



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“DETERMINACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES
EN DIFERENTES ARCOS DE ORTODONCIA”**

TESISTA:

OD. Martín Ariel Farah

DIRECTOR:

PROF. DRA. Ricardo Cabral

CÓRDOBA, 2016



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



1613 - 2013
400
AÑOS



UNC

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESCUELA DE POSGRADO



Trabajo de Tesis para optar al Título de Doctor en Odontología

“DETERMINACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES EN DIFERENTES ARCOS DE ORTODONCIA”



Odontólogo **MARTIN ARIEL FARAH**
Director: **Prof. Dr. Ricardo Cabral**

REPÚBLICA ARGENTINA
Año 2016



HONORABLE COMISION DE TESIS

TRIBUNAL

-Profesora Doctora Teresa Varela de Villalba (Odontóloga-Ortodoncista) Córdoba

-Profesora Doctora Patricia Paglini (Médico Cirujano) Córdoba

-Profesor Doctor Luis María Fabietti (Físico) Córdoba

JURADO (evaluador externo)

-Profesora Doctora Andrea Kaplan (Odontóloga) Bs As



A mis Abuelos que dejaron impreso su empeño constructivo en mi...



AGRADECIMIENTOS

- a mi querida familia por formarme con valores como persona y profesionalmente
- al Profesor Ingeniero Carlos Oldani por su cooperación intelectual y generosidad de recibirme en su Laboratorio de Ensayos de Materiales de la UNC
- al Sr Julio Helale de INTI Córdoba por cooperar en los Ensayos Mecánicos de manera desinteresada
- al personal del Departamento de Materiales de la Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales de la U. Nacional de Córdoba por su cooperación en los comienzos
- a la Cátedra de Materiales Dentales de la Universidad Nacional de Buenos Aires por el cálido afecto recibido cuando pasante
- a la Profesora Licenciada Mirta Sanrame de Torre por su inestimable ayuda, apoyo y guía en la realización de este trabajo
- a la Prof. Yvonne Chanet
- a la querida Facultad de Odontología de Córdoba
- a los Docentes-Investigadores compañeros de la Catedra de Materiales Dentales de la Facultad de Córdoba
 - a Alejandro Dominguez (INTI)
 - a los docentes que me formaron...



Ministerio de Industria
Presidencia de la Nación

«2013 Año del Bicentenario de la Asamblea General Constituyente de 1813»

INTI  CÓRDOBA

50º Aniversario del Centro Regional Córdoba

Córdoba, 16 de Septiembre de 2014

A pedido del Odontólogo Martín Ariel Farah se da constancia que realizó ensayos mecánicos en INTI-Córdoba referentes a: “Determinación de la Distribución de tensiones en diferentes arcos ortodóncicos”, según N° de Orden de Trabajo 61999.

Para presentar ante quien corresponda.


Ing. JORGE A. MELO
COORDINADOR DE UT
INTI - CÓRDOBA

www.inti.gob.ar
consultas@inti.gob.ar
0800 444 4004

Instituto Nacional de Tecnología Industrial

Centro Regional Córdoba

Avenida Vélez Sársfield 1561
X5000JCC Córdoba
Córdoba, Argentina
Teléfono (54 0351) 460 3974
Fax (54 0351) 468 1021
E-mail cba@inti.gob.ar

Foto 1. Certificado INTI Córdoba. Realización de Ensayos Mecánicos.



