	0,51	0,49	0,51	0,02	74
353	0,55	0,57	0,51	0,54	0,51	0,54	0,02	83
392	0,58	0,60	0,54	0,58	0,55	0,57	0,02	96
441	0,63	0,64	0,58	0,62	0,59	0,61	0,02	113
491	0,67	0,68	0,62	0,66	0,63	0,65	0,02	132
540	0,71	0,71	0,67	0,70	0,67	0,69	0,02	152
589	0,76	0,76	0,71	0,75	0,71	0,73	0,03	177
638	0,81	0,80	0,75	0,79	0,74	0,78	0,03	202
687	0,86	0,84	0,79	0,84	0,78	0,82	0,03	230

Fuerza y desplazamiento correspondiente al codo de la curva promedio:
 $F=(267 \pm 5) \text{ N}$; $P=(0,44 \pm 0,02) \text{ mm}$

Trabajo total **230**

Tabla 15. Valores de fuerza y desplazamiento correspondientes a 5 ensayos mecánicos, los promedios y desviaciones estándar (DS) de los desplazamientos según fuerza aplicada (curva de tendencia central) y el trabajo realizado en cada etapa. Los valores resaltados en amarillo coinciden con el codo de la curva promedio de la gráfica 1, en donde se advierte un cambio en la respuesta del implante. Sistema Rosterdent.



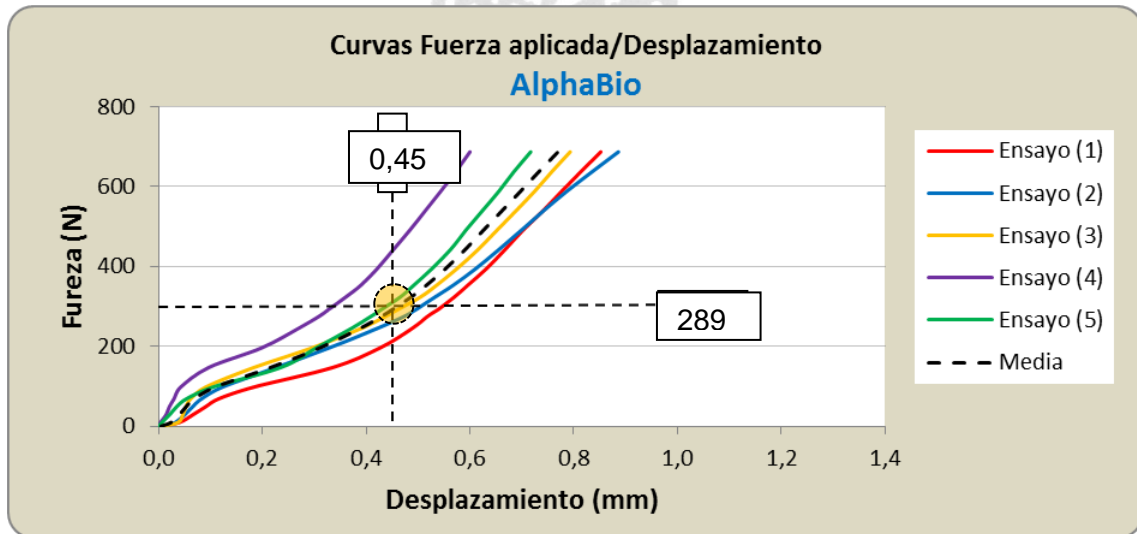
Gráfica 9. Curvas de fuerza excéntrica aplicada/desplazamiento. Sistema Rosterdent.

Fuerza (N)	Posición (mm)					Media	DS	Energía W (mJ)
	Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)			
0	0,01	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01	0,01	0,0
10	0,04	0,03	0,04	0,00	0,01	0,02	0,02	0,1
29	0,07	0,05	0,05	0,02	0,02	0,04	0,02	0,4
49	0,09	0,07	0,05	0,02	0,04	0,05	0,03	1
69	0,12	0,08	0,06	0,03	0,05	0,07	0,03	2
98	0,18	0,12	0,09	0,04	0,11	0,11	0,05	5
147	0,34	0,23	0,18	0,10	0,24	0,22	0,09	18
196	0,43	0,33	0,30	0,20	0,30	0,31	0,08	34
245	0,49	0,42	0,39	0,27	0,37	0,39	0,08	52
275	0,52	0,47	0,44	0,31	0,41	0,43	0,08	62
289	0,54	0,49	0,46	0,32	0,43	0,45	0,08	67
294	0,54	0,50	0,46	0,33	0,43	0,45	0,08	69
324	0,57	0,53	0,51	0,36	0,47	0,49	0,08	79
353	0,60	0,57	0,54	0,39	0,49	0,52	0,08	89
392	0,63	0,61	0,57	0,42	0,53	0,55	0,08	102
441	0,67	0,66	0,62	0,45	0,56	0,59	0,09	118
491	0,70	0,70	0,65	0,48	0,59	0,63	0,09	135
540	0,74	0,74	0,69	0,51	0,62	0,66	0,10	154
589	0,78	0,79	0,73	0,54	0,66	0,70	0,10	174
638	0,81	0,84	0,76	0,57	0,69	0,73	0,11	196
687	0,85	0,89	0,79	0,60	0,72	0,77	0,11	220

Fuerza y desplazamiento correspondiente al codo de la curva promedio:
 $F=(289 \pm 5)$ N; $P=(0,45 \pm 0,08)$ mm

Trabajo total **220**

Tabla 16. Valores de fuerza y desplazamiento correspondientes a 5 ensayos mecánicos, los promedios y desviaciones estándar (DS) de los desplazamientos según fuerza aplicada (curva de tendencia central) y el trabajo realizado en cada etapa. Los valores resaltados en amarillo coinciden con el codo de la curva promedio de la gráfica 1, en donde se advierte un cambio en la respuesta del implante. Sistema AlphaBio.



Gráfica 10. Curvas de fuerza excéntrica aplicada/desplazamiento. Sistema AlphaBio.

- ⦿ Todos los sistemas absorbieron energía, entre aproximadamente 200 y 400 mJ luego de la primer etapa de “hermanamiento” a 35N. Una vez hermanado el sistema, se puede reconocer una segunda etapa llamada de “amoldación” acople mecánico (en la que entran en contacto todas las superficies que van a soportar finalmente las fuerzas), cuya respuesta a las cargas axiales difiere del tramo inicial, oponiendo menor resistencia. Finalmente se identifica una transición a una tercer etapa en la cual la resistencia a la carga se incrementa, visualizándose esta situación en las curvas como un quiebre (codo), que marca precisamente el comienzo de la etapa más estable desde el punto de vista de las pendientes.

Punto de transición.

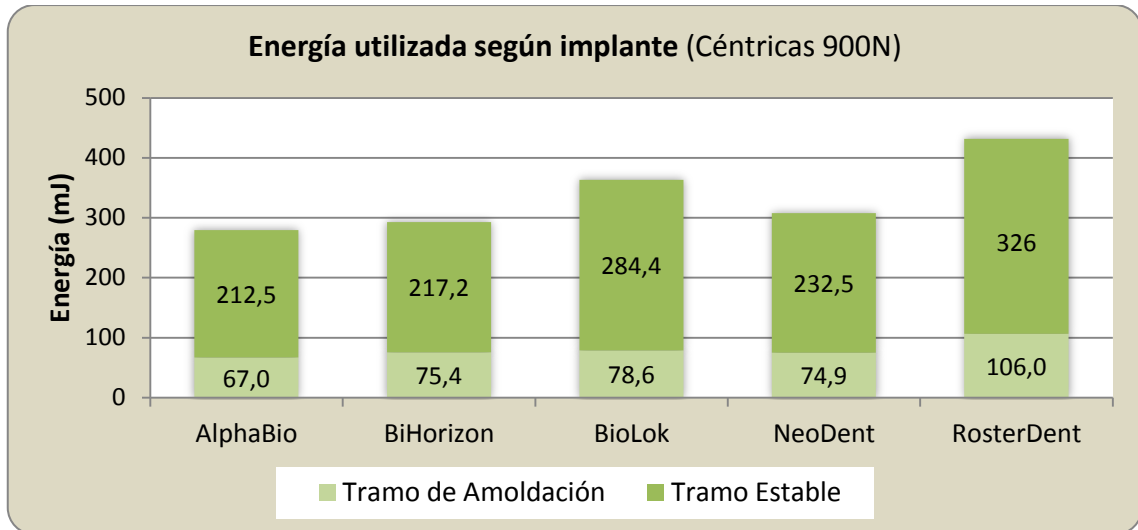
- ⦿ En céntrica el acoplamiento mecánico completo se logró en promedio a los 300 ± 5 N y con un desplazamiento promedio de $0,55 \pm 0,03$ mm.
- ⦿ En excéntrica este acoplamiento se alcanzó en promedio a los 270 ± 5 N y con un desplazamiento promedio de $0,41 \pm 0,03$ mm.
- ⦿ Es interesante observar el contenido de los resultados y las gráficas de curvas de fuerza. Por ejemplo en las gráficas 2 y 7 que corresponden al implante BioHorizons se observa una gran uniformidad en ambas pendientes en los 5 ensayos realizados, tanto con cargas céntricas como excéntricas; lo mismo sucede en las gráficas 4 y 9 que corresponden al implante Rosterdent. Al observar las pendientes, en la mayoría de los casos encontramos un comportamiento uniforme y repetitivo en los 5 ensayos. Una excepción son las curvas de los gráficos 1 y 6 que corresponden al implante Biolok conexión HE, donde claramente se comporta de manera uniforme y repetitiva para los 5 ensayos axiales (gráfica 1), mientras que en el caso de compresión con cargas descentradas, su comportamiento pasa a ser dispar y nada uniforme (gráfica 6). Esta dispersión de resultados se atribuye al efecto de las cargas nocivas (aquellas que pueden producir algún desperfecto en el sistema implante pilar) en este tipo de conexión. En los esquemas de curvas de carga aplicada/desplazamiento, BioHorizons y Rosterdent se comportaron de manera similar, con uniformidad en su pendiente.



XI.1.3 Energía absorbida en céntrica.

Etapa	AlphaBio	BioHorizons	BioLok	NeoDent	RosterDent
Tramo de Amoldación	67,0	75,4	78,6	74,9	106,0
Tramo Estable	212,5	217,2	284,4	232,5	325,6
Total	279,5	292,6	363,0	307,4	431,6

Tabla 17. Energía absorbida o trabajo realizado según etapa y sistema. Valores en mJ. (F. Céntrica).



Gráfica 11. Energía absorbida o trabajo realizado según etapa y sistema para cargas céntricas.

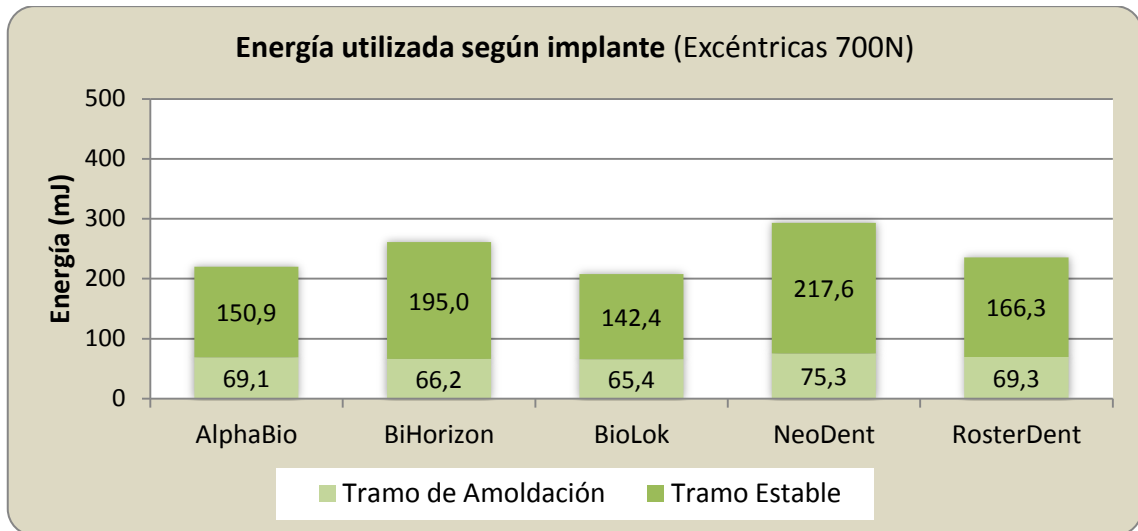
XI.1.4 Energía absorbida en excéntrica.

Etapa	AlphaBio	BioHorizons	BioLok	NeoDent	RosterDent
Tramo de Amoldación	69,1	66,2	65,4	75,3	69,3
Tramo Estable	150,9	195,0	142,4	217,6	166,3
Total	220,0	261,2	207,8	292,9	235,6

Tabla 18. Energía absorbida o trabajo realizado según etapa y sistema. Valores en mJ. (F. Excéntrica).



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.



Gráfica 12. Energía absorbida o trabajo realizado según etapa y sistema para cargas excéntricas.

- Según podemos apreciar en las gráficas 11 y 12, la máxima absorción de energía de carga en céntrica fue para el grupo de los implantes Rosterdent, seguido por BioHorizons y luego por Neodent; en tanto que la mayor energía absorbida en los ensayos excéntricos fue para las conexiones tipo cono morse (Neodent), hexágonos internos (BioHorizons) y conexión interna de tres canales y encastre (Rosterdent).
- De las observaciones surge que el mejor comportamiento, medido en cuanto a calce de sus componentes, ajuste y resistencia a fuerzas incrementales, fue para el sistema de conexión de hexágono interior (BioHorizons) secundado por la conexión interna de tres canales y encastre (Rosterdent), seguido por la conexión de hexágono externo (BioloK). Tabla 20
- Se demostró que el ángulo de aplicación de la fuerza influye en el aflojamiento del tornillo de unión y sus partes.
- En los sistemas Neodent y Alphabio, se observó aflojamiento en los tornillos luego de haber sido sometidos a carga.
- Se observó que en todos los sistemas, se produce una deformación plástica cuando se aplican fuerzas excéntricas a (4mm del centro), superando los 800 N.
- No se observó deformación plástica en ningún caso cuando la fuerza excéntrica fue menor de 700 N.
- En los cortes longitudinales de los sistemas de implantes observados con la lupa estereoscópica, no se encontró deformación plástica aparente en aquellos sometidos a cargas normales.



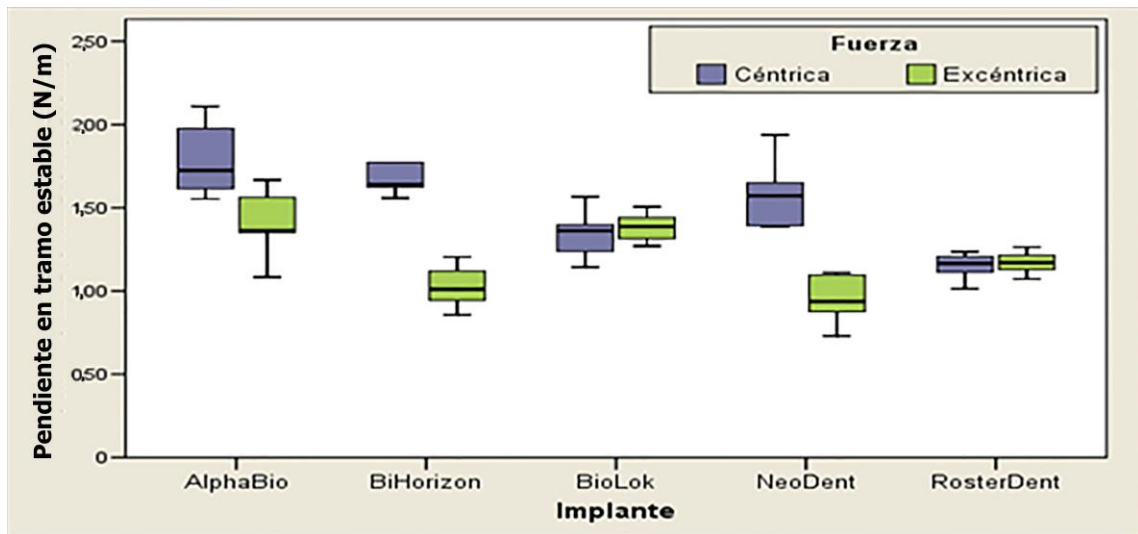
- ⊙ Se observó que en los sistemas de hexágono interior (BioHorizons), conexión interna de tres canales y encastre (Rosterdent) y hexágono exterior (Biolok) la fuerza necesaria para el desajuste de sus partes, debió ser superior o igual en todos los casos a la realizada para su ensamble y hermanamiento.
- ⊙ Zona de Amoldación: Es la zona que se expresa en los en los gráficos de los ensayos (pág. 50 a 55), donde los sistemas comienzan a recibir fuerzas y la zona de amoldación obedece al tramo de presión y desplazamiento necesario para el contacto íntimo de las partes de los sistemas de conexión, hasta el momento “Codo” donde el comportamiento del sistema comienza a ser de tipo lineal.
- ⊙ Valor del codo de la curva: es el promedio resultante del ejercicio de fuerza y desplazamiento sobre cada sistema de conexión, donde, se advierte un cambio de comportamiento en el sistema de conexión siendo el mismo más lineal; éste coincide con la etapa final de la zona de amoldación. Es éste, el momento donde el implante y sus partes se comienzan a comportar como una sola unidad sólida, o lo que es más, sería el momento de contacto máximo e íntimo de cada una de sus partes. Se puede apreciar en la figura 79 a) de la página 54, en la cual el codo o curva correspondería al vértice superior derecho de la zona sombreada.

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Análisis desde el punto de vista de las pendientes en el tramo final o estable.



Gráfica 13. Diagrama de cajas según sistema de implantes y energía absorbida.

Implante	Fuerza	Media [N/m]	DS	CV de Pearson
AlphaBio	Céntrica	1,76	0,23	13,3%
	Excéntrica	1,38	0,22	16,0%
BioHorizons	Céntrica	1,64	0,09	5,7%
	Excéntrica	1,01	0,14	13,4%
BioLok	Céntrica	1,32	0,16	12,0%
	Excéntrica	1,36	0,09	6,9%
NeoDent	Céntrica	1,56	0,22	14,3%
	Excéntrica	0,93	0,16	16,7%
RosterDent	Céntrica	1,13	0,09	7,6%
	Excéntrica	1,15	0,07	6,4%

Tabla 19. Resúmenes de casos. Pendiente ($\Delta F/\Delta x$) en tramo estable. Media, desviación estándar (DS) y coeficiente de variación de Pearson según sistema y dirección de carga.

Exceptuando a los sistemas BioLok y Rosterdent, en los cuales las pendientes fueron del mismo orden de magnitud en ambos tipos de ensayo (cargas céntricas y excéntricas), en los demás sistemas la respuesta fue muy diferente según el tipo de ensayo, registrando valores más elevados cuando se les aplicó cargas descentradas.

Por otra parte, los sistemas AlphaBio y Neodent presentaron las mayores dispersiones de valores (pendientes), hecho que resulta indeseable debido a la irregularidad en la respuesta. Tabla 24.

Sistemas	Céntrica	Valor de P	Excéntrica	Valor de P
Alphabio	1,69	0,03	1,27	0,02
Biohorizons	1,61	0,05	1,01	0,34 [*]
Neodent	0,99	0,01	0,92	0,01
BioloK	1,28	0,18	1,30	0,17
Rosterdent	1,05	0,01	1,15	0,56 [*]

Tabla 20. Cuadro general de resultados de los ensayos mecánicos

En el cuadro se observa cuadro general de resultados de los ensayos mecánicos. Se pueden observar los valores en céntrica y los en excéntrica, como así también el valor de P. En céntrica no se observaron diferencias significativas, mientras que en excéntrica hubo diferencias significativas que se encuentra marcadas con asterisco en rojo.

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

XI.1.5 Áreas de contacto y no contacto de los sistemas.

En las siguientes figuras se observan las zonas de contacto reveladas por el uso de ADP y relevadas por el software Image pro plus 4.5. Fig. 11108, Fig. , Fig. 120, Fig. , Fig. 109.

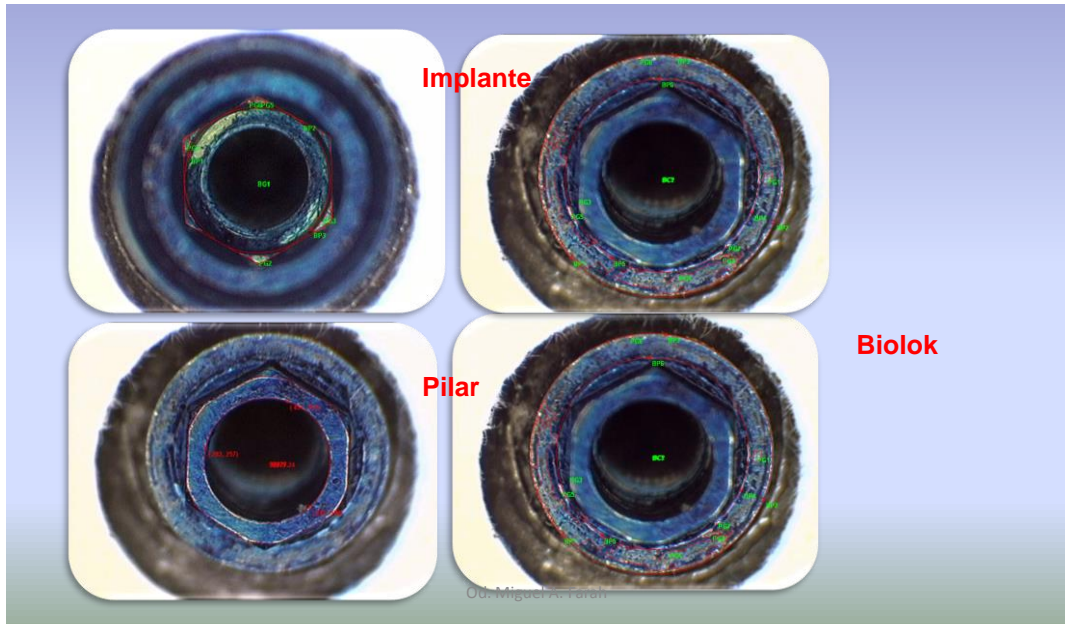


Fig. 111088 Imágenes IPP de medida de superficies de contacto sistema Biolok.

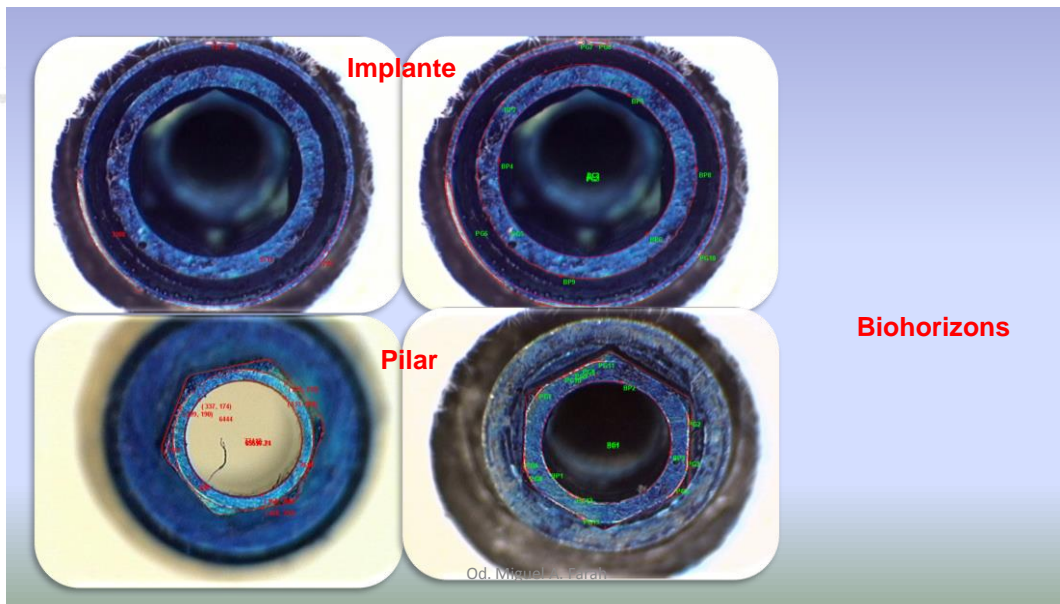


Fig. 119 Imágenes IPP de medida de superficies de contacto sistema BioHorizons.

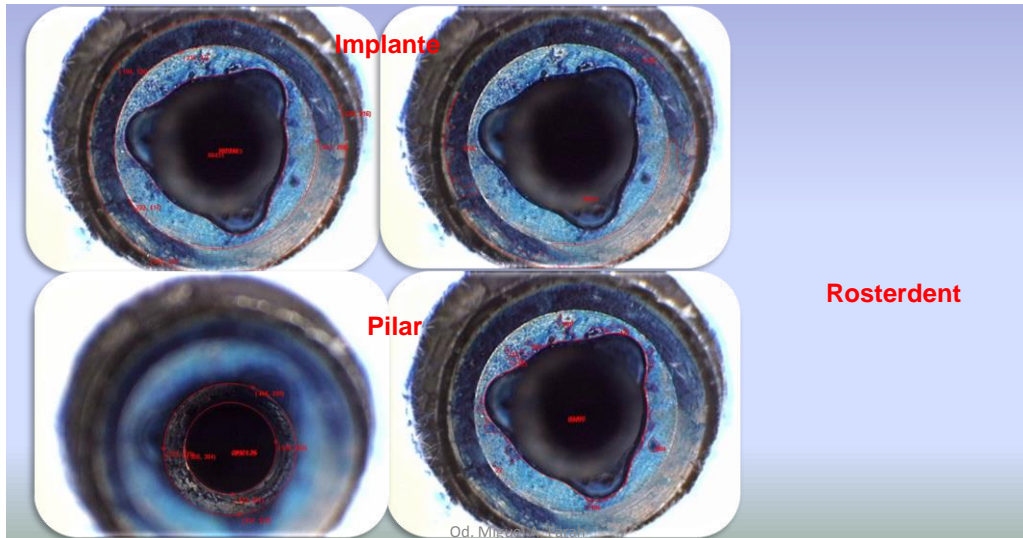


Fig. 120 Imágenes IPP de medida de superficies de contacto sistema Rosterdent.

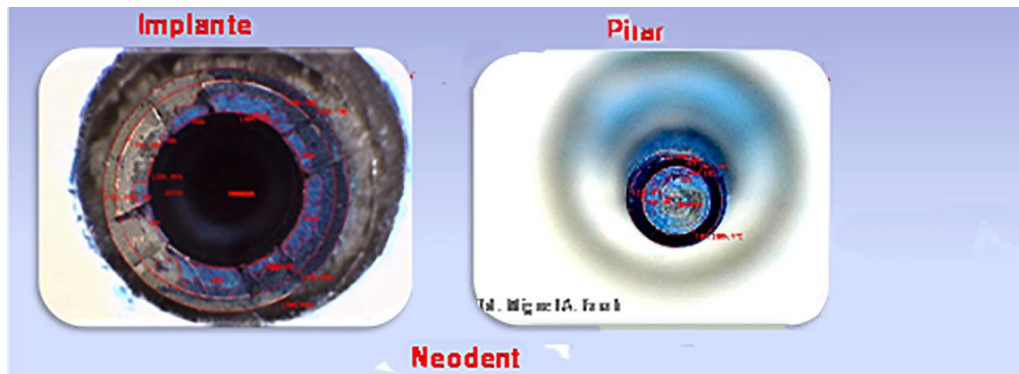


Fig. 121 Imágenes IPP de medida de superficies de contacto sistema Neodent.

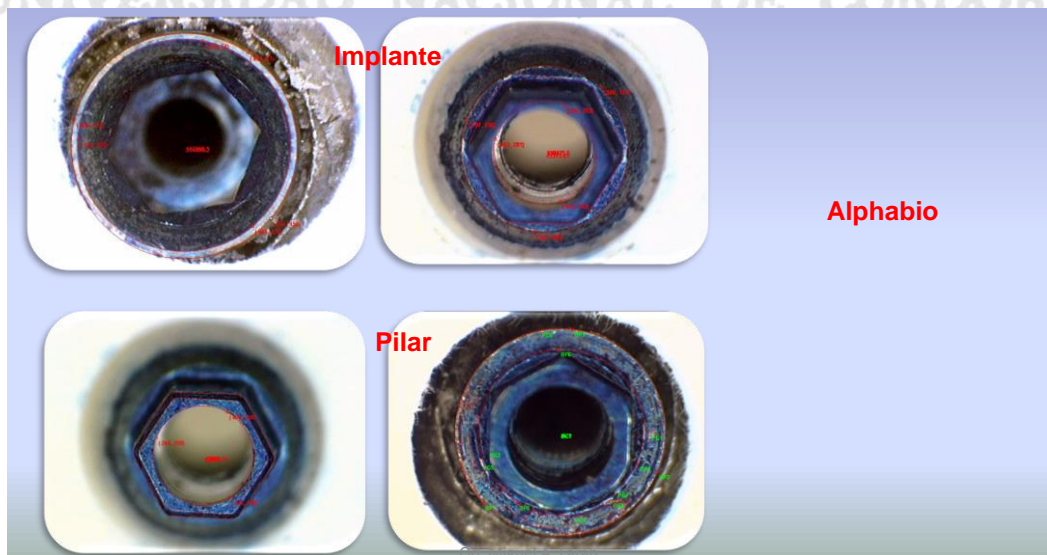


Fig. 10922 Imágenes IPP de medida de superficies de contacto sistema Alphabio.

Las líneas rojas, contornean las zonas de contacto y delimitan las zonas de no contacto, generando el mismo sistema un área, con su correspondiente superficie.

A continuación se muestran las planillas de datos de áreas de contacto de cada sistema, especificando las áreas analizadas. Los datos corresponden a un sólo ensayo por grupo.

Áreas (mm ²)	Zona	Implantes				Pilares			
		Desadap.	Contacto	Área analizada	Porcentaje adaptado	Desadap.	Contacto	Área analizada	Porcentaje adaptado
Marca		Azul oscuro	Zonas claras			Azul oscuro	Zonas claras		
BioHorizons	Anillo exterior	1,48	0,13	1,62	8%	0,06	1,04	1,10	95%
	Anillo intermedio	2,63	1,02	3,65	28%	6,28	0,30	6,57	5%
	Hexágono	0,21	0,78	1,00	78%	0,67	1,46	2,12	69%
	Anillo central	0,88	0,40	1,28	31%	0,00	0,00	0,00	
	Sumas de áreas	5,21	2,33	7,54	31%	7,00	2,80	9,80	29%
Biolok	Anillo exterior	0,82	3,76	4,58	82%	1,01	3,59	4,60	78%
	Zona intermedia	0,84	0,40	1,24	32%				
	Hexágono	0,60	1,92	2,52	76%	0,52	2,11	2,64	80%
	Sumas de áreas	2,26	6,08	8,33	73%	1,53	5,71	7,24	79%
Alpha Bio (roto)	Hexágono (roto)	0,85	2,23	3,07	72%	0,94	2,48	3,42	73%
	Chanfle	1,14	3,47	4,61	75%	0,33	4,00	4,33	92%
	Anillo externo (deformado)	0,00	1,30	1,30	100%				
	Sumas de áreas	1,99	7,00	8,99	78%	1,26	6,48	7,75	84%
Alpha Bio	Centro (Hexágono)	0,67	3,07	3,73	82%	0,78	1,36	2,14	63%
	Chanfle	0,42	4,16	4,57	91%	0,58	3,95	4,53	87%
	Anillo externo	0,03	1,50	1,53	98%	0,20	1,02	1,22	84%
	Sumas de áreas	1,11	8,72	9,84	89%	1,56	6,33	7,89	80%
NeoDent	Anillo medio	2,09	3,00	5,09	59%				
	Anillo medio (chanfle)	1,25	1,27	2,52	50%				
	Centro					0,17	0,93	1,10	84%
	Rosca interna					0,83	0,08	0,91	9%
	Sumas de áreas	3,35	4,26	7,61	56%	1,00	1,01	2,01	50%
RosterDent	Top	0,54	3,42	3,97	86%	1,14	3,09	4,23	73%
	Top (chanfle)	2,34	3,75	6,10	62%	0,78	5,44	6,22	87%
	Muestras	0,47	0,26	0,73	35%	0,47	0,15	0,62	24%
	Centro	0,45	1,73	2,18	79%	0,12	0,97	1,09	89%
	Sumas de áreas	3,81	9,17	12,98	71%	2,50	9,66	12,16	79%

Tabla 21. Valores de Áreas de contacto en implantes y pilares. Se atenuaron en color gris los valores correspondientes a las mediciones del sistema AlphaBio por producirse una rotura durante el ensayo.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

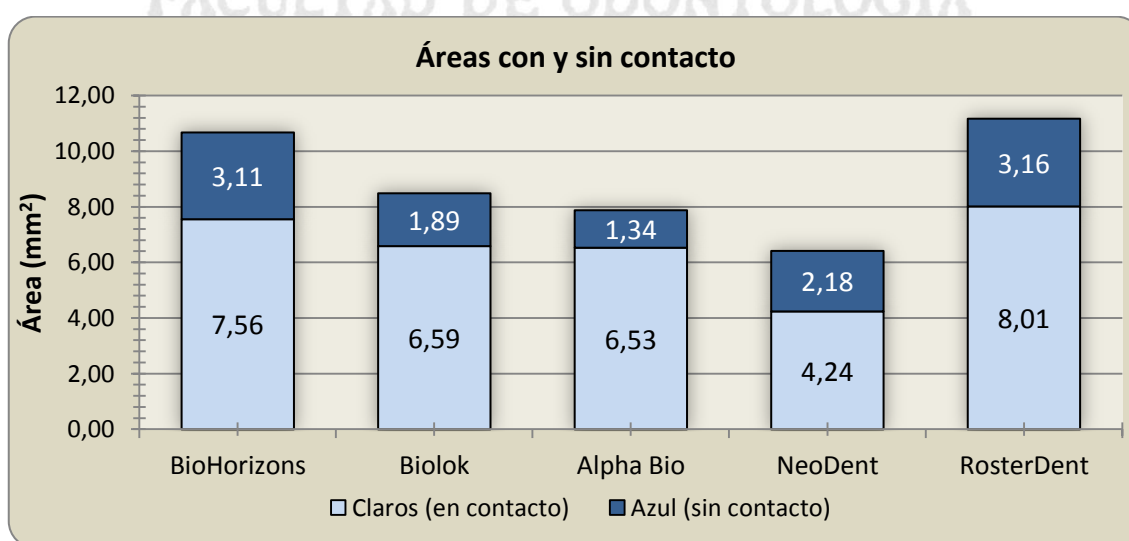
Áreas (mm ²)	Implantes				Pilares			
	Desadap.	Contacto	Área analizada	Porcentaje adaptado	Desadap.	Contacto	Área analizada	Porcentaje adaptado
Marca	Azul oscuro	Zonas claras			Azul oscuro	Zonas claras		
BioHorizons	3,21	4,33	7,54	57%	3,00	6,80	9,80	69%
Biolok	2,26	6,08	8,33	73%	1,53	5,71	7,24	79%
Alpha Bio	1,11	8,72	9,84	89%	1,56	6,33	7,89	80%
NeoDent	3,35	4,26	7,61	56%	1,00	1,01	2,01	50%
RosterDent	3,81	9,17	12,98	71%	2,50	9,66	12,16	79%

Tabla 22. Valores de adaptación y desadaptación en pilares e implantes.

Áreas ± 0.03 mm ² . Promedios (Implante y Pilar)		
Marca	Azul (sin contacto)	Claros (en contacto)
BioHorizons	3,11	7,56
Biolok	1,89	6,59
Alpha Bio	1,34	6,53
NeoDent	2,18	4,24
RosterDent	3,16	8,01

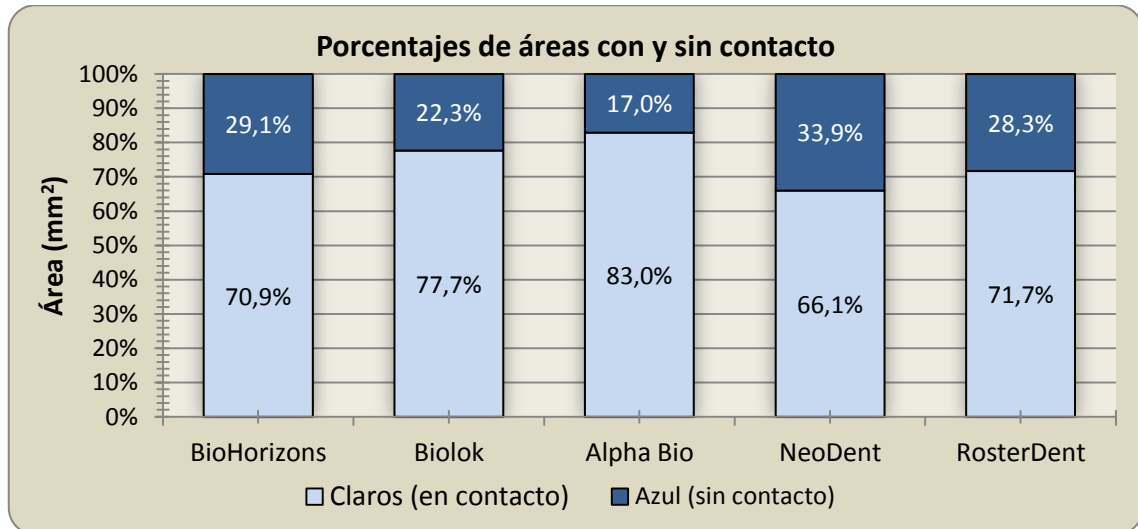
Porcentajes (%). Promedios (Implante y Pilar)		
Marca	Azul (sin contacto)	Claros (en contacto)
BioHorizons	29,1%	70,9%
Biolok	22,3%	77,7%
Alpha Bio	17,0%	83,0%
NeoDent	33,9%	66,1%
RosterDent	28,3%	71,7%

Tabla 23. Promedios de contacto en mm² y porcentajes.



Gráfica 14. Áreas con y sin contacto en mm².

El análisis comparativo se realizó en base a la medición en mm^2 de las áreas de contacto, usando como indicador el Azul de Prusia y medido mediante el software Image Pro Plus, contrastando el mayor o menor porcentaje de las áreas de contacto (áreas de contacto son aquellas en las cuales hubo eliminación de azul de Prusia, debido al calce de sus piezas). Tabla 21 y graficas 14 y 15.



Gráfica 15. Porcentual de áreas con y sin contacto.

- Del análisis de la tabla 22 y de las gráficas 14 y 15 surge que los sistemas de implantes en los que más contactaron sus partes fueron en orden decreciente los de conexión interna: (RosterDent: $8,01\text{mm}^2$) (BioHorizons: $7,56\text{mm}^2$), seguido por los de conexión externa (Biolok: $6,59\text{mm}^2$) y AlphaBio: $6,53\text{mm}^2$) y finalmente el de conexión tipo como morse (Neodent $4,24\text{mm}^2$). En el análisis de éstos datos se debe tener en cuenta que las diferencias encontradas podrían obedecer a distintos diseños.
- Las mayores superficies de contacto de áreas entre las partes lo presento Rosterdent, seguido por BioHorizons, Biolok, Alphabio, y finalmente Neodent.
- Los grupos se contrastaron mediante ANOVA de un factor (área de contacto), verificándose diferencias significativas entre los grupos ($p < 0,05$). Posteriormente se realizaron contrastes múltiples entre parejas mediante test de Tukey, resultando únicamente significativas las diferencias entre Neodent y los demás tipos de conexión ($p < 0,05$). Tablas 19 y 20.