Od. MARTIN FARAH – UNC

INDICE

Comisión de tesis y Jurado	3
Dedicatoria.....	4
Agradecimientos.....	5
Certificaciones.....	6
Índice.....	7
Abreviaturas.....	8
Resumen.....	9
Abstract.....	10
Capítulo I	
I.I Introducción - Marco teórico	11
I.II Objetivos.....	27
Capítulo II	
II.I Materiales y métodos	28
II.II Ensayos Mecánicos.....	30
Capítulo III	
III.I Estadísticas y Resultados.....	31
III.II Resultados de Ensayos Mecánicos.....	32
III.III Resultados de Análisis por Elementos Finitos.....	53
Capítulo IV - Discusión.....	64
Capítulo V - Conclusiones.....	75
Referencias bibliográficas.....	76
Anexo 1: Resultados de Ensayos Mecánicos (INTI Córdoba).....	86
Anexo 2: Resultados de Análisis por Elementos Finitos (INTI Córdoba).....	95
Presentaciones a Congresos / Pasantías / Becas.....	98



ABREVIATURAS

FEA: Finite Elements Analysis

CAD: Diseño Asistido por Computador

NITI: aleación de níquel titanio

Kgf: unidad de Kilogramo fuerza

$1 \text{ kgf} = 1 \cdot g \text{ N} = 9,81 \text{ N}$

$\rightarrow 1 \text{ gf} = 9,81 \text{ mN}$

$1 \text{ Newton} = 1 \text{ Kilogramo} \cdot 1 \text{ metro/segundo}^2$

MPa: unidad de megapascal

N: unidad de Newton

g: gramo

gf: gramo fuerza

3M®: Marca Comercial

Forestadent®: Marca Comercial

GAC®: Marca Comercial

ORMCO®: Marca Comercial

RMO®: Marca Comercial



RESUMEN

OBJETIVO: Determinar la distribución de tensiones en arcos de Niti Superelástico (aleación estequiométrica de Níquel titanio) para Ortodoncia de sección redonda y diferentes diámetros en un ensayo de flexión y complementado con análisis por elementos finitos.

MAT. Y MET. Se evaluaron dos grupos de arcos de ortodoncia compuestos por Niti superelástico de dos diámetros diferentes (A: Ø 0.014”=0,355mm; B: Ø 0.016”=0,406mm) dentro de los cuales se constituirán subgrupos de acuerdo a las marcas comerciales (Grupo 1 diámetro 0.014”: G1.1: Forestadent, G1.2: RMO, G1.3: ORMCO, G1.4: GAC, G1.5: 3M; Grupo 2 diámetro 0.016”: G2.1: Forestadent, G2.2: RMO, G2.3: ORMCO, G2.4: GAC, G2.5: 3M). Se utilizó un soporte regulable y se le da una distancia interapoyos de 21mm (lo que correspondería a una sección de arco libre entre dos puntos); lo cual sirvió para realizar ensayos de *flexión simétrica simple* en carga y en descarga. Para las pruebas mecánicas se utilizó una máquina universal de ensayos INSTRON® modelo #4486, hasta generar un desplazamiento de 8 mm a una velocidad de carrera de 0.5mm/min. Se realizaron en baño líquido con agua destilada a temperatura de 37 grados centígrados, controlada con termómetro de mercurio marca LUFT® Germany y mantenida con un sistema de bombeo y recirculación que asegura la misma temperatura en todo el baño. En ambos grupos se evaluaron las relaciones entre la carga aplicada para lograr deflexión en cada arco y la distancia que éste recorre. Los resultados del estudio fueron sometidos a análisis estadísticos paramétricos.

RESULTADOS: Los resultados, estadísticamente significativos en ambos grupos, revelaron los más altos valores de carga para diámetro 0.014” en RMO (69,80gf) comparado con el 0.016” de la marca ORMCO (69,70gf), tanto en carga como en descarga. Los resultados en menor carga registrados fueron de GAC (52,5gf) en diámetro 0.014” y 0.016” fue ORMCO (69,70gf). Para la descarga el resultado menor en 0.014” fue GAC (29,2gf) y 0.016” fue ORMCO (38,8gf).

Además se realizó un análisis complementario en descarga a fase austenítica para medir la distancia que el arco recorría en esta fase, mostrando que los valores más bajos son para 3M(5,46mm) en el grupo 1 y RMO(6,20mm) en el grupo 2.

CONCLUSIONES:

Los arcos del mismo diámetro exhiben distintos valores al ser accionados durante el ensayo mecánico, tanto en trayectoria de carga como en descarga. Las distancias de desplazamiento funcional del arco en descarga hacia la fase austenítica son todas distintas y varían de acuerdo a la marca comercial. Hay diferencias en las curvas de tensión-deformación y carga-deflexión entre diferentes marcas comerciales y diferentes diámetros. Las tensiones que se encontraron en este estudio son acordes con los estándares ortodóncicos descritos en la bibliografía. La coincidencia entre el ensayo mecánico y los parámetros evidenciados por el análisis con elementos finitos, permiten considerar a éste último como método predictivo aproximado del comportamiento de estos arcos.

Palabras clave: ortodoncia, arcos de niti, elementos finitos, superelasticidad.



ABSTRACT

AIM: The aim of this study was to determine the strain distribution in superelastic NiTi (stoichiometric nickel-titanium alloy) orthodontic archwires of round section and different diameters in a deflection test and complemented with finite element analysis.

MATERIALS AND METHODS: Two groups of superelastic NiTi orthodontic archwires of two different diameters were evaluated (A: Ø 0.014 inches=0,355mm; B: Ø 0.016 inches =0,406mm) and subgroups within these groups were formed according to brand names (Group 1 0.014-inch diameter: G1.1: Forestadent, G1.2: RMO, G1.3: ORMCO, G1.4: GAC, G1.5: 3M; (Group 2 0.016-inch diameter: G2.1: Forestadent, G2.2: RMO, G2.3: ORMCO, G2.4: GAC, G2.5: 3M). An adjustable support with a gap of 21mm was used (which would correspond to a section of free space between two points consistent with the clinical aspect). This helped to make *single symmetrical deflection* tests downwards and upwards. For mechanical testing, a universal testing machine (INSTRON® - Model #4486) was used to generate a movement for a distance of 8mm at a crosshead speed of 0.5mm/min. The tests were made in a liquid bath with distilled water at 37 Celsius degrees (98, 60 degrees Fahrenheit), controlled with mercury thermometer (LUFT®, Germany) and maintained with a pump and recirculation system that ensured the same temperature throughout the bath. The relationship between the force applied for deformation in each archwire and the distance the archwire covered were evaluated in both groups. The results of the study were statistically analyzed with parametric tests.

RESULTS: The statistically significant results in both groups revealed that the 0.014 inch-diameter archwire from RMO (69,80gf) presented the highest load values compared with the 0.016-inch diameter archwire from ORMCO (69,70gf) in both loading and unloading phases. Results in lower load values were for GAC (52,5gf) in 0.014 inch-diameter archwire and for ORMCO (69,70gf) in 0.016-inch diameter archwire. In the unloading phase, result was for GAC (29,2gf) in 0.014 inch-diameter archwire and for ORMCO (38,8gf) in 0.016-inch diameter archwire. Also, a complementary analysis in the unloading phase to the austenitic phase was carried out in order to measure the distance covered by the archwire. And it showed that the lowest values were for 3M (5.46mm) in group 1 and for RMO (6.20 mm) in group 2. **CONCLUSIONS:** The archwires of the same diameter use different forces to work both in loading and unloading phases. The distance covered by the archwires in the unloading phase to the austenitic phase varies in length. The different brands present some variations in the stress-strain and load-deflection curves. These variations increase when the brands are mixed. The strain distribution values observed in this study are in line with the standards described in the bibliography. The Finite Element Method has proved to be a useful tool in the assessment of this research.

Key words: orthodontics, NiTi archwires, finite elements, superelasticity.