Comparaciones Múltiples

(I) Implante	(J) Implante	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig. (p-valor)
BioHorizons	Bilok	0,968	0,647	0,577
	Alpha Bio	1,028	0,647	0,521
	NeoDent	(*) 3,320	0,647	0,000
	RosterDent	-0,450	0,647	0,955
Bilok	BioHorizons	-0,968	0,647	0,577
	Alpha Bio	0,060	0,647	1,000
	NeoDent	(*) 2,352	0,647	0,013
	RosterDent	-1,418	0,647	0,223
Alpha Bio	BioHorizons	-1,028	0,647	0,521
	Bilok	-0,060	0,647	1,000
	NeoDent	(*) 2,292	0,647	0,016
	RosterDent	-1,478	0,647	0,191
NeoDent	BioHorizons	(*) -3,320	0,647	0,000
	Bilok	(*) -2,352	0,647	0,013
	Alpha Bio	(*) -2,292	0,647	0,016
	RosterDent	(*) -3,770	0,647	0,000
RosterDent	BioHorizons	0,450	0,647	0,955
	Bilok	1,418	0,647	0,223
	Alpha Bio	1,478	0,647	0,191
	NeoDent	(*) 3,770	0,647	0,000

Tabla 24. Contraste múltiple: Var.: área de contacto, HSD de Tukey. (*) La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05.

Subconjuntos homogéneos

Implante	n	Subconjunto para alfa = .05	
		1	2
NeoDent	5	4,24	
Alpha Bio	5		6,53
Bilok	5		6,59
BioHorizons	5		7,56
RosterDent	5		8,01
Sig.		1,000	0,191

Tabla 25. Área de contacto. Se muestran las medias para los sistemas en los subconjuntos homogéneos. Los valores dentro de cada subconjunto homogéneo no difieren significativamente entre sí.



XI.2 Del Ensayo de los Elementos Finitos.

Al comparar las tensiones de Von Mises y los desplazamientos originados por la acción de la carga, se pudieron observar los siguientes comportamientos en los modelos numéricos.

- ⊙ De las observaciones surge una aceptable coincidencia con los ensayos mecánicos, por ejemplo: el sistema más lábil fue Alphabio, concentrando todas las tensiones sobre el hexágono interno y el tornillo, siendo éste el único que se fracturó en los ensayos mecánicos.
- ⊙ Usando como criterio la uniformidad del comportamiento durante las cargas, el orden de méritos de los sistemas resulta: 1° BioHorizons, 2° Rosterdent, 3° Biolok.
- ⊙ Los sitios estructurales de máxima concentración de tensiones fueron:
 1. el tornillo de fijación
 2. las plataformas de asiento en implante y pilar
 3. las paredes roscadas del implante
 4. el tercio superior del cuerpo del implante, y
 5. el sistema de conexión en el pilar, en los ángulos y vértices de los mismos.
- ⊙ En todos los casos se observó un comportamiento repetitivo en cuanto a las etapas de hermanamiento y amoldamiento.
- ⊙ Se confirmó que el elemento fusible es el tornillo de fijación, siendo la acumulación de tensiones sobre él o la deformación plástica (Alphabio) las causantes del aflojamiento del mismo, motivo de movilidad entre las partes del sistema de conexión.
- ⊙ Se observó que en todos los sistemas, con fuerzas excéntricas aplicadas a 4 mm del centro y que superan los 800 N, se produce deformación plástica y fractura de la pieza.
- ⊙ No se observó deformación plástica en ningún caso cuando la fuerza excéntrica fue menor o igual a 700N.
- ⊙ Se demostró que el ángulo con que se aplican las tensiones compresivas no permanentes, influye en la deformación plástica de los sistemas de conexión.
- ⊙ Se demostró que el ángulo con que se aplican las fuerzas influye directamente sobre la concentración de tensiones en el tornillo de unión y sus partes.



- ⦿ De las observaciones surge que el mejor comportamiento, medido en cuanto a calce de sus componentes, ajuste y distribución uniforme de tensiones en cargas axiales y descentradas, fue el mostrado por el sistema de conexión de BioHorizons, secundado por Rosterdent y seguido por Biolok, en total acuerdo con las predicciones de los Ensayos Mecánicos.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Tesis Doctoral
Od. MIGUEL FARAH – UNC

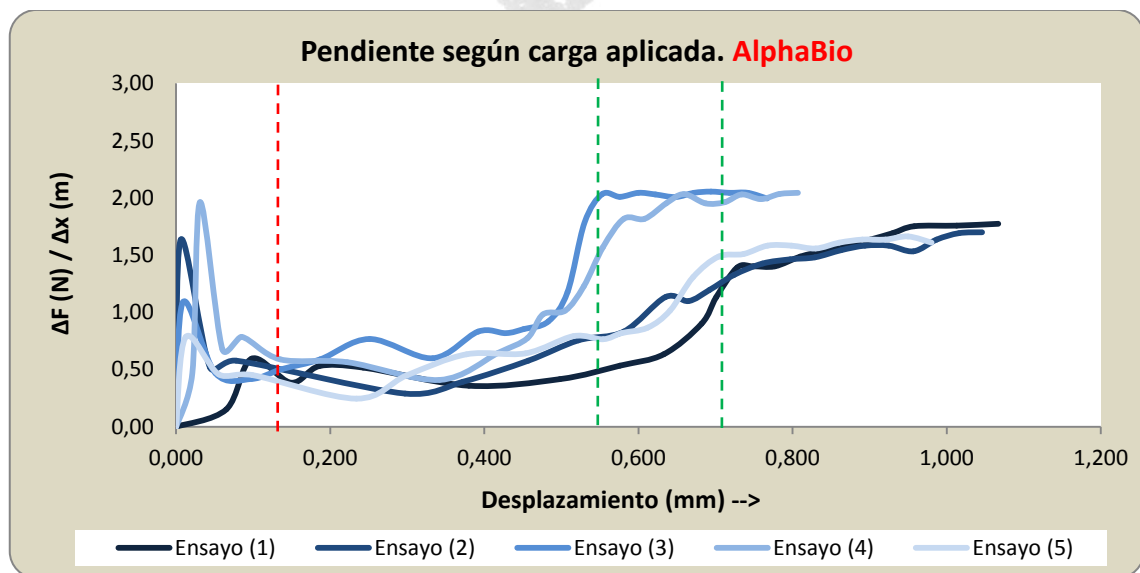
XI.3 Análisis Estadístico

XI.3.1 Análisis de las pendientes de las curvas Fuerza-Desplazamiento

Fuerzas Céntricas. Carga máxima aplicada 900N

Rango de desplazamiento (mm)		Pendiente $\Delta F/\Delta x$				
		Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)
0,00	0,05	0,00	0,72	0,55	0,81	0,39
0,05	0,10	0,37	0,58	0,44	0,73	0,45
0,10	0,15	0,38	0,41	0,50	0,59	0,45
0,15	0,20	0,46	0,38	0,59	0,58	0,28
0,20	0,25	0,52	0,32	0,77	0,56	0,25
0,25	0,30	0,52	0,29	0,68	0,38	0,45
0,30	0,35	0,44	0,39	0,60	0,41	0,45
0,35	0,40	0,36	0,39	0,83	0,55	0,63
0,40	0,45	0,37	0,42	0,83	0,65	0,62
0,45	0,50	0,42	0,58	0,89	0,88	0,64
0,50	0,55	0,42	0,75	1,48	1,12	0,79
0,55	0,60	0,53	0,83	2,03	1,69	0,79
0,60	0,65	0,63	1,13	2,03	1,88	0,94
0,65	0,70	0,90	1,15	2,05	1,99	1,31
0,70	0,75	1,31	1,33	2,04	2,00	1,50
0,75	0,80	1,40	1,44	1,99	2,01	1,58
0,80	1,00	1,65	1,59		2,04	1,62

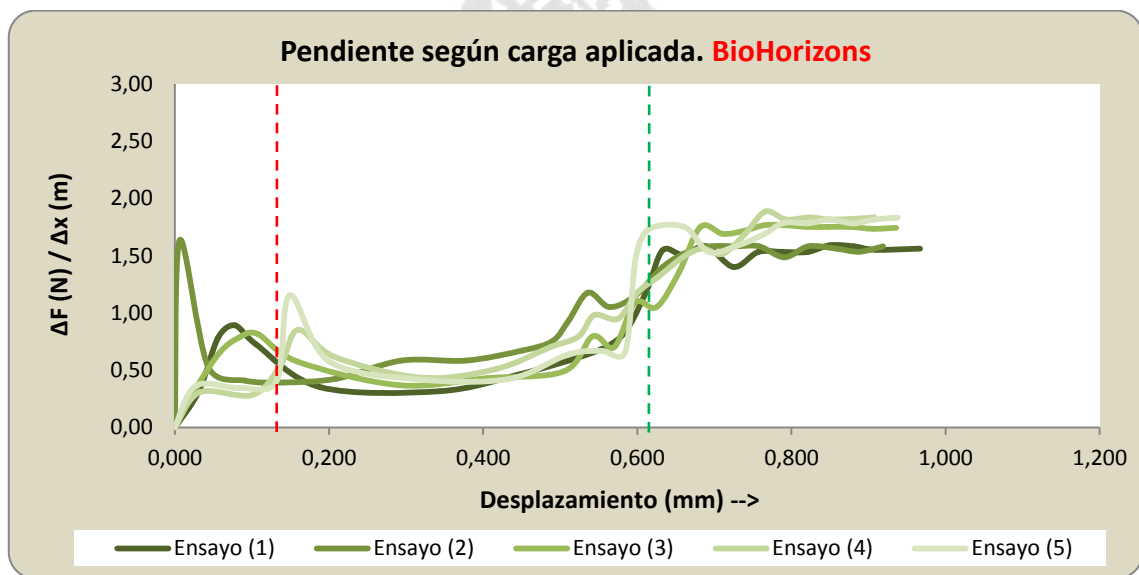
Tabla 26. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas céntricas para sistema AlphaBio.



Gráfica 16. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas céntricas. Se trazaron líneas discontinuas para delimitar zonas de interés. A partir de la línea verde las pendientes permanecen dentro de un rango acotado o estable. Sistema AlphaBio.

Rango de desplazamiento (mm)		Pendiente $\Delta F/\Delta x$				
		Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)
0,00	0,05	0,16	0,72	0,18	0,15	0,18
0,05	0,10	0,80	0,41	0,75	0,28	0,34
0,10	0,15	0,83	0,39	0,82	0,55	0,41
0,15	0,20	0,51	0,39	0,58	0,62	1,15
0,20	0,25	0,35	0,41	0,44	0,73	0,58
0,25	0,30	0,33	0,51	0,37	0,61	0,58
0,30	0,35	0,30	0,58	0,37	0,43	0,42
0,35	0,40	0,32	0,58	0,43	0,43	0,43
0,40	0,45	0,47	0,66	0,43	0,51	0,42
0,45	0,50	0,47	0,79	0,49	0,70	0,64
0,50	0,55	0,62	1,06	0,80	0,89	0,67
0,55	0,60	0,81	1,10	0,90	0,95	0,65
0,60	0,65	1,39	1,28	1,05	1,24	1,61
0,65	0,70	1,55	1,53	1,55	1,52	1,75
0,70	0,75	1,47	1,58	1,70	1,60	1,56
0,75	0,80	1,53	1,53	1,77	1,89	1,74
0,80	1,00	1,56	1,57	1,75	1,83	1,81

Tabla 27. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas céntricas para sistema BioHorizons.



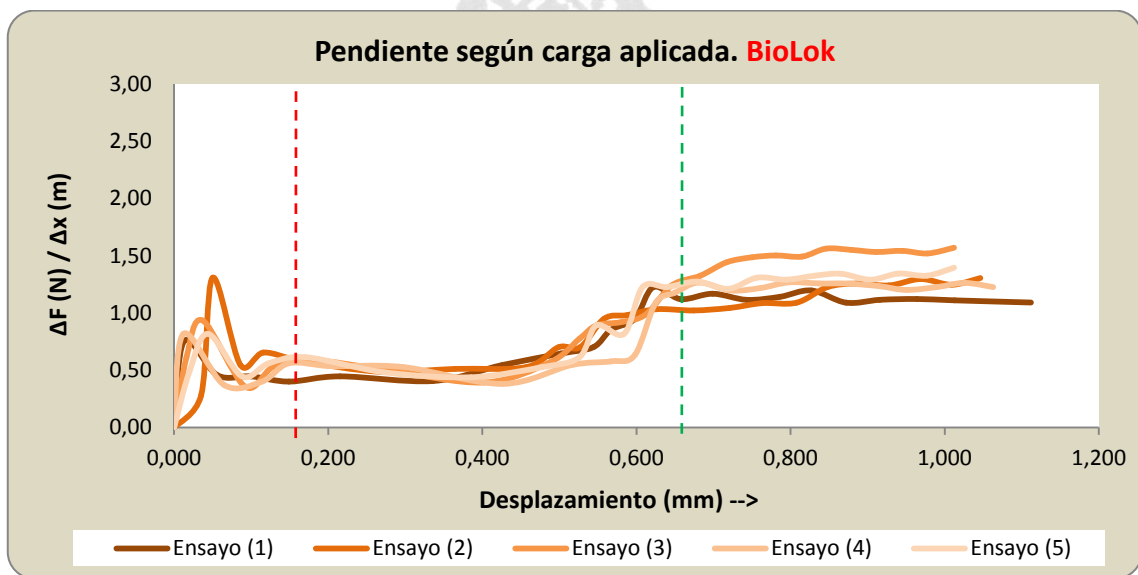
Gráfica 17. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas céntricas. Se trazaron líneas discontinuas para delimitar zonas de interés. A partir de la línea verde las pendientes permanecen dentro de un rango acotado o estable. Sistema BioHorizons.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Rango de desplazamiento (mm)		Pendiente $\Delta F/\Delta x$				
		Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)
0,00	0,05	0,38	0,14	0,52	0,41	0,25
0,05	0,10	0,45	0,93	0,36	0,39	0,63
0,10	0,15	0,84	0,65	0,53	0,40	0,56
0,15	0,20	0,40	0,62	0,53	0,56	0,58
0,20	0,25	0,38	0,58	0,59	0,54	0,61
0,25	0,30	0,45	0,49	0,59	0,54	0,48
0,30	0,35	0,40	0,49	0,50	0,53	0,48
0,35	0,40	0,41	0,51	0,44	0,53	0,44
0,40	0,45	0,55	0,55	0,39	0,38	0,44
0,45	0,50	0,65	0,61	0,57	0,46	0,53
0,50	0,55	0,70	0,70	0,83	0,55	0,75
0,55	0,60	0,90	0,97	0,92	0,60	0,82
0,60	0,65	1,17	1,03	1,11	0,97	1,23
0,65	0,70	1,17	1,03	1,38	1,27	1,24
0,70	0,75	1,13	1,09	1,49	1,23	1,30
0,75	0,80	1,20	1,16	1,53	1,26	1,33
0,80	1,00	1,11	1,27	1,54	1,23	1,34

Tabla 28. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas céntricas. Sistema Biolok.



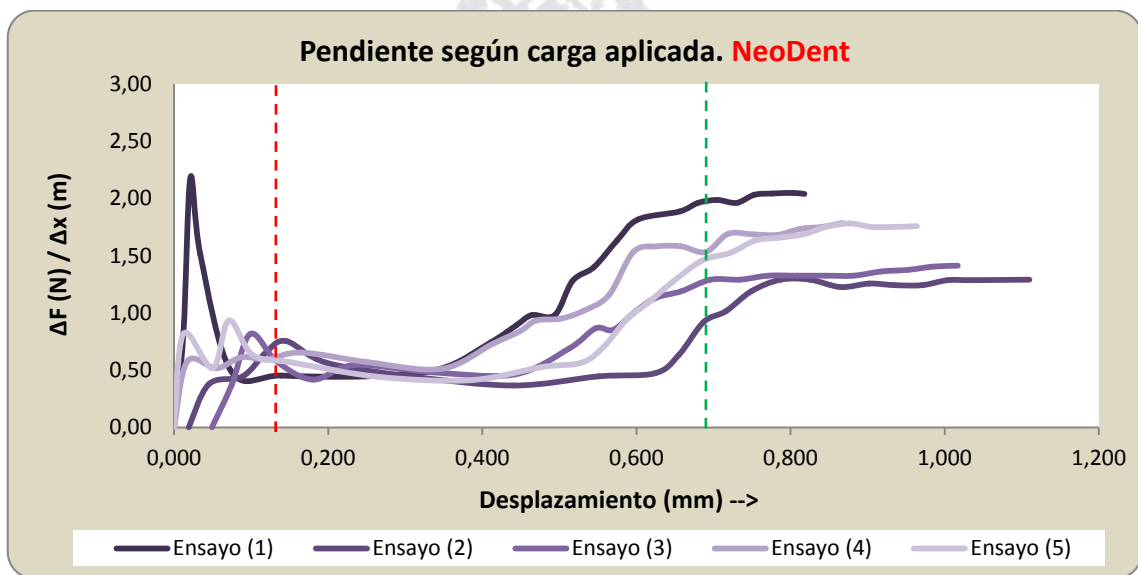
Gráfica 18. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas céntricas. Se trazaron líneas discontinuas para delimitar zonas de interés. A partir de la línea verde las pendientes permanecen dentro de un rango acotado o estable. Sistema Biolok.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Rango de desplazamiento (mm)		Pendiente $\Delta F/\Delta x$				
		Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)
0,00	0,05	1,13	0,19	0,00	0,29	0,41
0,05	0,10	0,49	0,45	0,60	0,56	0,69
0,10	0,15	0,46	0,65	0,58	0,59	0,63
0,15	0,20	0,45	0,75	0,58	0,62	0,60
0,20	0,25	0,43	0,57	0,42	0,65	0,57
0,25	0,30	0,45	0,57	0,48	0,57	0,50!
0,30	0,35	0,45	0,45	0,49	0,57	0,44
0,35	0,40	0,51	0,45	0,48	0,51	0,43
0,40	0,45	0,74	0,40	0,47	0,62	0,41
0,45	0,50	0,94	0,37	0,46	0,84	0,53
0,50	0,55	1,13	0,39	0,69	0,94	0,55
0,55	0,60	1,52	0,45	0,86	1,08	0,70
0,60	0,65	1,73	0,47	1,07	1,56	1,02
0,65	0,70	1,92	0,78	1,19	1,58	1,36
0,70	0,75	1,97	1,10	1,29	1,64	1,53
0,75	0,80	2,04	1,29	1,33	1,68	1,65
0,80	1,00	2,04	1,27	1,36	1,76	1,75

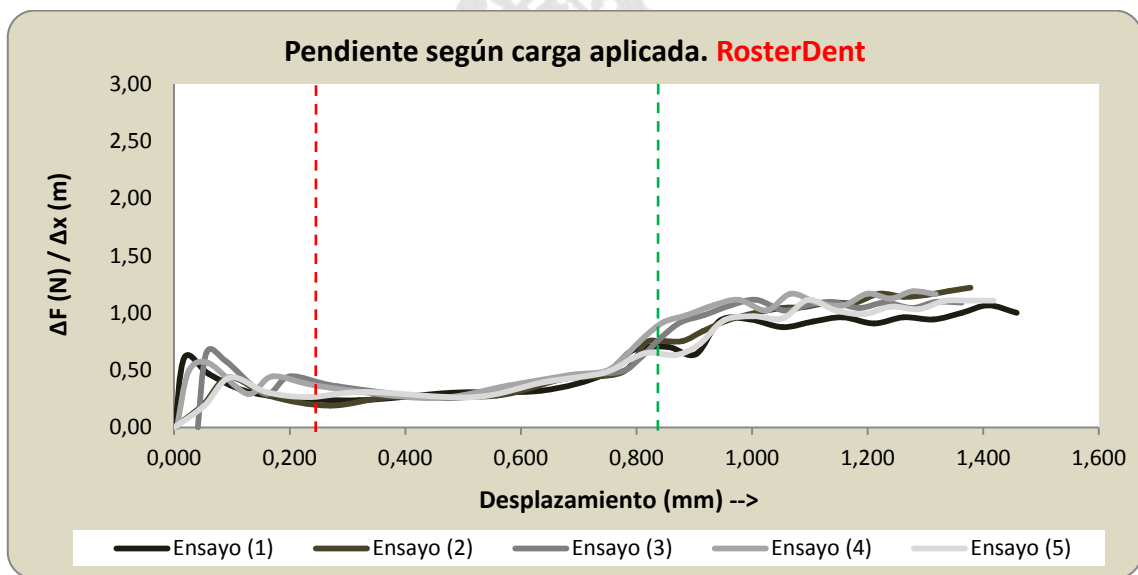
Tabla 29. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas céntricas. Sistema Neodent.