CAPITULO I: INTRODUCCION – Marco Teórico

Etimológicamente “ortodoncia” procede de un término introducido por Lefoulon, en 1841, derivado de los vocablos griegos *orto* (recto) y *odóntos* (diente), y que traduce su propósito en corregir las irregularidades de las posiciones dentarias. El objetivo primitivo de esta especialidad fue fundamentalmente estético y desde sus primeros tiempos se aplicó sobre dientes recién erupcionados por ser los que más fácilmente responden a las fuerzas ortodóncicas (son las que mediante aparatología ortodóncica influyen directamente en los dientes y modifican su posición), las que fueron muy bien establecidas por Ricketts en 1983. La preocupación principal eran las piezas anteriores por ser las más visibles, luego, el clínico comenzó a preocuparse por el arco dentario completo como describe Mayoral y Quirós Álvarez.

- El primer aparato fijo fue el de Fauchard (1728) y consistía en un complejo banda-arco.
- En 1815 Dalabarre utilizó las bandas con aditamentos.
- En 1887 Angle utilizó bandas con un arco externo fijado a tubos soldados en las bandas, es el llamado arco E de Angle.
- En 1917 Mershon elabora un arco lingual rígido soldado a las bandas en el que añade resortes más delgados para actuar sobre los dientes de forma unitaria, descrito por Mayoral y Quirós Álvarez.

Con todo esto Angle vio que las piezas dentarias sólo se desplazaban a base de inclinarse y desarrolló en 1912 un sistema pin-tubo para desplazar los dientes en masa en vez de inclinarlos, pero debido a su dificultad de uso elaboró otro sistema en el que usó por primera vez los brackets, por ello se considera el precursor de los aparatos multibandas.

En el año 1928-29 publicó el sistema del arco de canto sin extracciones, de forma que los principios mecánicos de su teoría todavía hoy en día constituyen la base de muchos tratamientos de ortodoncia.

En Roma, Celsio proponía ejercer presión digital sobre las piezas dentarias que salían desviadas para enderezar su posición y hacerlas entrar en correcto alineamiento.



Recomendaba la exodoncia del diente temporal causante del problema. Cayo Plinio proponía limar aquellos dientes que sobresalían para igualarlos todos y mejorar la estética.

Abulcasis preconizaba la reducción del diámetro mesiodistal para aumentar el espacio en la arcada (a este procedimiento se le conoce en la actualidad como stripping).

Desde mucho tiempo atrás aparecen alusiones a la importancia de la posición de los dientes en la estética de la boca, aunque el único objetivo se centra en alineamiento dentario a costa de los procedimientos más mecanicistas y cruentos. Inicialmente se intentaba cambiar la posición dentaria luxando la pieza y llevarla de forma forzada a su posición correcta, aunque pronto se comprendió la peligrosidad de la operación y la ventaja de desplazar el diente lentamente por procedimientos mecánicos. Así Fauchard en su libro del año 1800 *“Tratamiento de las irregularidades dentarias”*, recoge los primeros aparatos ortodóncicos que perseguían mejorar la estética de los dientes. En ese momento se inicia, en la era moderna, la ortodoncia clínica, cuyas bases y fundamentos científicos serían definidos por John Hunter en su obra *Tratado práctico de las enfermedades de los dientes*.

Fox preconizó el aumento del espacio de reposo. Si no era suficiente colocaba coronas para levantar la mordida. De esta manera surge una premisa en ortodoncia y es que para mover un diente hay que quitar el impedimento que neutraliza las fuerzas (quitar el obstáculo), realizaba levantes oclusales para corregir el sector anterior.

También se comienza en este periodo a hablar de los hábitos. Fuller y Lefoulon hablan de cómo controlarlos y tratarlos.

Lintott advierte que no se deben realizar extracciones prematuras de los dientes temporales. No dice que no se deban de realizar sino que estas deben ser a su debido tiempo.

Para 1900, Angle establece los primeros cursos especializados en Ortodoncia y funda en San Luis su primera escuela relacionada con esta especialidad. En 1901 funda la



Asociación Americana de Ortodontistas. Y para este tiempo, la ortodoncia no solo consistía en alinear los dientes con fines estéticos, sino también como pilares básicos del equilibrio entre la salud y el aparato masticatorio.