Gráfica 19. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas céntricas. Se trazaron líneas discontinuas para delimitar zonas de interés. A partir de la línea verde las pendientes permanecen dentro de un rango acotado o estable. Sistema Neodent.

Rango de desplazamiento (mm)		Pendiente $\Delta F/\Delta x$				
		Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)
0,00	0,05	0,36	0,10	0,33	0,25	0,09
0,05	0,10	0,32	0,35	0,43	0,43	0,37
0,10	0,15	0,26	0,27	0,45	0,45	0,34
0,15	0,20	0,25	0,23	0,45	0,36	0,27
0,20	0,25	0,24	0,19	0,36	0,33	0,31
0,25	0,30	0,24	0,27	0,26	0,26	0,31
0,30	0,35	0,30	0,28	0,26	0,26	0,26
0,35	0,40	0,31	0,28	0,37	0,37	0,26
0,40	0,45	0,32	0,42	0,37	0,40	0,40
0,45	0,50	0,46	0,45	0,46	0,47	0,48
0,50	0,55	0,48	0,48	0,45	0,51	0,50
0,55	0,60	0,50	0,55	0,50	0,56	0,54
0,60	0,65	0,59	0,60	0,55	0,72	0,58
0,65	0,70	0,64	0,67	0,69	0,81	0,95
0,70	0,75	0,70	0,75	0,74	0,99	1,03
0,75	0,80	0,96	1,00	0,97	1,08	1,02
0,80	1,00	0,98	1,18	1,08	1,16	1,07

Tabla 30. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas céntricas. Sistema Rosterdent.



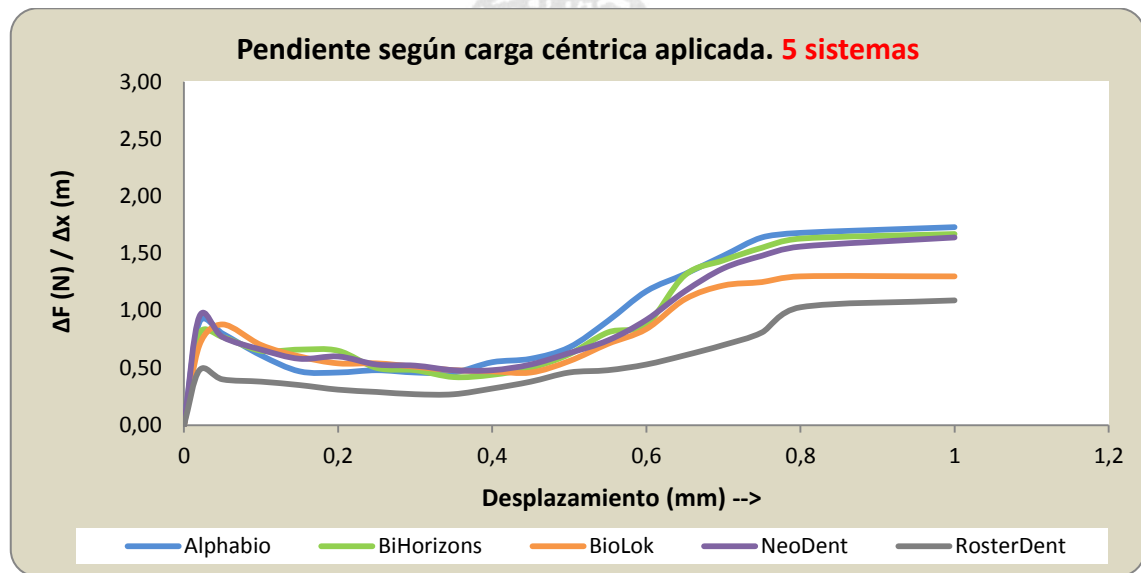
Gráfica 20. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas céntricas. Se trazaron líneas discontinuas para delimitar zonas de interés. A partir de la línea verde las pendientes permanecen dentro de un rango acotado o estable. Sistema Rosterdent.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Rango de desplazamiento (mm)		Alphabio	BioHorizons	BioLok	NeoDent	RosterDent
0,00	0,05	0,49	0,28	0,34	0,40	0,23
0,05	0,10	0,51	0,52	0,55	0,56	0,38
0,10	0,15	0,47	0,60	0,60	0,58	0,35
0,15	0,20	0,46	0,65	0,54	0,60	0,31
0,20	0,25	0,48	0,50	0,54	0,53	0,29
0,25	0,30	0,46	0,48	0,51	0,52	0,27
0,30	0,35	0,46	0,42	0,48	0,48	0,27
0,35	0,40	0,55	0,44	0,47	0,48	0,32
0,40	0,45	0,58	0,50	0,46	0,53	0,38
0,45	0,50	0,68	0,62	0,56	0,63	0,46
0,50	0,55	0,91	0,81	0,71	0,74	0,48
0,55	0,60	1,17	0,88	0,84	0,92	0,53
0,60	0,65	1,32	1,31	1,10	1,17	0,61
0,65	0,70	1,48	1,58	1,22	1,37	0,75
0,70	0,75	1,64	1,58	1,25	1,51	0,84
0,75	0,80	1,68	1,69	1,30	1,60	1,01
0,80	0,95	1,73	1,70	1,30	1,64	1,09

Tabla 31. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ promedio según rango de desplazamiento. Cargas céntricas para los 5 sistemas.



Gráfica 21. Comparación de Pendientes $\Delta F/\Delta x$ promedio según rango de desplazamiento. cargas céntricas.

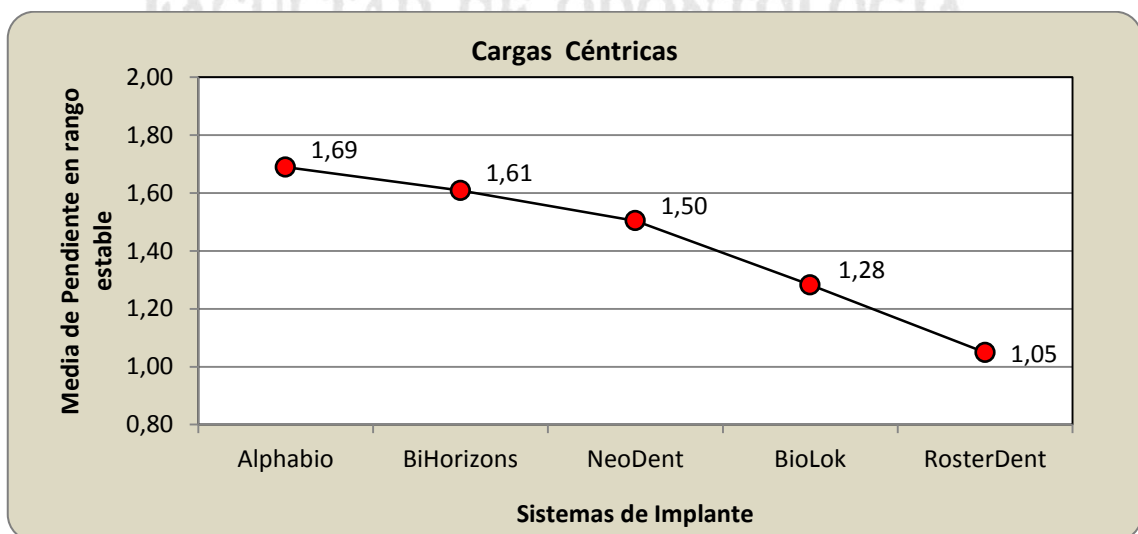
XI.3.2 Determinación de zonas o rangos según sus características.

A partir de la observación de los gráficos y tablas que expresan las variaciones de las pendientes de las curvas de carga ($\Delta F/\Delta x$) (**N/m**) vs desplazamiento (m), se evidencian las respuestas del sistema mecánico respecto a la carga aplicada.

En el rango inicial de las curvas de las gráficas 16 a 21 y de las subsiguientes gráficas de pendientes vs desplazamiento, se observan picos pronunciados, que implican una resistencia inicial del sistema, posteriormente las probetas parecen “ceder” u oponer poca resistencia ante las cargas aplicadas con pendientes moderadas (tramo de amoldación o hermanamiento). A partir de los 0,4 mm aproximadamente, las curvas de pendientes crecen hasta alcanzar valores más elevados y estables, al cual se denominó “tramo de respuesta estable” o simplemente “etapa estable”, cuyo inicio se señaló en las gráficas con líneas discontinuas verdes.

Para interpretar en parte este comportamiento, se deberán considerar aspectos constructivos de los sistemas de implante evaluados, los cuales están constituidos por varias piezas y que las adaptaciones entre ellas no son perfectas, y al someterlas a una fuerza céntrica, las distintas partes y zonas se amoldan hasta que llagan a un máximo donde todas las posibles zonas ya están en contacto, momento a partir del cual la resistencia del sistema a dichas cargas es mayor.

Se contrastaron estadísticamente los sistemas considerando precisamente el tramo estable anteriormente descrito y se obtuvo:



Gráfica 22. Media de pendientes ($\Delta F/\Delta x$) en rango estable según sistema. Cargas en dirección céntrica.

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig. (p-valor)
Inter-grupos	14159.3	4	3539.8	15.464	<0.001
Intra-grupos	4578.2	20	228.9		
Total	18737.4	24			

Tabla 32. ANOVA. Variable dependiente analizada: pendiente ($\Delta F/\Delta x$) en rango estable. gl (grados de libertad); F (estadístico de Fisher) y Sig. (Significación estadística o p-valor). Cargas en dirección céntrica.

De acuerdo al resultado del ANOVA, algunos grupos o sistemas difieren entre sí ($p < 0.05$). Se completa el análisis mediante comparaciones múltiples (HSD de Tukey).

(I) Implante	(J) Implante	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig. (p-valor)
AlphaBio	BioHorizons	0,08	0,01	.909
	BioLok	(*) 0,41	0,01	.003
	NeoDent	0,19	0,01	.312
	RosterDent	(*) 0,64	0,01	.000
BioHorizons	AlphaBio	-0,08	0,01	.909
	BioLok	(*) 0,33	0,01	.018
	NeoDent	0,10	0,01	.794
	RosterDent	(*) 0,56	0,01	.000
BioLok	AlphaBio	(*) -0,41	0,01	.003
	BioHorizons	(*) -0,33	0,01	.018
	NeoDent	-0,22	0,01	.166
	RosterDent	0,23	0,01	.133
NeoDent	AlphaBio	-0,19	0,01	.312
	BioHorizons	-0,10	0,01	.794
	BioLok	0,22	0,01	.166
	RosterDent	(*) 0,46	0,01	.001
RosterDent	AlphaBio	(*) -0,64	0,01	.000
	BioHorizons	(*) -0,56	0,01	.000
	BioLok	-0,23	0,01	.133
	NeoDent	(*) -0,46	0,01	.001

Tabla 33. Contraste múltiple: Var.: pendiente ($\Delta F/\Delta x$) en rango estable, HSD de Tukey. (*) La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05. Dirección céntrica.

Subconjuntos homogéneos

Implante	N	Subconjunto para alfa = .05		
		1	2	3
RosterDent	5	1,05		
BioLok	5	1,28	1,28	
NeoDent	5		1,50	1,50
BioHorizons	5			1,61
AlphaBio	5			1,69
Sig.		0.133	0.166	0.312

Tabla 34. Pendiente ($\Delta F/\Delta x$) en rango estable. Se muestran las medias para los sistemas en los subconjuntos homogéneos. Los valores dentro de cada subconjunto homogéneo no difieren significativamente entre sí. Cargas en dirección céntrica.

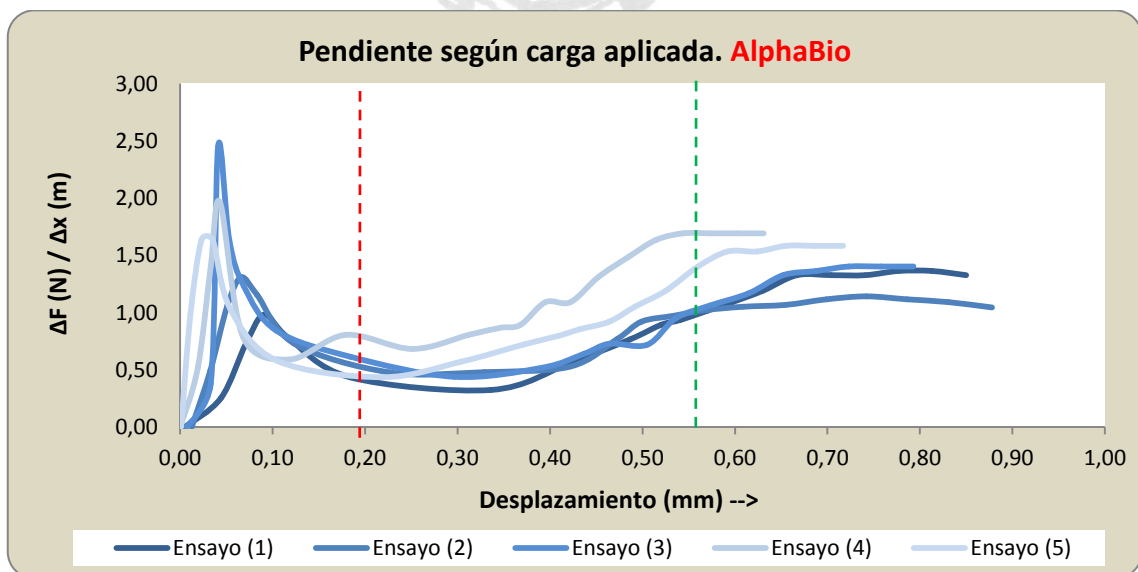
Los sistemas RosterDent y BioLok fueron los que registraron valores de pendientes más bajos, en tanto que BioHorizons y AlphaBio los más altos.

XI.3.3 Análisis de las pendientes de las curvas Fuerza-Desplazamiento

Fuerzas Excéntricas. Carga máxima aplicada 700N

Rango de desplazamiento (mm)		Pendiente $\Delta F/\Delta x$				
		Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)
0,00	0,05	0,13	0,71	1,12	0,93	1,06
0,05	0,10	0,85	1,15	1,03	0,79	0,58
0,10	0,15	0,78	0,73	0,91	0,70	0,42
0,15	0,20	0,20	0,43	0,62	0,61	0,49
0,20	0,25	0,26	0,25	0,48	0,44	0,68
0,25	0,30	0,31	0,29	0,48	0,44	0,80
0,30	0,35	0,36	0,32	0,50	0,48	0,88
0,35	0,40	0,40	0,40	0,53	0,52	0,90
0,40	0,45	0,44	0,56	0,63	0,68	1,20
0,45	0,50	0,50	0,83	0,85	0,72	1,56
0,50	0,55	0,97	1,00	1,00	1,69	1,40
0,55	0,60	1,09	1,05	1,17	1,69	1,53
0,60	0,65	1,26	1,09	1,34	1,69	1,58
0,65	0,70	1,33	1,10	1,40		1,58
0,70	0,75	1,36	1,13	1,40		
0,75	0,80	1,34	1,09	1,40		
0,80	1,00		1,04			

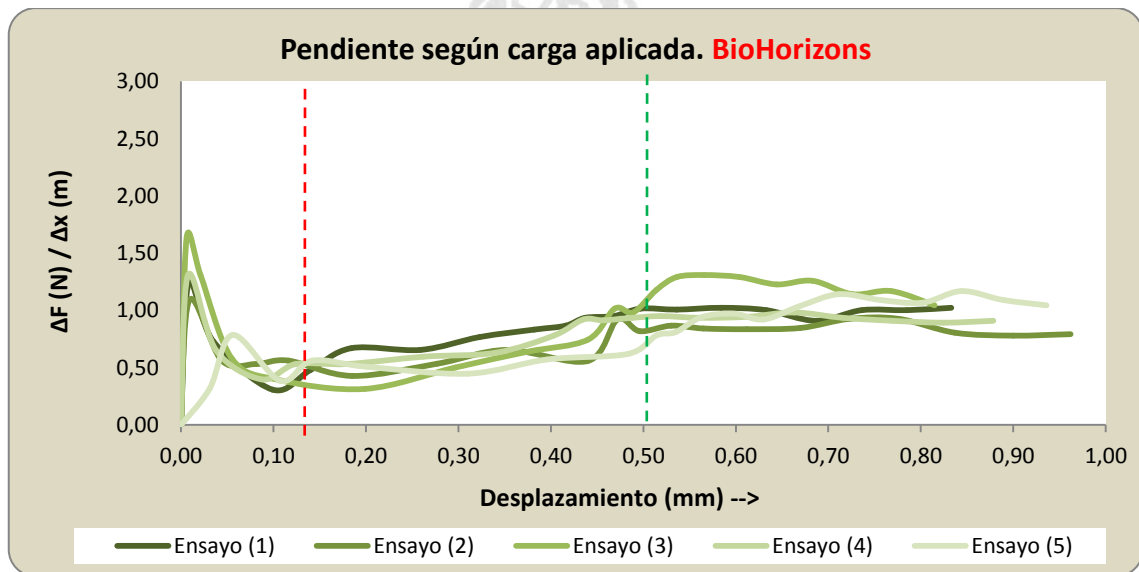
Tabla 35. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas excéntricas para sistema AlphaBio.



Gráfica 23. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas excéntricas. Se trazaron líneas discontinuas para delimitar zonas de interés. A partir de la línea verde las pendientes permanecen dentro de un rango acotado o estable. Sistema AlphaBio.

Rango de desplazamiento (mm)		Pendiente $\Delta F/\Delta x$				
		Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)
0,00	0,05	0,56	0,55	0,78	0,59	0,37
0,05	0,10	0,48	0,56	0,50	0,53	0,47
0,10	0,15	0,67	0,43	0,31	0,43	0,51
0,15	0,20	0,27	0,65	0,53	0,48	0,59
0,20	0,25	0,31	0,77	0,58	0,50	0,61
0,25	0,30	0,35	0,77	0,65	0,64	0,63
0,30	0,35	0,40	0,85	0,72	0,64	0,78
0,35	0,40	0,44	0,55	0,79	0,65	0,86
0,40	0,45	0,48	0,95	0,92	1,00	0,92
0,45	0,50	0,52	1,01	0,84	1,23	0,94
0,50	0,55	1,02	0,84	1,30	0,94	0,94
0,55	0,60	1,00	0,85	1,24	0,98	1,03
0,60	0,65	0,95	0,93	1,15	0,92	1,12
0,65	0,70	1,00	0,93	1,04	0,90	
0,70	0,75	1,02	0,80		0,89	
0,75	0,80		0,78			
0,80	1,00		0,79			

Tabla 36. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas excéntricas para sistema BioHorizons.



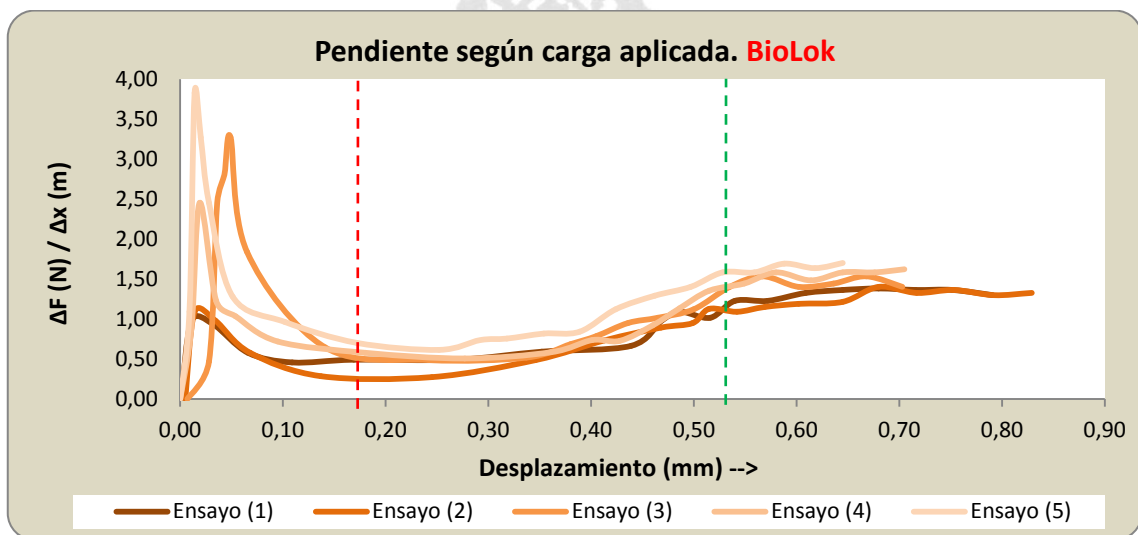
Gráfica 24. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas excéntricas. Se trazaron líneas discontinuas para delimitar zonas de interés. A partir de la línea verde las pendientes permanecen dentro de un rango acotado o estable. Sistema BioHorizons.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Rango de desplazamiento (mm)		Pendiente $\Delta F/\Delta x$				
		Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)
0,00	0,05	0,64	0,69	1,80	1,14	2,13
0,05	0,10	0,58	0,58	1,84	0,88	1,28
0,10	0,15	0,46	0,28	0,65	0,7	0,96
0,15	0,20	0,17	0,49	0,72	0,63	0,58
0,20	0,25	0,25	0,49	0,27	0,49	,55
0,25	0,30	0,27	0,49	0,50	0,51	0,51
0,30	0,35	0,34	0,59	0,49	0,52	0,62
0,35	0,40	0,37	0,40	0,59	0,68	0,67
0,40	0,45	0,42	0,66	0,73	0,87	0,73
0,45	0,50	0,48	1,04	0,92	1,01	1,03
0,50	0,55	1,12	1,11	1,26	1,40	1,58
0,55	0,60	1,23	1,15	1,53	1,58	1,64
0,60	0,65	1,34	1,20	1,42	1,53	1,67
0,65	0,70	1,38	1,40	1,53	1,58	
0,70	0,75	1,36	1,33	1,40	1,62	
0,75	0,80	1,33	1,33			
0,80	1,00		1,33			

Tabla 37. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas excéntricas. Sistema Biolok.



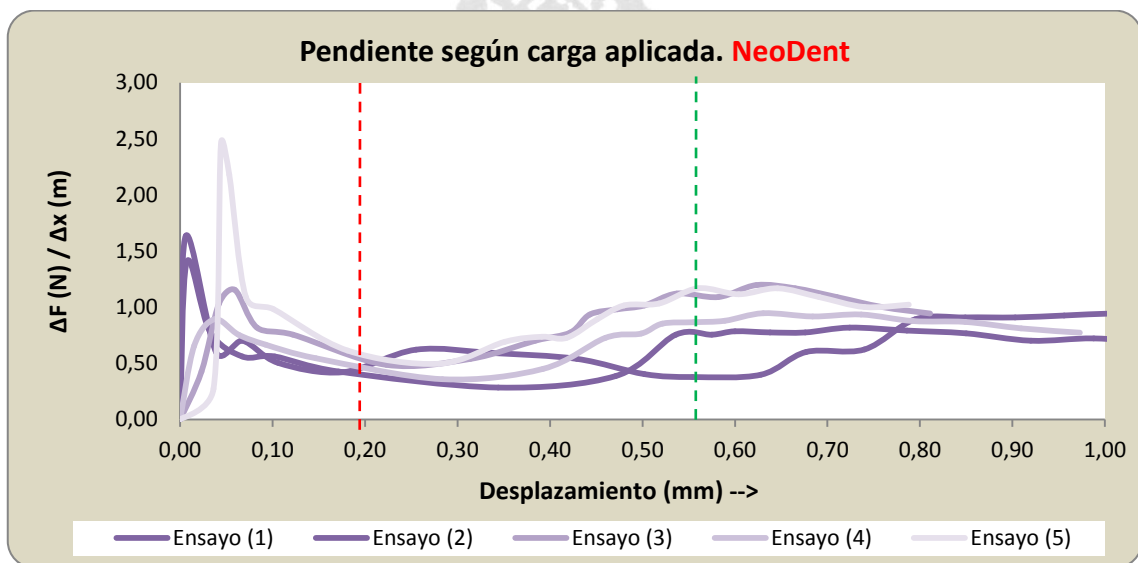
Gráfica 25. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas excéntricas. Se trazaron líneas discontinuas para delimitar zonas de interés. A partir de la línea verde las pendientes permanecen dentro de un rango acotado o estable. Sistema Biolok.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Rango de desplazamiento (mm)		Pendiente $\Delta F/\Delta x$				
		Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)
0,00	0,05	0,69	0,73	0,65	0,58	1,23
0,05	0,10	0,56	0,50	0,82	0,67	1,04
0,10	0,15	0,43	0,42	0,75	0,55	0,94
0,15	0,20	0,22	0,31	0,62	0,49	0,62
0,20	0,25	0,29	0,22	0,53	0,54	0,36
0,25	0,30	0,34	0,28	0,59	0,54	0,40
0,30	0,35	0,40	0,33	0,55	0,70	0,45
0,35	0,40	0,44	0,44	0,54	0,75	0,81
0,40	0,45	0,48	0,39	0,40	1,00	0,75
0,45	0,50	0,55	0,75	0,38	1,11	0,86
0,50	0,55	0,78	0,40	1,18	0,91	1,14
0,55	0,60	0,80	0,60	1,09	0,92	1,09
0,60	0,65	0,79	0,76	0,97	0,91	1,01
0,65	0,70	0,77	0,91	1,02	0,87	1,00
0,70	0,75	0,70	0,93	1,03	0,79	1,08
0,75	0,80	0,70	0,94	1,02	0,85	
0,80	1,00	0,65	0,96			

Tabla 38. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas excéntricas para sistema Neodent.



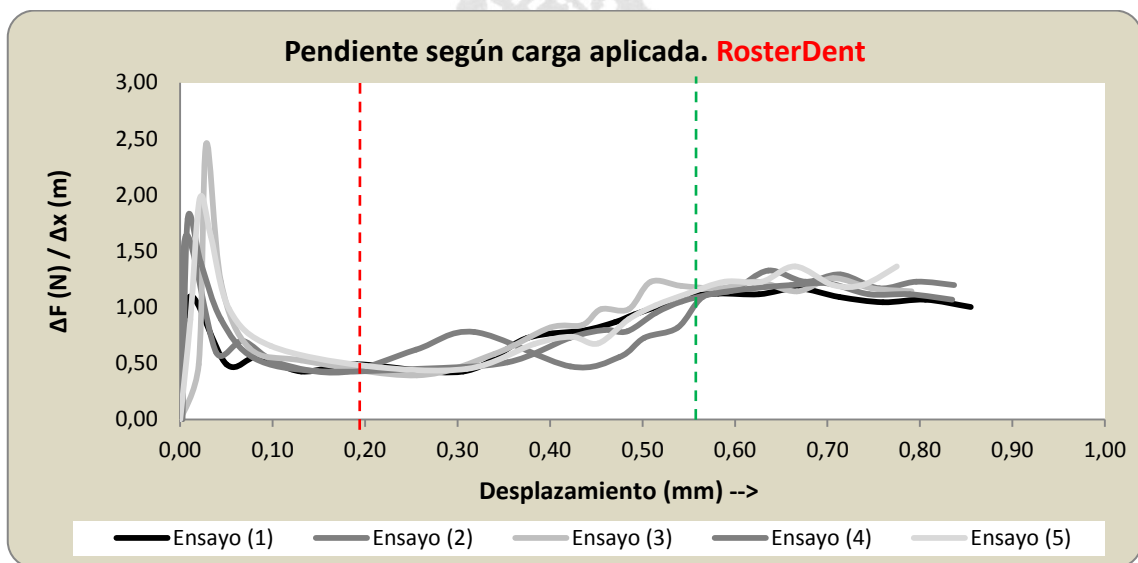
Gráfica 26. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas excéntricas. Se trazaron líneas discontinuas para delimitar zonas de interés. A partir de la línea verde las pendientes permanecen dentro de un rango acotado o estable. Sistema Neodent.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Rango de desplazamiento (mm)		Pendiente $\Delta F/\Delta x$				
		Ensayo (1)	Ensayo (2)	Ensayo (3)	Ensayo (4)	Ensayo (5)
0,00	0,05	0,53	0,73	1,04	1,02	1,09
0,05	0,10	0,49	0,50	0,63	0,55	0,65
0,10	0,15	0,49	0,42	0,53	0,43	0,51
0,15	0,20	0,24	0,31	0,62	0,39	0,32
0,20	0,25	0,29	0,43	0,71	0,43	0,45
0,25	0,30	0,33	0,62	0,78	0,58	0,51
0,30	0,35	0,39	0,72	0,74	0,82	0,73
0,35	0,40	0,43	0,48	0,63	0,66	0,78
0,40	0,45	0,47	0,87	0,56	0,98	0,79
0,45	0,50	0,51	0,97	0,77	1,21	0,95
0,50	0,55	1,11	1,12	1,17	1,09	1,17
0,55	0,60	1,11	1,33	1,23	1,18	1,23
0,60	0,65	1,13	1,26	1,20	1,21	1,28
0,65	0,70	1,8	1,17	1,17	1,11	1,20
0,70	0,75	1,04	1,20	1,14	1,11	1,36
0,75	0,80	1,07	1,21		1,07	
0,80	1,00	1,00				

Tabla 39. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas excéntricas para Rosterdent.



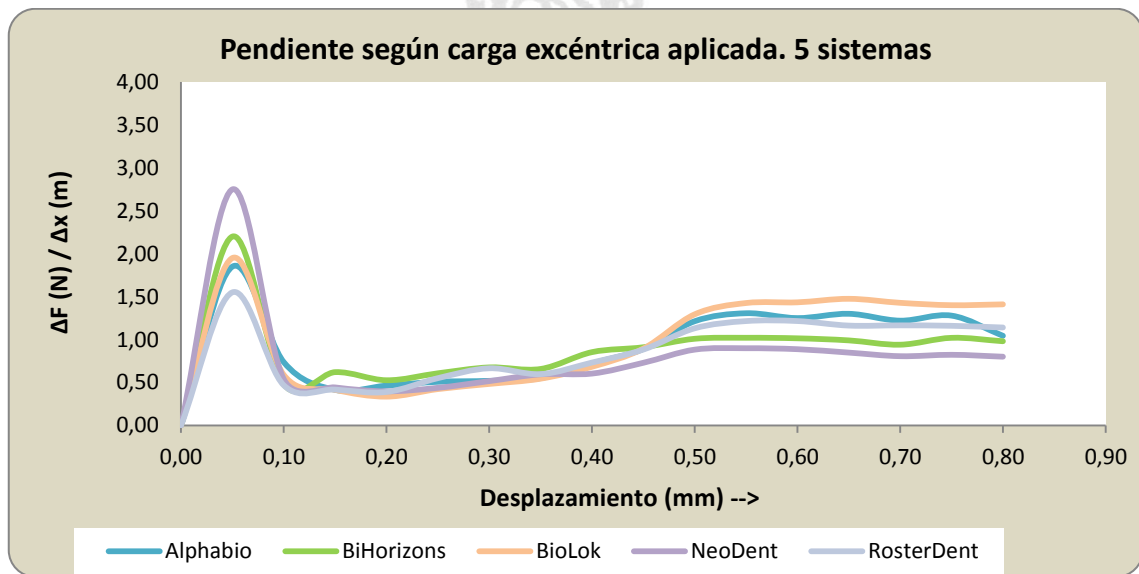
Gráfica 27. Pendiente $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas excéntricas. Se trazaron líneas discontinuas para delimitar zonas de interés. A partir de la línea verde las pendientes permanecen dentro de un rango acotado o estable. Sistema Rosterdent.

Cabe mencionar que los picos iniciales son más elevados al aplicar fuerzas excéntricas que al aplicar fuerzas céntricas, y los valores de las pendientes son en general más bajas que en los ensayos céntricos.

Contraste entre grupos

Rango de desplazamiento (mm)		Alphabio	BioHorizons	BioLok	NeoDent	RosterDent
0,00	0,05	0,79	0,57	1,28	0,77	0,88
0,05	0,10	0,90	0,51	1,03	0,72	0,57
0,10	0,15	0,74	0,48	0,59	0,54	0,47
0,15	0,20	0,41	0,51	0,41	0,44	0,42
0,20	0,25	0,46	0,53	0,33	0,40	0,39
0,25	0,30	0,51	0,61	0,42	0,44	0,55
0,30	0,35	0,52	0,68	0,48	0,52	0,67
0,35	0,40	0,55	0,66	0,54	0,59	0,60
0,40	0,45	0,72	0,85	0,68	0,60	0,73
0,45	0,50	0,89	0,91	0,89	0,73	0,88
0,50	0,55	1,21	1,01	1,29	0,88	1,13
0,55	0,60	1,31	1,02	1,43	0,90	1,22
0,60	0,65	1,39	1,01	1,43	0,89	1,22
0,65	0,70	1,44	0,99	1,47	0,85	1,16
0,70	0,75	1,30	0,91	1,43	0,81	1,17
0,75	0,80	1,28	0,78	1,33	0,82	1,11
0,80	0,95	1,04	0,79	1,33	0,65	1,00

Tabla 40. Promedios de Pendientes $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas excéntricas.

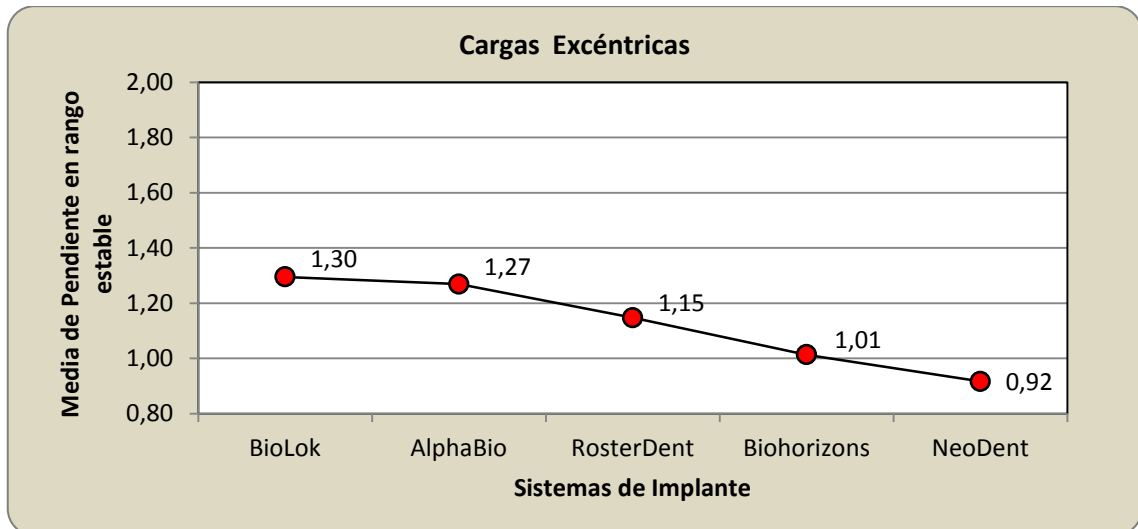


Gráfica 28. Comparación de Pendientes $\Delta F/\Delta x$ según rango de desplazamiento. Cargas excéntricas.

Se contrastaron estadísticamente los sistemas en el tramo estable y se obtuvo:

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig. (p-valor)
Inter-grupos	5505.6	4	1376.4	8.187	<0.001
Intra-grupos	3362.5	20	168.1		
Total	8868.1	24			

Tabla 41. ANOVA. Variable dependiente analizada: pendiente ($\Delta F/\Delta x$) en rango estable. gl (grados de libertad); F (estadístico de Fisher) y Sig. (Significación estadística o p-valor). Cargas en dirección excéntrica.



Gráfica 29. Media de pendientes ($\Delta F/\Delta x$) en rango estable según sistema. Cargas en dirección excéntrica.

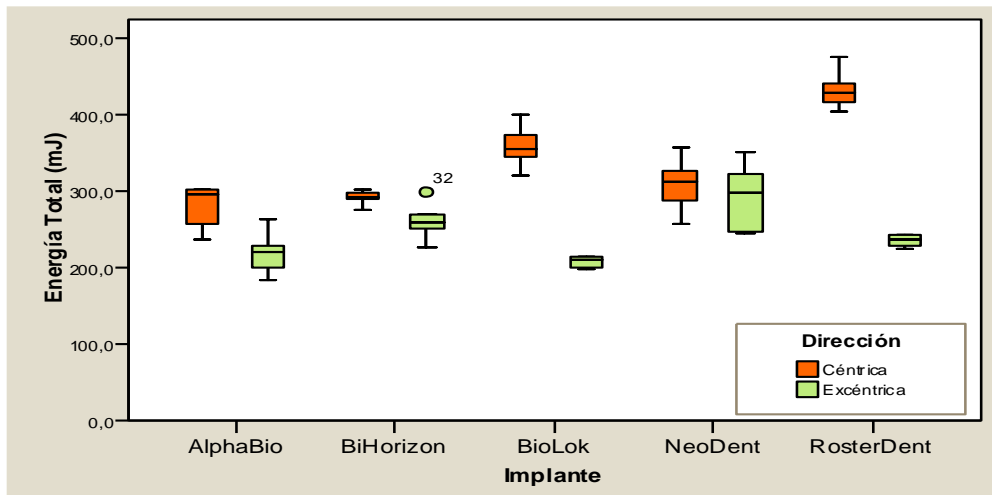
(I) Implante	(J) Implante	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig. (p-valor)
AlphaBio	BiHorizon	0,26	0,01	.034
	BioLok	-0,03	0,01	.997
	NeoDent	(*) 0,36	0,01	.002
	RosterDent	0,12	0,01	.566
BiHorizon	AlphaBio	(*) -0,26	0,01	.034
	BioLok	(*) -0,28	0,01	.017
	NeoDent	0,10	0,01	.748
	RosterDent	- 0,14	0,01	.479
BioLok	AlphaBio	0,03	0,01	.997
	BiHorizon	(*) 0,28	0,01	.017
	NeoDent	(*) 0,39	0,01	.001
	RosterDent	0,15	0,01	.378
NeoDent	AlphaBio	(*) -0,36	0,01	.002
	BiHorizon	-0,10	0,01	.748
	BioLok	(*) -0,38	0,01	.001
	RosterDent	-0,23	0,01	.065
RosterDent	AlphaBio	-0,12	0,01	.566
	BiHorizon	0,14	0,01	.479
	BioLok	-0,15	0,01	.378
	NeoDent	0,23	0,01	.065

Tabla 42. Contraste múltiple: Var.: pendiente ($\Delta F/\Delta x$) en rango estable, HSD de Tukey. (*) La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05. Dirección céntrica.

Implante	N	Subconjunto para alfa = .05	
		1	2
NeoDent	5	0,92	
BioHorizons	5	1,01	
RosterDent	5	1,15	1,15
AlphaBio	5		1,27
BioLok	5		1,30
Sig.		.065	.378

Tabla 43., Pendiente ($\Delta F/\Delta x$) en rango estable. Se muestran las medias para los sistemas en los subconjuntos homogéneos. Los valores dentro de cada subconjunto homogéneo no difieren significativamente entre sí. Cargas en dirección excéntrica.