En 1908, Calvin S. Case, escribe “El Tratado Practico sobre las Técnicas y Principios de la Ortopedia Dental”. C.S. Case y E.H. Angle se erigen en las figuras cumbre de la ortodoncia norteamericana y mundial de la época. Ambos creyeron en la ortodoncia como una especialidad con un cuerpo de doctrina propia y una terapéutica compleja y que exigía un aprendizaje especializado. Angle era propicio a separarla de la odontología e incluirla en la medicina, mientras que Case era un decidido odontólogo, con fecundos trabajos y aportaciones al mundo de la odontología.

Angle introdujo el bracket edgewise (arco de canto) en un artículo titulado “Lo último y mejor en mecanismos de Ortodoncia” (Dental Cosmos, Diciembre 1928). Este bracket fue diseñado para reemplazar al mecanismo de arco cinta inventado diez años antes (1915). Para este tipo de aparatología Angle eligió el calibre .022x.028 milésimas de pulgada. Ya que éste era el menor calibre de metal precioso que se utilizaba en su época.

En este período se considera la anomalía en el alineamiento y la posición dentaria como una enfermedad que tiene una etiología, y necesita de un diagnóstico y tratamiento como el resto de las entidades patógenas de otras partes del organismo. A esa enfermedad Angle la denomina “maloclusión dentaria”. Describe la oclusión normal y clasifica las maloclusiones.

Angle establece un nuevo concepto de ortodoncia: “la ortodoncia es una ciencia médica que tiene por objeto el estudio y tratamiento de la maloclusión de los dientes. La oclusión es la base de la ciencia de la ortodoncia y se la describe como la relación normal de los planos inclinados dentarios cuando los maxilares se hallan en contacto mutuo. El mejor equilibrio y armonía de la boca con el resto de la cara sólo se consigue con una oclusión normal”. Con esta definición se comienza a dejar de lado el simple intento corrector de los dientes anteriores por motivos estéticos para pasar al concepto de maloclusión como anomalía en la interrelación del conjunto de la dentición. Como consecuencia de todo lo



anterior surgen los primeros especialistas odontólogos que se dedican en exclusividad al tratamiento de las dismorfias oclusales y en cuyo cometido se considera debidamente la relación de los dientes con los maxilares, la lengua, las mejillas y la musculatura masticatoria.

El ortodoncista se convierte en el especialista que sin olvidar ni menospreciar el parámetro estético, persigue la normalización del conjunto oclusal como pilar básico del equilibrio y salud del aparato masticatorio. En este período destacaron otros autores además de Angle, como Tomes que hablaba de los dientes como generadores de hueso y del equilibrio de fuerzas entre lengua y labios.

También Farrar describió las fuerzas que debemos usar en ortodoncia. Estableció la teoría de que las fuerzas intermitentes son más fisiológicas y efectivas (fuerzas con periodos de recuperación). Bonwil describe los principios biomecánicos del aparato estomatognático. Oppenheim estudia cambios en el hueso durante el movimiento dentario.

Cecil Steiner, discípulo de Angle, continuó con la perfección de la aparatología edgewise añadiéndole bordes acanalados para el ligado preciso del alambre, así como la reducción de las dimensiones originales propuestas por Angle, modificando la ranura del bracket a .018 x 025 milésimas de pulgada.

La influencia de Angle continuó hasta que uno de sus estudiantes, Charles Tweed, trató de corregir las deficiencias que vio en la filosofía de Angle. Tweed propugnó la extracción de premolares sobre la base de su triangulo de diagnóstico, que era la primer estrategia de planificación de tratamiento sistemático que los ortodoncistas tenían. Tweed recibió la corroboración simultáneamente de otro ex alumno de Angle en Australia, Raymond Begg.

Case, preconizó la extracción de los primeros premolares como medio legítimo para armonizar el volumen de los dientes con el de los maxilares de soporte y durante toda su vida combatió los postulados conservadores de Angle.

En el año de 1922 aparecen los primeros análisis cefalométricos descritos por Dreyfus y Spencer Atkinsons. En este mismo año, Paccini publica sus trabajos sobre cefalometría



en una tesis titulada “Radiografías antropométricas del cráneo”, en esta tesis habla por primera vez de la utilidad de este estudio para el conocimiento del crecimiento humano, su clasificación y sus anomalías. Estableció que la precisión de las medidas obtenidas mediante la radiografía sobrepasaba a las realizadas por la antropología común. Es el primero en estandarizar las imágenes radiográficas (colocando a los sujetos a una distancia de 2 metros del tubo de rayos X) y en emplear el término de cefalometría.

La maloclusión comienza a considerarse como un fallo o desequilibrio en el crecimiento y desarrollo maxilofacial. El esqueleto facial es objeto de especial interés en la interpretación, pronóstico y tratamiento de la maloclusión dentaria y el estudio del crecimiento óseo protagoniza el afán científico de clínicos e investigadores.

La aplicación de la técnica telerradiográfica para el estudio del crecimiento craneofacial supone un paso gigantesco en la historia de la especialidad, con un cambio sustancial de la actitud diagnóstica y terapéutica al permitir cuantificar la posición dentaria, el tamaño óseo y la integración morfológica de los huesos faciales en los casos de maloclusión. Broadbent y Hofrath hacen hincapié en la importancia de la telerradiografía.

La ortodoncia se hace más ortopédica en sus objetivos y en sus medios terapéuticos. Las anomalías maloclusivas son consideradas como signos dentales de interferencias en el desarrollo facial en cuya etiología intervienen el patrón morfogenético, causas ambientales y factores sistémicos que inciden en la fisiopatología ósea. Stockard es el primero en decir que las maloclusiones tienen cierto carácter genético.

La oclusión dentaria es conceptualmente despojada de ciertos matices excesivamente mecanicistas y queda biológicamente integrada en el marco esquelético facial. En este período abundan las referencias a las maloclusiones dentales, óseas o musculares porque los medios diagnósticos permiten identificar mejor la localización de la anomalía facilitando una labor correctiva específicamente dirigida hacia el factor etiológico responsable.

La estomatología contemporánea se caracteriza por un renovado interés por la oclusión, que constituye el terreno común de la prótesis, la periodoncia, la odontología



conservadora, la cirugía y la ortodoncia. La preocupación por mejorar las relaciones dentarias arranca de principio de siglo, pero la revitalización actual es fruto del progreso de la gnatología (ciencia que se ocupa de la dinámica oclusal). La oclusión estática descrita por Angle cobra un carácter dinámico. Se comienzan a estudiar las relaciones dentarias y la posición de los cóndilos mandibulares en el interior de las fosas glenoideas en distintas partes del ciclo masticatorio. El binomio oclusión-ATM (articulación temporomandibular) se considera muy importante en este periodo. Por lo tanto se añade un factor más, además de conseguir un engranaje correcto de los dientes se debe respetar la posición condilar para así no provocar ninguna patología de la ATM.

La cefalometría se convierte en un elemento clínico de primera magnitud. Comienzan a aparecer nuevos materiales como el cromo-níquel, níquel- titanio, titanio, etc.

Se comienzan a realizar tratamientos ortodóncicos en adultos, combinándolos con cirugía ortognática o reconstrucciones protésicas.

Dentro de la propia ortodoncia se distinguen tres tipos: *preventiva* (responsabilidad del odontólogo), *interceptiva* (responsabilidad del odontopediatra) y *correctiva* (responsabilidad del ortodoncista).

Los tratamientos pueden realizarse a cualquier edad. Las posibilidades son cada vez mayores y las limitaciones cada vez menores.