XI.3.4 Análisis desde el punto de vista de la energía



Gráfica 30. Análisis de Energía.

Dirección	N	Media	Desviación típica	Error típ. de la media
Céntrica	25	334.6	63.3	12.6
Excéntrica	25	243.4	40.2	8.0

Tabla 44. Estadísticos de grupo. Recuento de casos, Media, desviación típica y error típico de las medias.

t	gl	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	Sig. (bilateral)
6.077	40.669	91.2	15.0	<0.001

Tabla 45. Prueba T para la igualdad de muestras (no asumiendo varianzas iguales).

Las diferencias entre tipo de ensayo son significativas estadísticamente, por lo tanto es apropiado analizar y contrastar los grupos de implantes según el tipo de ensayo.



Ensayos de carga céntrica. (Energía Total)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	79909.4	4	19977.3	24.553	< 0.001
Intra-grupos	16272.5	20	813.6		
Total	96181.9	24			

Tabla 46. Energía o trabajo total. ANOVA: gl (grados de libertad); F (estadístico de Fisher) y Sig. (Significación estadística o p-valor). Cargas en dirección céntrica.

(I) Implante	(J) Implante	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
AlphaBio	BioHorizons	-12.5	18.0	.956
	BioLok	(*) -79.9	18.0	.002
	NeoDent	-29.0	18.0	.509
	RosterDent	(*) -154.2	18.0	.000
BioHorizons	AlphaBio	12.5	18.0	.956
	BioLok	(*) -67.5	18.0	.010
	NeoDent	-16.5	18.0	.888
	RosterDent	(*) -141.7	18.0	.000
BioLok	AlphaBio	(*) 79.9	18.0	.002
	BioHorizons	(*) 67.5	18.0	.010
	NeoDent	50.9	18.0	.070
	RosterDent	(*) -74.3	18.0	.004
NeoDent	AlphaBio	29.0	18.0	.509
	BioHorizons	16.5	18.0	.888
	BioLok	-50.9	18.0	.070
	RosterDent	(*) -125.2	18.0	.000
RosterDent	AlphaBio	(*) 154.3	18.0	.000
	BioHorizons	(*) 141.7	18.0	.000
	BioLok	(*) 74.3	18.0	.004
	NeoDent	(*) 125.2	18.0	.000

Tabla 47. Comparaciones múltiples. Energía o trabajo total realizado (mJ), HSD de Tukey. (*) La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05. Dirección céntrica.

Implante	N	Subconjunto para alfa = .05		
		1	2	3
AlphaBio	5	279.5		
BioHorizons	5	291.9		
NeoDent	5	308.5	308.5	
BioLok	5		359.5	
RosterDent	5			433.7
Sig.		.509	.070	1.000

Tabla 48. Energía o trabajo total realizado (mJ). Se muestran las medias para los sistemas en los subconjuntos homogéneos. Los valores medios de energía dentro de cada subconjunto homogéneo no difieren significativamente entre sí. Cargas en dirección céntrica.



Ensayos de carga excéntrica. (Energía Total)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	23242.6	4	5810.6	7.446	$p < 0.001$
Intra-grupos	15607.8	20	780.4		
Total	38850.5	24			

Tabla 49. Energía o trabajo total. ANOVA: gl (grados de libertad); F (estadístico de Fisher) y Sig. (Significación estadística o p-valor). Cargas en dirección excéntrica.

(I) Implante	(J) Implante	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
AlphaBio	BioHorizons	-41.2	17.7	.175
	BioLok	12.2	17.7	.956
	NeoDent	(*) -72.9	17.7	.004
	RosterDent	-15.6	17.7	.899
BioHorizons	AlphaBio	41.2	17.7	.175
	BioLok	(*) 53.4	17.7	.047
	NeoDent	-31.7	17.7	.403
	RosterDent	25.5	17.7	.605
BioLok	AlphaBio	-12.2	17.7	.956
	BioHorizons	(*) -53.4	17.7	.047
	NeoDent	(*) -85.1	17.7	.001
	RosterDent	-27.8	17.7	.529
NeoDent	AlphaBio	(*) 72.9	17.7	.004
	BioHorizons	31.7	17.7	.403
	BioLok	(*) 85.1	17.7	.001
	RosterDent	(*) 57.3	17.7	.030
RosterDent	AlphaBio	15.6	17.7	.899
	BioHorizons	-25.5	17.7	.605
	BioLok	27.8	17.7	.529
	NeoDent	(*) -57.3	17.7	.030

Tabla 50. Comparaciones múltiples. Energía o trabajo total realizado (mJ), HSD de Tukey. (*) La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05. Dirección excéntrica.

Implante	N	Subconjunto para alfa = .05		
		1	2	3
AlphaBio	5	207.8		
BioHorizons	5	219.9	219.9	
NeoDent	5	235.6	235.6	
BioLok	5		261.2	261.2
RosterDent	5			292.9
Sig.		0.529	0.175	0.403

Tabla 51. Energía o trabajo total realizado (mJ). Se muestran las medias para los sistemas en los subconjuntos homogéneos. Los valores medios de energía dentro de cada subconjunto homogéneo no difieren significativamente entre sí. Cargas en dirección excéntrica.



Ensayos de carga céntrica. (Energía de Amoldación)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	4221.8	4	1055.4	12.080	<i>p < 0.001</i>
Intra-grupos	1747.3	20	87.4		
Total	5969.2	24			

Tabla 52. Energía o trabajo realizado en etapa de amoldación. ANOVA: gl (grados de libertad); F (estadístico de Fisher) y Sig. (Significación estadística o p-valor). Cargas en dirección céntrica.

(I) Implante	(J) Implante	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
AlphaBio	BioHorizons	-9.3	5.9	.528
	BioLok	-12.8	5.9	.229
	NeoDent	-9.7	5.9	.488
	RosterDent	(*) -38.6	5.9	.000
BioHorizons	AlphaBio	9.3	5.9	.528
	BioLok	-3.5	5.9	.974
	NeoDent	-0.3	5.9	1.000
	RosterDent	(*) -29.3	5.9	.001
BioLok	AlphaBio	12.8	5.9	.229
	BioHorizons	3.5	5.9	.974
	NeoDent	3.1	5.9	.983
	RosterDent	(*) -25.7	5.9	.003
NeoDent	AlphaBio	9.7	5.9	.488
	BioHorizons	0.3	5.9	1.000
	BioLok	-3.1	5.9	.983
	RosterDent	(*) -28.9	5.9	.001
RosterDent	AlphaBio	(*) 38.6	5.9	.000
	BioHorizons	(*) 29.3	5.9	.001
	BioLok	(*) 25.7	5.9	.003
	NeoDent	(*) 28.9	5.9	.001

Tabla 53. Comparaciones múltiples. Energía o trabajo realizado en etapa de amoldación (mJ), HSD de Tukey. (*) La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05. Dirección céntrica.

Implante	N	Subconjunto para alfa = .05	
		1	2
AlphaBio	5	67.0	
BioHorizons	5	76.3	
NeoDent	5	76.7	
BioLok	5	79.8	
RosterDent	5		105.6
Sig.		0.229	1.000

Tabla 54. Energía o trabajo realizado en tramo de amoldación (mJ). Se muestran las medias para los sistemas en los subconjuntos homogéneos. Los valores medios de energía dentro de cada subconjunto homogéneo no difieren significativamente entre sí. Cargas en dirección céntrica.



Ensayos de carga excéntrica. (Energía de Amoldación)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig. (p-valor)
Inter-grupos	304.7	4	76.2	1.376	0.278
Intra-grupos	1107.3	20	55.4		
Total	1412.0	24			

Tabla 55. Energía o trabajo realizado en etapa de amoldación. ANOVA: gl (grados de libertad); F (estadístico de Fisher) y Sig. (Significación estadística o p-valor). Cargas en dirección Excéntrica

(I) Implante	(J) Implante	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig. (p-valor)
AlphaBio	BioHorizons	2.9	4.71	0.971
	BioLok	3.7	4.71	0.932
	NeoDent	-6.2	4.71	0.679
	RosterDent	-0.2	4.71	0.000
BioHorizons	AlphaBio	-2.9	4.71	0.971
	BioLok	0.8	4.71	1.000
	NeoDent	-9.1	4.71	0.329
	RosterDent	-3.1	4.71	0.963
BioLok	AlphaBio	-3.7	4.71	0.932
	BioHorizons	-0.8	4.71	1.000
	NeoDent	-9.9	4.71	0.255
	RosterDent	-3.9	4.71	0.919
NeoDent	AlphaBio	6.2	4.71	0.679
	BioHorizons	9.1	4.71	0.329
	BioLok	9.9	4.71	0.255
	RosterDent	6.0	4.71	0.704
RosterDent	AlphaBio	0.2	4.71	1.000
	BioHorizons	3.1	4.71	0.963
	BioLok	3.9	4.71	0.919
	NeoDent	-6.0	4.71	0.704

Tabla 56. Energía o Trabajo realizado en tramo de Amoldación (mJ), HSD de Tukey. Dirección excéntrica.

Subconjuntos homogéneos

Implante	N	Subconjunto para alfa = .05
		1
BioLok	5	65.4
BioHorizons	5	66.2
AlphaBio	5	69.1
RosterDent	5	69.3
NeoDent	5	75.3
Sig.		0.255

Tabla 57. Energía o trabajo realizado en tramo de amoldación (mJ). Se muestran las medias para los sistemas en subconjuntos homogéneos. Los valores medios de energía dentro de cada subconjunto homogéneo no difieren significativamente entre sí. Cargas en dirección excéntrica.

Los sistemas mostraron un comportamiento similar en esta etapa inicial, sin diferencias significativas entre ellos al considerar cargas excéntricas.

Ensayos de carga céntrica. (Energía en tramo estable)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig. (p-valor)
Inter-grupos	49163.7	4	12290.9	19.132	<0.001
Intra-grupos	12848.3	20	642.4		
Total	62012.0	24			

Tabla 58. Energía o trabajo realizado en etapa estable. ANOVA: gl (grados de libertad); F (estadístico de Fisher) y Sig. (Significación estadística o p-valor). Cargas en dirección céntrica.

Según el resultado de ANOVA, algunos grupos o sistemas difieren entre sí (p<0.05). Se completa el análisis mediante comparaciones múltiples (HSD de Tukey).

(I) Implante	(J) Implante	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig. (p-valor)
AlphaBio	BioHorizons	-3.2	16.03	1.000
	BioLok	(*) -67.1	16.03	0.004
	NeoDent	-19.3	16.03	0.749
	RosterDent	(*) -115.6	16.03	0.000
BioHorizons	AlphaBio	3.2	16.03	1.000
	BioLok	(*) -63.9	16.03	0.006
	NeoDent	-16.1	16.03	0.850
	RosterDent	(*) -112.4	16.03	0.000
BioLok	AlphaBio	(*) 67.1	16.03	0.004
	BioHorizons	(*) 63.9	16.03	0.006
	NeoDent	47.8	16.03	0.051
	RosterDent	(*) -48.5	16.03	0.047
NeoDent	AlphaBio	19.3	16.03	0.749
	BioHorizons	16.1	16.03	0.850
	BioLok	-47.8	16.03	0.051
	RosterDent	(*) -96.3	16.03	0.000
RosterDent	AlphaBio	(*) 115.6	16.03	0.000
	BioHorizons	(*) 112.4	16.03	0.000
	BioLok	(*) 48.5	16.03	0.047
	NeoDent	(*) 96.3	16.03	0.000

Tabla 59. Trabajo realizado en tramo Estable (mJ), HSD de Tukey. (*) La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05. Dirección céntrica.

Subconjuntos homogéneos

Implante	N	Subconjunto para alfa = .05		
		1	2	3
AlphaBio	5	212.5		
BioHorizons	5	215.7		
NeoDent	5	231.8	231.8	
BioLok	5		279.7	
RosterDent	5			328.2
Sig.		0.749	0.051	1.000

Tabla 60. Energía o trabajo realizado en tramo Estable (mJ). Se muestran las medias para los sistemas en los subconjuntos homogéneos. Los valores medios de energía dentro de cada subconjunto homogéneo no difieren significativamente entre sí. Cargas en dirección céntrica.

Ensayos de carga excéntrica. (Energía en tramo estable)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig. (p-valor)
Inter-grupos	19673.9	4	4918.4	9.016	<0.001
Intra-grupos	10910.6	20	545.5		
Total	30584.4	24			

Tabla 61. Energía o trabajo realizado en etapa estable. ANOVA: gl (grados de libertad); F (estadístico de Fisher) y Sig. (Significación estadística o p-valor). Cargas en dirección excéntrica.

Según el resultado de ANOVA, algunos grupos o sistemas difieren entre sí (p<0.05). Se completa el análisis mediante comparaciones múltiples (HSD de Tukey).

(I) Implante	(J) Implante	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig. (p-valor)
AlphaBio	BioHorizons	-44.1	14.77	0.051
	BioLok	8.5	14.77	0.977
	NeoDent	(*) -66.7	14.77	0.002
	RosterDent	-15.4	14.77	0.831
BioHorizons	AlphaBio	44.1	14.77	0.051
	BioLok	(*) 52.6	14.77	0.015
	NeoDent	-22.6	14.77	0.556
	RosterDent	28.7	14.77	0.329
BioLok	AlphaBio	-8.5	14.77	0.977
	BioHorizons	(*) -52.6	14.77	0.015
	NeoDent	(*) -75.2	14.77	0.000
	RosterDent	-23.9	14.77	0.502
NeoDent	AlphaBio	(*) 66.7	14.77	0.002
	BioHorizons	22.6	14.77	0.556
	BioLok	(*) 75.2	14.77	0.000
	RosterDent	(*) 51.3	14.77	0.018
RosterDent	AlphaBio	15.5	14.77	0.831
	BioHorizons	-28.7	14.77	0.329
	BioLok	23.9	14.77	0.502
	NeoDent	(*) -51.3	14.77	0.018

Tabla 62. Trabajo realizado en tramo Estable (mJ), HSD de Tukey. (*) La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05. Dirección Excéntrica.

Subconjuntos homogéneos

Implante	N	Subconjunto para alfa = .05		
		1	2	3
BioLok	5	142.4		
AlphaBio	5	150.9	150.9	
RosterDent	5	166.3	166.3	
BioHorizons	5		195.0	195.0
NeoDent	5			217.6
Sig.		0.502	0.051	0.556

Tabla 63. Energía o trabajo realizado en tramo Estable (mJ). Se muestran las medias para los sistemas en los subconjuntos homogéneos. Los valores medios de energía dentro de cada subconjunto homogéneo no difieren significativamente entre sí. Cargas en dirección excéntrica.

XII. DISCUSIÓN.

El motivo de este estudio comparativo fue analizar el comportamiento mecánico de 5 sistemas de conexión a implantes dentales diferentes entre sí, para determinar cuáles de los sistemas ensayados tienen un mejor comportamiento y predictibilidad en rehabilitaciones unitarias implantoasistidas.

Durante nuestros ensayos se han aplicado cargas y momentos a un sistema compuesto por el implante, el pilar, su tornillo de fijación y una cofia a manera de corona, hasta una carga máxima 900 N en céntrica y 700 N en excéntrica, es decir: el límite del ensayo se establece antes de producir una deformación plástica apreciable en la pieza.

La diversidad en los sistemas de conexión en cuanto a los materiales y diseños, generan la necesidad de adoptar criterios más claros sobre las indicaciones y limitaciones en el uso de los mismos.

Es importante destacar que todos estos sistemas de implantes trabajan bajo constantes tensiones ya que el torque necesario para la fijación de sus partes los presentan en esta condición. Y al ser introducidos en las diversas realidades biológicas que presentan los pacientes, su comportamiento puede variar de manera significativa. Ejemplificando el párrafo anterior: no prestará el mismo servicio una pieza dental sometida a un gran stress o carga para funcional, como es el caso de un bruxómano, que aquella sometida a cargas normales; como así tampoco será igual el comportamiento en un paciente con hábitos alimentarios vegetarianos, que en aquel que es un consumidor de carnes, donde la demanda de corte, cizalla y trituración de los elementos repuestos sobre implantes será mayor.

Como ha sido perfectamente demostrado en diversos estudios de carga oclusal^{3;10;18}, el soporte y distribución de las cargas estaría directamente relacionado con la oclusión del paciente y con el soporte óseo de los implantes.^{27; 28; 29; 47}

Es evidente que en la multiplicidad de cargas que soportan los sistemas, hay momentos de fuerza que inducen cambios en los mismos ya sea en el aflojamiento de sus partes o en la inducción de una deformación plástica de los mismos. Las fuerzas nocivas pueden ser axiales o linguales y vestibulares, así lo demuestra Moreira²⁹ en su estudio de distribución de stress sobre implantes hexagonales.

En estudios de MEF, Carvahlo³⁰ y col. afirman que el stress de las cargas se concentra en la zona de la interface implante-pilar en todos los casos. Concluyen que el tipo de conexión implante-pilar influye en los valores de ese stress, y afirman que las conexiones de hexágono interno presentaban mayor concentración de tensiones. Si

bien es verdad que la mayor concentración de stress se va a presentar en la interface implante-pilar, de nuestros estudios surge que no siempre las conexiones internas están sometidas a gran stress, estando este probablemente relacionado con la superficie de la plataforma y con el maquinado de sus partes.

En nuestro estudio se observó que en algunos sistemas de conexión, luego de ser ensayados, se necesitó menos fuerza para destorquear los tornillos de fijación de los mismos; creemos que esta situación está directamente relacionada con el diseño de los sistemas. El maquinado y la terminación de los implantes tendría una influencia directa en el aflojamiento de las partes, luego de que éstas son sometidas a ciclos de carga.³¹

Durante los ensayos todos los sistemas absorbieron energía en las diferentes etapas. Luego de una 1° etapa de (“hermanamiento” a 35 Ncm) que corresponde a la fijación de las partes (implante - pilar - tornillo de fijación) se observa una 2° etapa llamada de “amoldación” (es una etapa en la que entran en contacto todas las superficies que van a soportar finalmente las fuerzas), y la tercera etapa en la cual se manifiesta un comportamiento lineal, asociado al módulo elástico efectivo de cada sistema.

El elemento fusible resulta el tornillo de fijación, siendo el aflojamiento del mismo motivo de movilidad relativa de las partes del sistema de conexión.³¹

En todos los sistemas ensayados se observó un comportamiento repetitivo en cuanto a las etapas de hermanamiento y amoldación. En céntrica ese amoldamiento se produjo, en promedio, al llegar a los 300 ± 5 N y luego de un desplazamiento promedio de $0,55 \pm 0,03$ mm; mientras que en excéntrica ese amoldamiento se logró a los 270 N y con un desplazamiento promedio de 0,4 mm. Esta diferencia de 30N en cuanto a los valores obtenidos en la etapa de amoldación en compresiones céntricas con respecto a los obtenidos en excéntrica estaría vinculado con la acción de las fuerzas nocivas o tumbantes (aquellas que pueden provocar daño, como deformación plástica o aflojamiento de las partes) en cada sistema, motivo por el cual se dispararía en ese momento la distribución del stress sobre las partes del sistema de manera anticipada.

De las observaciones surge que el mejor comportamiento, medido en cuanto a calce de sus componentes, ajuste y absorción de energía sin fractura fue para el sistema de conexión de BioHorizons secundado por Rosterdent y seguido por Biolok. Esto sería consecuencia de la poca dispersión entre los valores obtenidos en Rosterdent, BioHorizons y Biolok, que muestran curvas fuerza-desplazamiento con pendientes semejantes.

Surge también de las observaciones que en los sistemas BioHorizons, Rosterdent y Biolok la fuerza necesaria para el desajuste de sus partes, debió ser superior o igual en todos los casos que la realizada para el ensamble y hermanamiento de los mismos. Este comportamiento de los sistemas estaría relacionado con un adecuado diseño, maquinado, y ensamble de las partes, lo que posibilitaría de manera inmediata, ante la sobrecarga, una mejor distribución del stress por todas las superficies de las partes en contacto, evitando la descarga directa sobre el cuerpo del tornillo de fijación.

De los ensayos y observaciones surge que en todos los sistemas se produce una deformación plástica al aplicar fuerzas excéntricas a 4mm del centro, o formando ángulos mayores a 30° y que superen los 800 N, pero no se observa la misma deformación plástica en ningún caso cuando la fuerza excéntrica es de 700 N o menos. Esto estaría directamente relacionado con el límite de sobrecarga para sistemas de conexión a implantes con diámetro de 4 mm o similar, siendo la plataforma y el sistema de conexión los encargados de distribuir las fuerzas.⁴⁷

Podríamos inferir que de acuerdo a nuestros resultados, si el ángulo que describe la incidencia de la fuerza respecto al eje axial del sistema es mayor de 30° , se produciría un brazo de palanca, cuya sobrecarga resultante deberá ser absorbida por el sistema de conexión y la plataforma de cada implante hasta un punto límite donde se producirá la fatiga y la deformación de alguna de las partes de los sistemas de conexión. Fig.123. Cabe destacar que si se presentara fatiga de materiales, guardaría relación con el ciclaje de sobrecargas oclusales a los que estaría sometido cada sistema de conexión en funcionamiento.^{27-2-3-51.}

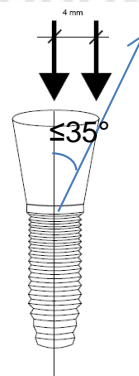


Fig. 123. Describe como empieza a actuar un brazo de palanca cuando se superan los 30° en cargas descentradas.

Coincidentemente, en los ensayos mecánicos y las simulaciones numéricas aplicando elementos finitos, se muestra que las cargas axiales son toleradas correctamente por los sistemas de conexión y su plataforma, pero cuando éstas



sobrecargas se alejan del eje axial y empiezan a ser excéntricas, comienzan a aparecer zonas de tracción y compresión sobre el sistema de conexión, su interface y el tornillo de fijación.³¹

El sistema Rosterdent absorbió la mayor cantidad de energía E, medida en $\text{mJ} \times \text{mm}^2$; esto obedece probablemente a una mayor complejidad en su diseño tri-channel y a un correcto asiento entre sus partes, al igual que el sistema BioHorizons, que presentó un comportamiento similar, situación atribuible también a un correcto maquinado y asiento entre sus partes lo cual, a nuestro criterio, permite distribuir mejor el stress de la sobrecarga en el área de la plataforma.

Luego de observar en los estudios conexiones tipo cono morse, hexágono externo y conexiones internas, es que concordamos con Mychalakis³¹ en cuanto a que los aflojamientos de tornillos de fijación no serían exclusivamente atribuibles a un sistema de conexión, sino más bien estos serían responsabilidad de los momentos de sobrecarga. Un claro ejemplo de ello es lo ocurrido con el aflojamiento observado en los tornillos de los sistemas Neodent (Tipo cono Morse) y Alphabio (Hexágono Interno) luego de haber sido sometidos a carga.

Es importante observar que sea cual fuere el sistema de conexión, tienen como principal objetivo mantener la intimidad de las partes, y en igual medida redistribuir adecuadamente el stress de la carga sobre las paredes del implante y sus partes. En este sentido, una estructura rígida no presenta aflojamiento de sus partes pero transmite las fuerzas de carga nocivas directamente a la cortical ósea maxilar o mandibular, con la consecuente reabsorción de la misma y la pérdida de soporte del sistema implantar. Es así que a veces estos sistemas de conexión, actúan como un fusible de sobrecarga, y evitan el stress en la cresta ósea.

En los estudios presentados por Almeida³² en 2013, se evaluó el grado de fiabilidad y de fracaso de los diseños de conexión implante-pilar para 63 implantes, divididos en 3 grupos, hexágono interno, hexágono externo y cono morse; se les colocaron pilares de titanio, se cementaron coronas metálicas de incisivo central, y se les realizó el test SSALT (step-stress accelerated life testing). En este test se somete las muestras a tensiones incrementales superiores a las que normalmente estarían expuestas, durante intervalos de tiempo determinados. Los resultados determinaron que la fatiga es un factor que acelera el fracaso en los tres grupos, con lo cual coincidimos ampliamente. También se demostró que hay una diferencia significativa en los resultados de fiabilidad entre los tipos de conexiones obteniendo el CM un 99%, el HI un 96% y el hexágono externo un 31%. Nuestros resultados no abonan ésta conclusión, en el sentido que el cono morse es el sistema de conexión más fiable ya

que en nuestro ensayo la marca ensayada (Titamax CM) presentó aflojamiento del tornillo de fijación.

Dentro de los casos de fracaso se presentaron variables en todos los grupos, para la conexión con hexágono externo se presentó fractura del tornillo, para la conexión de hexágono interno resultó en fractura del tornillo y fractura del implante, mientras que en el grupo de cono morse se visualizó flexión del tornillo o del pilar y fractura del tornillo o del pilar, estos resultados se asemejan a los obtenidos por Machado³³ y Feitosa³¹⁻³⁵ 2013 en otros ensayos SSALT.

En tanto Coelho Gaito³⁶ en 2013 concluye luego de sus estudios que en restauraciones unitarias la conexión cono morse sería indicada, en tanto que las conexiones de hexágono externo trabajarían bien en grupos de implantes unidos.

Pellizer³⁶⁻³⁷ en sus estudios foto elásticos evaluó la distribución del estrés en diferentes sistemas de conexión de implantes, los resultados demostraron que para las cargas axiales la mayor concentración de tensiones se encontraba en la zona cervical y en el tercio apical del implante, a lo cual según nuestra experiencia agregaríamos la porción medial del implante donde está el alojamiento del sistema de conexión. Concluyendo que los implantes con conexión de cono morse presentan una distribución de las tensiones favorable, a lo cual deberíamos agregar según nuestros resultados, que esta afirmación dependerá de la sobrecarga oclusal a la que sea sometido, y al diseño oclusal de la corona. Este autor encuentra lo opuesto para las conexiones de hexágono externo; las tensiones oblicuas generaron unos altos niveles de tensiones en todos los modelos analizados, situación con la cual coincidimos.³⁸

Es muy valioso el aporte que realiza Aníbal Alonso¹⁰ en su obra maestra “oclusión y rehabilitación oral” donde nos deja conceptos revolucionarios como la posibilidad de disminuir el espesor buco-lingual en las restauraciones unitarias. El gran beneficio de esta técnica es que disminuye las fuerzas oblicuas y se centralizan las cargas sobre la pieza restaurada, haciendo de este modo una rehabilitación más estable.³⁷⁻³⁹

Sannino⁴⁵⁻⁴¹ en el 2013, dentro de las limitaciones de los análisis informados, suministra resultados congruentes, tras la evaluación del comportamiento mecánico de un sistema de implante cónico con conexión de auto-bloqueo. Se encontró una alta resistencia a una carga fuera del eje, superior a la normalmente ofrecida por los sistemas de implantes atornillados, lo que indica una buena estabilidad de la conexión implante-pilar.

Según Moreira⁴², las regiones con los valores de stress de von Mises más altos, fueron los dos pasos de rosca iniciales de los pilares protésicos en los implantes

Titamax Ti que se probaron. Al ser una sola pieza, el pilar habría presentado un comportamiento más homogéneo en la distribución de la tensión, en comparación con el de dos piezas.

En los estudios presentados por Alkan⁴² en 2004, comparando tres implantes distintos, la máxima concentración de stress en términos de tensiones de Von mises se hacía evidente ante la aplicación de fuerzas oblicuas de más de 70 Ncm, y éstas concentraciones descenderían mientras la fuerza se axializaba. Estos resultados coinciden con los valores hallados en MEF para nuestros sistemas de conexión ensayados, criterio también coincidente con el de De Morales⁴³ en 2013.

Estamos de acuerdo con Choi⁵⁷ y col., cuando demuestra en su estudio que los niveles de concentración de stress en el hueso cortical peri-implantar o circundante guarda una relación directa con el diseño exterior del implante, su sistema de conexión y la dirección de la carga, pero diferimos en que el cono morse sea quien tenga menores valores de concentración de stress peri-implantar.

Nuestros estudios nos permiten coincidir con Michalakis³¹ y Calvani, cuando demuestran que los diferentes sistemas de conexión interna habrían sido diseñados para distribuir mejor las tensiones de carga cuando fuerzas laterales aplicadas sobre la prótesis intentarían aflojar los tornillos de fijación. Si bien es verdad que algunos diseños podrían pasivizar las cargas, todavía ningún sistema es 100% confiable en momentos de sobrecarga y ningún diseño de conexión podría hoy prevenir el aflojamiento del tornillo por sobrecarga.

Compartimos también el criterio de Saidin⁴⁶ y col. quienes afirman que los sistemas de conexión hexagonales concentran buena cantidad de stress por su diseño poligonal regular, seguidos por los conos morse y luego por los sistemas de conexión interna. En los pilares poligonales el stress tendería a concentrarse en los vértices de los mismos, pudiendo acumular tensiones en los vértices, lo cual puede inducir micro fracturas con el consecuente micro-gap o la falta de adaptación.

De nuestros estudios y la correlación de los mismos con otros autores, surge la necesidad de axializar las fuerzas sobre los implantes, ya que se ha comprobado en todos los casos, que independientemente al sistema de conexión que se elija, si las fuerzas oclusales son axiales, éstas son soportadas sin mayor inconveniente. Por este motivo es por demás importante fijar el implante correctamente en situación axial con relación al plano oclusal. Esto y la elección de plataformas adecuadas a la pieza a reponer, acompañada de la disminución del diámetro buco-lingual^{10,3} de las coronas a reemplazar, se evitarían en gran medida las tensiones oblicuas sobre el sistema de conexión, el implante y el soporte óseo crestal.

XII.1 APLICACIÓN CLÍNICA

La correcta instalación de una rehabilitación implanto soportada unitaria, puede parecer simple; sin embargo, mi experiencia me dicta todo lo contrario, siendo que a veces las piezas a reposicionar están en el sector anterior, donde la expectativa estética del paciente es alta y a veces las cantidades del tejido óseo de soporte son escasas. Otras veces debemos reponer otras piezas en zonas no estéticas pero involucradas en funciones de carga como serán las zonas de premolares molares y también en zonas de trabajo constante como las guías caninas.

Es por ello que deberemos comenzar con la planificación protésica antes que nada; es decir: pieza a reponer y dimensiones de la misma. Continuaremos estudiando el terreno, analizando la anatomía ósea y la arquitectura gingival, es decir si existe una o dos papilas, el grosor de las mismas, si hay encía insertada, el grosor de la mucosa allí presente; de ésta manera nos vamos acercando a la sección de implante que haremos. Es tiempo de ver el remanente óseo con métodos auxiliares de diagnóstico como, radiografías panorámicas, TAC, Cone Beam, radiovisiografía; con estos elementos ya podemos elegir la medida y la anatomía del sistema de implantes a colocar. Lograr una correcta oclusión es esencial para la función oral adecuada y la prevención de consecuencias adversas, tales como la sobrecarga ya que los implantes dentales se cree que son más propensos a la sobrecarga oclusal que los dientes naturales debido a la pérdida del ligamento periodontal, que proporciona la absorción del choque masticatorio y los mecano receptores periodontales, que proporcionan la sensibilidad táctil y la retroalimentación de movimiento propioceptivo. Es muy importante comprender que la función inadecuada (sobrecargas) y el compromiso estético son hoy los mayores motivos de fracaso en la Implantología oral.

A mi criterio la selección del sistema de conexión al implante depende sobremanera, de cuál ? pieza dental debemos reponer, teniendo en cuenta también criterios de instalación, como si será infra cortical, a nivel de la cortical, o supra cortical; es aquí donde tomará relevancia el aspecto de la arquitectura gingival que hayamos estudiado previamente. Esencialmente en el sector anterior con compromiso estético estaría indicado el uso de alguna conexión interna, con los pilares que sean meritorios para el caso; una buena conexión con excelentes resultados ha sido la tri-channel, y las de hexágono interno. En el sector medio y posterior pueden funcionar perfectamente conexiones internas, tipo cono morse, o con hexágono externo.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Sobre la base de la amplia bibliografía consultada, mi experiencia clínica y los resultados del presente trabajo, yo propongo al momento de la selección del sistema de implante, el siguiente decálogo con requisitos mínimos indispensables a cumplir por el sistema de conexión y su respectivo implante:

- Que la conexión permita soportar cargas tangenciales de $\leq 30^\circ$ o más.
- Que presenten buen ajuste y encastre entre sus componentes.
- Que posean un correcto maquinado de sus partes.
- Que tengan un adecuado diseño, para evitar adaptaciones.
- Que ofrezca practicidad en su calce y maniobras protésicas.
- Que cuente con bibliografía respaldatoria. Tasa de Éxito.
- Certificados de garantía y calidad del material.
- Que exista facilidad o simpleza a la hora de solucionar aflojamientos de tornillos o fracturas.
- Que hayan sido ensayados mecánicamente en sobrecargas.
- Que cuenten con un representante y responsable local.
- Que su costo se amolde a la realidad socioeconómica de los pacientes que usted rehabilita.
- Que permitan distribuir adecuadamente el stress de sobrecarga.

Aparte de estos consejos, será importante a la hora de rehabilitar, tratar de no excederse con los espesores de las coronas en sentido vestíbulo-lingual, de ésta manera vamos a disminuir las cargas nocivas sobre el implante y su respectivo sistema de conexión, garantizando una mayor sobrevida en una rehabilitación implanto asistida unitaria.



XIII. CONCLUSIONES.

XIII.1 De los Ensayos.

La realización de éste estudio nos ha demostrado el comportamiento mecánico de 5 diferentes sistemas de conexión a implantes y el contraste con los resultados de los ensayos de simulación con elementos finitos MEF, nos permiten arribar a las siguientes conclusiones:

1°-Dentro de las condiciones y limitaciones de este estudio, los sistemas de conexión que presentaron un desempeño adecuado, fueron aquellos que exhibieron mejor maquinado y contacto entre sus partes. (BioHorizons Tapered Internal y Rosterdent Conical Gold)

2°-De acuerdo al estudio de MEF los puntos débiles de cada sistema fueron:

En *Biolok*: El tornillo de fijación y las paredes de hexágono externo. En *BioHorizons*: el cuello pasante no roscado del tornillo de fijación. En *Rosterdent*: el cuello pasante no roscado del tornillo de fijación y las paredes externas del sistema tri-channel. En *Neodent*: el tercio superior del cuerpo del implante en sus paredes internas, y para el *Alphabio*: El tercio medio y superior del tornillo de fijación y las paredes del hexágono interno.

3°-El sistema que distribuyó más uniformemente las tensiones fue el diseño de conexión interna de BioHorizons, seguido por el sistema Rosterdent.

4°-Los sitios estructurales de mayor concentración de tensiones según el MEF fueron: el tornillo de fijación, las plataformas de asiento entre implante y pilar, las paredes roscadas del implante, el tercio superior del cuerpo del implante y el sistema de conexión en el pilar, dentro de los ángulos y vértices de los mismos.

5°-Se determinó que el ángulo de aplicación de las fuerzas respecto a la dirección axial, influye directamente sobre el tornillo de fijación y sus partes, siendo causal de aflojamiento y hasta deformación plástica de las partes.

6°-Se observó que en algunos sistemas luego de los ensayos se necesitó menos fuerza para destorquear los mismos.

7°-Se confirmó que el elemento fusible es el tornillo de fijación, siendo el aflojamiento del mismo motivo de movilidad entre las partes del sistema de conexión.

8°-De acuerdo a las observaciones y resultados de los ensayos mecánicos se comprobó que el correcto maquinado y asiento entre las partes contribuye a distribuir

el stress de la sobrecarga de una manera más uniforme, transformando puntos de máxima concentración de fuerzas en áreas de soporte de fuerzas.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

Tesis Doctoral
Od. MIGUEL FARAH – UNC

XIV. BIBLIOGRAFIA

- 1_ **Anjard R.** : Mayan Dental Wonders. Oral Implantology: 9: 423, 1981.
- 2_ **Carl E. Misch.** Prótesis Dental sobre Implantes.1ª Ed. Pág. 626.Madrid: Elsevier año 2006.
- 3_ **Carl E. Misch.** Implantología Contemporánea.1ª Ed. Pág 1102.Barcelona: Elsevier Año 2009.
- 4_ **Cherchève Raphael.** Implantes Odontológicos. 1ª Ed. Bs. As: Panamericana.1985. (Clasifica los implantes).
- 5_ **Cordioli G., Brugnolo E., Lazzara R.J., Mazzocco C., Venturelli A.,** Oseointegración en la Práctica Clínica. 1ª Ed. Italia: Biomax Srl.1994
- 6_ **Dinato, José Císero, Waldemar Daudt P.** Implantes Oseintegrados: Cirugía y prótesis. 1ª ed. Sao Paulo: Artes Médicas, 2003.
- 7_ **Maggiolo:** Manual d l´art dentare (Manual of dent art) Nancy, France 1809, Cle Seure .
- 8_ **Ranalli O.** La Implantología del Nuevo Milenio.1ª Ed. Buenos Aires: El Fenix 2002.(8 Historia, tipos de implantes, laminas,)
- 9_ **Winkelman R, Orth Kenneth.** Implantes Dentales, técnicas básicas y avanzadas de laboratorio 1: 201 pag 1994.(historia branek,oseoiintegracion, perdida de retención de la dentadura, componentes protésicos,)
- 10_ **Alonso Aníbal A.** Oclusión y Diagnóstico en Rehabilitación Oral.1ª Ed. Bs As: Panamericana.1999.
- 11_ **Branemark R.** Osseointegrated Implants in the treatment of the edentulous jaw: experience fromm a 10 year period Scandinavian. Journal of. Plastic Reconstructive Surgery Suppl 16: 1-132, 1977.
- 12_ **Fernandez Bodereau E, Fernandez Bodereu, E.Jr:** Introducción a la prótesis y a la implantología. En: "Prótesis Fija e Implantoloogía" Eds. Avances Medicos-Dentales S.L.Madrid, España,1996,pp.17-34
- 13_ **Hobo Sumiya, Ichida Eiji, Garcia Lily T.** Oseointegración y Rehabilitación Oclusal.Tokyo Japón. Quintessence Publishing Co. Ltd. 1997.
- 14_ **Lindhe J.** Periodontología Clínica e Implantología Odontológica. 3ª Ed. Madrid: Medica Panamericana.2000. 974: 859-913.
- 15_ **Misch O E, Misch OM** : Generic terminology for endosseous implant prosthodontics, J. Prostthet Den: 809- 812.
- 16_ **Zarb, G.A.** Introduccion to oseointegration in clinical dentistry.J Prothet Dent, 49:424. 1983.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

- 17_ **Bränemark P.I.**The Bränemark Implant Sistem.Clinical and laboratory procedures. 1ª Ed. Barcelona: Espaxs.1991.
- 18_ **Albrektsson,T Zarb,G., Worthington,P y Eriksson, R.A** (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Internacional Journal of Oral and Maxilofacial Implants.* 1, 11-25.
- 19_ **Bränemark P.I, Zarb GA, Abreaktsson** Tieds. *Tissue- Integrated Prothenses: Oseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago, Ill: Quintesence Publishing Company, 1985 1: 11 - 76.
- 20_ **Martin W.C., Woody RD, Miller BH, Miller AW.** Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 24 -32.
- 21_ **Todescan F.F.,Bechelli A. , Romanelli H** .En: *Implantología Contemporánea.* Sao Paulo: Artes Médicas, 2005. (diseño bioingeniería aplicada a la odont, oclusión, biomateriales)
- 22_ **Block, Michael S.** Atlas en color de cirugía implantologica dental.1º Edicion. Pag 208. 3-173 Año 2002.
- 23_ **Ranalli O.** Como Evitar la caída de Implantes. A.I.A. vol VI nº 1Pag 18-20. 2000.
- 24_ **Zienkiewicz O C.** El Método de los Elementos Finitos.3ª Ed. Barcelona: Revertè.2007.
- 25_ **Bert Mark, Missika Patrick.**Implantes Oseointegrados. 2ª Ed. Barcelona.: Masson S.A 1994.(distintos tipos de implantes y sus conectores).
- 26_ **Fernandez Bodereau E. De leonardi G.** Ausencia de un único elemento natural en el sector anterior, con reborde óseo suficiente .
- 27_ **Rangert B., Kroght P.H., Langer B, Van Roeckel N.,** Bending overload and implant fracture, a restrospective clinical analysis..*Int Journal of oral Maxilofacial.Implants.* 1995, 10: 326-34
- 28_ **Mariano Lopez García** (Tesis de Doctorado).Estudio experimental en el cerdo del uso de implantes dentales en en situaciones de carga inmediata. USC. Pág 34-36.
- 29_ **Moreira W, Hermann C, Pereira JT, Balbinoti JA, Tioffi R.** A three-dimensional finite element study on the stress distribution pattern of two prosthetic abutments for external hexagon implants. *Eur J Dent.* 2013 Oct;7(4):484-91.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

- 30_ **Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Del Bel Cury AA, Pessanha Henriques GE.** Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: A nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014 May 12. pii: S0022-3913(14)00192-9.
- 31_ **Michalakis KX, Calvani PL, Muftu S, Pissiotis A, Hirayama H.** The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. *J Oral Implantol.* 2014 Apr;40(2):146-52.
- 32_ **Almeida EO, Freitas AC Jr, Bonfante EA, Marotta L, Silva NR, Coelho PG.** Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 Jan-Feb;28(1):103-8
- 33_ **Machado LS, Bonfante EA, Anchieta RB, Yamaguchi S, Coelho PG.** Implant-abutment connection designs for anterior crowns: reliability and failure modes. *Implant Dent.* 2013 Oct;22(5):540-5.
- 34_ **Asvanund P, Morgano SM.** Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent.* 2011 Oct;106(4):266-71.
- 35_ **Feitosa PC, de Lima AP, Silva-Concílio LR, Brandt WC, Neves AC.** Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. *Eur J Dent.* 2013 Jul;7(3):267-71.
- 36_ **Coelho Goiato M, Pesqueira AA, Falcón-Antenucci RM, Dos Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC, Moreno A.** Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontol Scand.* 2013 Mar;71(2):283-8.
- 37_ **Balkaya MC.** Investigation of Influence of Different Implant Size and Placement on Stress Distribution With 3-Dimensional Finite Element Analysis. *Implant Dent.* 2014 Oct 6.
- 38_ **Tanasić I, Tihacek-Sojić L, Milić-Lemić A.** Finite element analysis of compressive stress and strain of different implant forms during vertical loading. *Int J Comput Dent.* 2014;17(2):125-33.
- 39_ **Koyano K, Esaki D.** Occlusion on oral implants: current clinical guidelines. *J Oral Rehabil.* 2014 Oct 6. doi: 10.1111/joor.12239.
- 40_ **"Método de los elementos finitos."** Wikipedia, La enciclopedia libre. 4 jul 2014, 17:17 UTC. 11



<http://es.wikipedia.org/w/index.php?title=M%C3%A9todo_de_los_elementos_finitos&oldid=75405057>.

- 41_ **Baggi L, Di Girolamo M, Vairo G, Sannino G.** Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: influence of diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance. *Comput Math Methods Med.* 2013;2013:250929.
- 42_ **Alkan I, Sertgöz A, Ekici B.** Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent.* 2014 Apr;91(4):319-25.
- 43_ **Murakami N, Wakabayashi N.** Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. *J Prosthodont Res.* 2014 Apr;58(2):92-101.
- 44_ **de Moraes SL, Verri FR, Santiago JF Jr, Almeida DA, de Mello CC, Pellizzer EP.** A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Braz Dent J.* 2013 Nov-Dec;24(6):635-41
- 45_ **Sannino G, Barlattani A.** Mechanical evaluation of an implant-abutment self-locking taper connection: finite element analysis and experimental tests. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 Jan-Feb;28(1):e17-26.
- 46_ **Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH.** Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. *J Dent.* 2012 Jun;40(6):467-74.
- 47_ **Piazza Eduardo P.** Estudio comparativo de diseño y estabilidad de las plataformas para implantes (Tesis Doctoral). Córdoba. Universidad Nacional de Córdoba. 2006.
- 48_ **Tolman D.E, Laney W.R.** Tissue-integrated prosthetics complication. *Int Journal Maxillofacial Implants* 1992, 7: 77-84.
- 49_ **Titanio.** Colaboradores de Wikipedia. Titanio [en línea]. Wikipedia, La enciclopedia libre, 2014 [fecha de consulta: 11 de octubre del 2014]. Disponible en <http://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Titanio&oldid=77293702>
- 50_ **Freitas-Júnior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, Assunção WG, Silva NR, Coelho PG.** Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater.* 2012 Oct;28(10):e218-28.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

- 51_ **Freitas-Júnior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, Assunção WG, Silva NR, Coelho PG.** Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater.* 2012 Oct;28(10):e218-28.
- 52_ **Coppedê AR, Faria AC, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Shibli JA, Ribeiro RF.** Mechanical comparison of experimental conical-head abutment screws with conventional flat-head abutment screws for external-hex and internal tri-channel implant connections: an in vitro evaluation of loosening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 Nov-Dec;28(6):e321-9.
- 53_ **Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM.** Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol.* 2014 Apr;40(2):117-22.
- 54_ **Covani U, Ricci M, Tonelli P, Barone A.** An evaluation of new designs in implant-abutment connections: a finite element method assessment. *Implant Dent.* 2013 Jun;22(3):263-7.
- 55_ **Cardelli PL, Vertucci V, Balestra F, Montani M, Arcuri C.** Mechanical evaluation and fem analysis of stress in fixed partial dentures zirconium-ceramic. *Oral Implantol (Rome).* 2014 Apr 4;6(3):55-62. eCollection 2013.
- 56_ **Moreira W, Hermann C, Pereira JT, Balbinoti JA, Tioffi R.** A three-dimensional finite element study on the stress distribution pattern of two prosthetic abutments for external hexagon implants. *Eur J Dent.* 2013 Oct;7(4):484-91.
- 57_ **Choi KS, Park SH, Lee JH, Jeon YC, Yun MJ, Jeong CM.** Stress distribution on scalloped implants with different microthread and connection configurations using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 May-Jun;27(3):e29-38
- 58_ **Kasai K, Takayama Y, Yokoyama A.** Distribution of occlusal forces during occlusal adjustment of dental implant prostheses: a nonlinear finite element analysis considering the capacity for displacement of opposing teeth and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Mar-Apr;27(2):329-35.
- 59_ **Joly Julio Cesar, Paulo F. Mesquite Carvalho, Robert Carvalho da silva.** Reconstrucción estética de tejidos. 1º Edición. Bs As. Editorial Medica Sudamericana. 2011.



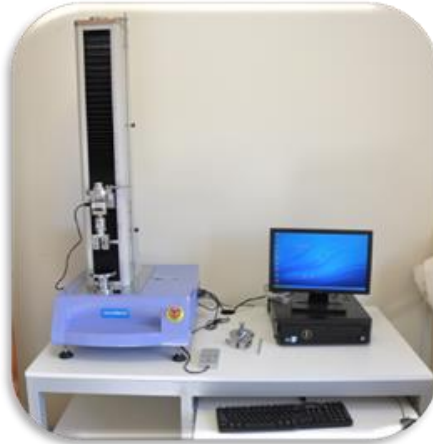
XV. ANEXOS

XV.1 Maquinas Utilizadas

CNC 8540/8541 sistema CNC molino con 3 motores paso a paso y el ordenador con los controladores de 4 ejes y software Linux / EMC, el **4400/4410 CNC Torno** con 2 motores paso a paso y todos los accesorios que se incluyen: la mesa giratoria manual actualizado a la mesa giratoria N 8730 CNC P con motor paso a paso para el uso como un 4^o eje; Incluye depósito de aceite silla molino para X y del eje Y .



- **MUE** Máquina de ensayo universal Digimess MX 500 (500Kg).



- **Pulidora** Prazis MP-2 Grinder Polisher.



- **Cortadora metalográfica** IsoMet Low speed (Buehler-USA), con disco diamantado 15LC-114254 (102 mm x 0.3 mm).



- **Sistema de Dipping**, (encerado eléctrico) Renfert Vario E Waxelectric.



-**Mezclador Vario** Renfert, al vacío Twister Evolucion.



Revestimiento

-**Horno eléctrico**. Magma 230.

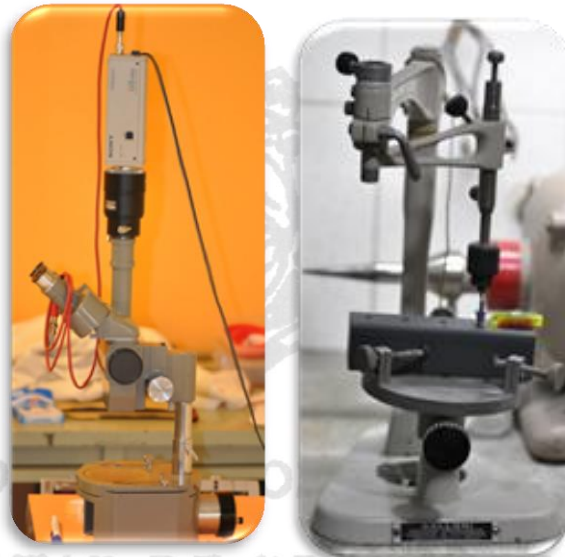


-**Coladora por Inducción**: Ordenta.



XV.2 Instrumentos.

- **Sistema óptico con cámara:** Sony SSC-C370P acoplada a Lupa estereoscópica Olympus (Japón).



-**Paralelómetro:** Galloni.

XV.3 Programas.

-**Software para morfometría:** Image Pro-Plus v.4.52.

-**Solid Works versión 2012.** Empresa Dessaul Systems.

XV.4 Sistemas.

Equipo hardware, Procesador Intel Core TM i7, 10 Gb memoria Ram.

XVI. Certificaciones



Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Odontología

Cordoba 22 de Noviembre de 2014.

Facultad de Odontología de Córdoba.

Area de Biología Odontológica.

Presente:

Referencia : Trabajo del tesista, Od. Miguel Alfredo Farah “Estudio comparativo de la distribución de vectores de fuerza entre diferentes sistemas de conexión a implantes dentales.”

Por la presente dejamos constancia que el Odontólogo Miguel Alfredo Farah realizó la **preparación y acondicionamiento de las muestras** del ensayo en el Laboratorio del Area de Biología Odontológica (A.B.O) de la F.O.C. de la U.N.C , realizando allí los **ensayos compresivos** en la **MUE** máquina de ensayo universal Digimess MX 500 .

Los datos aquí obtenidos, fueron analizados estadísticamente.

Sin otro particular , para ser presentado ante quien corresponda.

Prof. Dr. Ricardo Cabral

Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Odontología
Cat. Materiales Dentales

Ing. Luis Croharé.

Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Odontología
Area de Biología Odontológica.



Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Odontología

Cordoba 22 de Noviembre de 2014.

Facultad de Odontología de Córdoba.

Area de Biología Odontológica.

Presente:

Referencia : Trabajo del tesista, Od. Miguel Alfredo Farah “Estudio comparativo de la distribución de vectores de fuerza entre diferentes sistemas de conexión a implantes dentales.”

Por la presente dejo constancia que en el Laboratorio de Microscopía del Area de Biología Odontológica (A.B.O) de la F.O.C. de la U.N.C se han desarrollado tareas **de adquisición y procesamiento de imágenes digitales** a través del sistema óptico con cámara Sony SSC-C370P acoplada a lupa estereoscópica Olympus (Japón).

Las imágenes fueron sometidas a mensura con el software de morfología Image pro Plus, version 4.52, y los datos obtenidos fueron sometidos al análisis estadístico

Sin otro particular , para ser presentado ante quien corresponda.

Ing. Luis Croharé.

Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Odontología
Area de Biología Odontológica.



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.



Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Odontología

Cordoba 22 de Noviembre de 2014.

Facultad de Odontología de Córdoba.

Area de Biología Odontológica.

Presente:

Referencia : Estadística del tesista, Od. Miguel Alfredo Farah “Estudio comparativo de la distribución de vectores de fuerza entre diferentes sistemas de conexión a implantes dentales.”

Por la presente certifico haber realizado el **análisis estadístico** de los datos obtenidos a partir de las mediciones proporcionadas por los ensayos realizados en el Area de Biología Oral de la Facultad de Odontología de la UNC, correspondientes a la Tesis Doctoral del Od. Miguel Alfredo Farah.

Sin otro particular , para ser presentado ante quien corresponda.

Ing. Luis Croharé.

Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Odontología
Area de Biología Odontológica.

BA



Cordoba 27 de Junio de 2011.

Sres. Facultad de Odontología de Córdoba.

Escuela de Post Grado.

Presente:

Referencia : Trabajo del tesista, Od. Miguel Alfredo Farah “Estudio comparativo de la distribución de vectores de fuerza entre diferentes sistemas de conexión a implantes dentales”

Nos dirigimos a Ustedes con la finalidad de manifestar que nuestra empresa apoya la investigación sobre Implantes , siguiendo un protocolo de fábrica. A través de nuestro representante local Dental SD, le acercaremos la información necesaria.

La empresa Neodent fabrica y distribuye el implante Titamax CM (Brasil), junto con los elementos protésicos complementarios.

Sin otro particular , saludamos a Uds. Cordialmente.

Santiago Dondena.
Socio Gerente.
Dental SD



Cordoba 28 de Noviembre de 2010.

Sres. Facultad de Odontología de Córdoba.

Escuela de Post Grado.


Presente:

Referencia : Trabajo del tesista, Od. Miguel Alfredo Farah “Estudio comparativo de la distribución de vectores de fuerza entre diferentes sistemas de conexión a implantes dentales”

Nos dirigimos a Ustedes con la finalidad de manifestar que nuestra empresa ha decidido apoyar la investigación sobre el trabajo de Tesis doctoral propuesto. Por ello pondremos a disposición del profesional Materiales e información requerida para dicho estudio.

En ésta ocasión dejamos constancia que nuestra firma fabrica y representa en forma exclusiva los implantes y componentes protésicos HEX y Conical Gold, que serán utilizados en éste estudio.

Sin otro particular , saludamos a Uds. Cordialmente.


Roberto Crosta.
Socio Gerente
Rosterdent



Cordoba 30 de Mayo de 2011.

Sres. Facultad de Odontología de Córdoba.

Escuela de Post Grado.

Presente:

Referencia : Trabajo del tesista, Od. Miguel Alfredo Farah "Estudio comparativo de la distribución de vectores de fuerza entre diferentes sistemas de conexión a implantes dentales"

Nos dirigimos a Ustedes con la finalidad de manifestar que nuestra empresa ha decidido apoyar la investigación sobre el trabajo de Tesis doctoral propuesto. Por ello pondremos a disposición del profesional Materiales e información requerida para dicho estudio.

En ésta ocasión dejamos constancia que nuestra firma representa en forma exclusiva en nuestro país a Biohorizons IPH Inc. (USA) y Biolok Internacional Inc. (USA), fabricantes de los componentes que serán utilizados en éste trabajo.

Sin otro particular , saludamos a Uds. Cordialmente.


Sr. Fernando Chiesa.
Representante de Ventas Cba.
Bio Dental



Cordoba 22 de Julio de 2011.

Sres. Facultad de Odontología de Córdoba.

Escuela de Post Grado.

Presente:

Referencia : Trabajo del tesista, Od. Miguel Alfredo Farah “Estudio comparativo de la distribución de vectores de fuerza entre diferentes sistemas de conexión a implantes dentales”

Nos dirigimos a Ustedes con la finalidad de manifestar que nuestra empresa dispondrá un material para la presente investigación sobre Implantes.

La empresa AlphaBio Tec Simplantology fabrica y distribuye el implante AlphaBio SPI, junto con los elementos protésicos complementarios.

Sin otro particular , saludamos a Uds. Cordialmente.

Carolina Romero.
Representante de Ventas Cba..
AlphaBio



Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.

The logo features the name 'Bianchi' in a bold, black, sans-serif font. To the left of the 'B' is a stylized orange and yellow graphic element. The background of the logo is a grey bar with a subtle hexagonal pattern.

Córdoba 15 de Noviembre de 2014

Universidad Nacional de Córdoba

Facultad de Odontología de Córdoba

Escuela de Graduados

Presente:

Referencia: Estudio del tesista, Od. Miguel Alfredo Farah "Estudio comparativo de distribución de vectores de fuerza entre diferentes sistemas de conexión a implantes dentales".


Por la presente certifico haber realizado junto al Od. Miguel Alfredo Farah el **modelado 3d de todas las piezas ensayadas y el análisis de elementos finitos** de los diferentes sistemas de conexión a implantes dentales, utilizando el módulo CAD del software Solidworks versión 2012.

Sin otro particula, para ser presentado ante quien corresponda.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Julio Bianchi', is centered above the printed name.

D.I. Julio Bianchi

Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Arquitectura, Urbanismo y Diseño.

**SEMAT**

D. Magdalena 4051
1678 - Caseros - Buenos Aires
Tel.: 4716-0667 / 1211 / 5920 * 5197-0082 / 0358
e-mail: info@semat.com.ar
web: www.semat.com.ar

Servicio de Ensayo de Materiales

INFORME DE ENSAYO
N°: 140579

Fecha: 21 de Junio de 2012 O.T. N°: 65507

Sres.:
LABORATORIOS ROMI SA
Berutti 2522 1 A - CABA

TIPO DE ENSAYO: Quimico-Fisico-Metalografico
CANTIDAD: 2 muestras
MATERIAL: Lote HC 15064
O. de Compra: 175

Solicitado por: Carlos Castro
E-mail: dtecnica@laboratoriosromi.com


ENSAYO DE TRACCION S/NORMA: ASTM E8-04

Probeta Nro	1	
Diámetro inicial	(mm)	6.38
Sección inicial	(mm ²)	32.0
Carga de rotura	(N)	30580
Resistencia a la tracción	(MPa)	956
Tensión al limite prporc.	(MPa)	772
Alargamiento s/25 mm	(%)	20.2
Estricción	(%)	36.6

NOTA: El ensayo realizado cumple con ISO 5832-2 Ti Gr.4/99.

Continúa en Hoja Nro: 2

2012

**SEMAT**

D. Magdalena 4051
1678 - Caseros - Buenos Aires
Tel.: 4716-0667 / 1211 / 5920 * 5197-0082 / 0358
e-mail.: info@semat.com.ar
web: www.semat.com.ar

Servicio de Ensayo de Materiales

Informe Nro: 140579 Hoja Nro: 2

ANALISIS QUIMICO

ELEMENTO	UNIDAD	HALLADO	METODO
Carbono	(%) :	0.018	Combustión por Leco
Vanadio	(%) :	<0.1	E.A.A
Hierro	(%) :	0.12	E.A.A
Aluminio	(%) :	<0.1	E.A.A
Titanio	(%) :	Base	

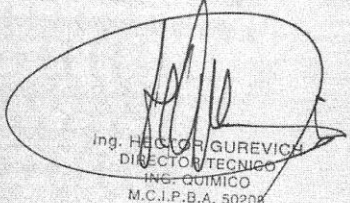
ANALISIS METALOGRAFICO

Dureza Vickers (15 kg) s/ASTM E 92/03: 306

Estructura : Constituida por granos alargados de fase α alineados segun dirección de trafilación. No se observan fases perjudiciales. (Fotomic. a 400X).

Tamaño de grano (S/ASTM E 112/96) : 0.06mm

Tratamiento térmico : No tiene. Trabajado en frío.


Ing. HECTOR GUREVICH
DIRECTOR TECNICO
ING. QUIMICO
M.C.I.P.B.A. 50208

Palabras claves: Implantes dentales, sistemas de conexión, elementos finitos.