La ortodoncia es responsable de la supervisión, cuidado y corrección de las estructuras dentofaciales incluyendo aquellas condiciones que requieran el movimiento dentario o la corrección de malformaciones óseas afines. Incluye el diagnóstico, prevención, intercepción y tratamiento de todas las formas clínicas de maloclusión y anomalías óseas circundantes. También se ocupa del diseño, aplicación y control de la aparatología terapéutica así como del cuidado y guía de la dentición y estructuras de soporte con el fin de obtener y mantener unas relaciones dentoesqueléticas óptimas en equilibrio funcional y estético con las estructuras craneofaciales.

Por lo tanto el objetivo de la ortodoncia es la salud integral del aparato estomatognático.

A finales de los años 20 se observó que muchos pacientes tratados con este sistema de ortodoncia fija presentaban reabsorciones radiculares, y éstas, se debían al uso de fuerzas



extremas que producían los arcos rígidos usados, por ello se recurrió al uso de arcos más delgados y más elásticos, con el objeto de evitar cargas y fuerzas excesivas. Es por ello que en esta continua carrera de evolución de tecnologías en materiales inteligentes, surgen como ayuda en el trabajo diario de los ortodontistas, aleaciones que al ser superelásticas y con memoria de forma, evitan tener que manipular los arcos; son las llamadas aleaciones de *níquel titanio austenítico, superelástico o pseudoelástico* (Canut Brusola, Graber, Nanda, Moyers, Ricketts, Proffit). La evolución de estas y su constante desarrollo, han marcado su propio peldaño en la historia de la ortodoncia:

- En 1932, Ölander descubre la aleación de Au-Cd (oro-cadmio);
- En 1958, el Dr William J Buehler empieza experimentos con NITINOL (acrónimo de Níquel-Titanio-Naval-Ordnance-Laboratory) en la Naval Ordnance Laboratory en los Estados Unidos.
- En 1976, el Dr. George Andreasen desarrolla la primera aleación de *Níquel y titanio* para ortodoncia. *Aleación martensítica*.
- En 1986, el Dr. Fujio Miura desarrolla la primera aleación súper elástica de *Níquel Titanio. Aleación austenítica o Niti-A, superelástico o pseudoelástico*.
- En 1987, se introduce los primeros resortes abiertos y cerrados superelásticos.
- En 1992, se presentan arcos que ejercen fuerzas ligeras en su sector anterior, aumentándolas hacia el posterior.
- En la actualidad disponemos de arcos sensibles a la temperatura para cambiar su forma austenítica-martensítica (con agregado de cobre).

El desarrollo de nuevas aleaciones (Airoidi, Andreasen, Buehler, Burstone, Suarez Quintanilla, Wayman) ha contribuido de manera muy significativa a la evolución de los tratamientos odontológicos. Los materiales tradicionalmente empleados como el Au (oro), acero inoxidable o Co-Cr-Ni (cobalto-cromo-níquel) han dado paso a una nueva generación de aleaciones con excelentes características de tenacidad y de recuperación frente a grandes flexiones (Berrocal, Dolce).

Estas nuevas aleaciones metálicas ofrecen grandes ventajas en la mecanoterapia ortodóncica. Sin embargo el material que ofrece las propiedades más adecuadas es el Ni-Ti superelástico, precisamente porque su superelasticidad transformacional (en la que se



induce una transformación martensítica al cargar y la retransformación al descargar) le permite aplicar tensiones moderadas al periodonto, sobrellevando, sin embargo, deformaciones relativamente más grandes. Es pues un material con una recuperación (springback) excelente y con una muy baja rigidez. Esto es de vital importancia en ortodoncia, ya que las fuerzas de baja intensidad mantenidas de manera continua son las que han demostrado una mayor efectividad y un menor período de tratamiento en la corrección de maloclusiones dentales. En general sus propiedades mecánicas son de las más adecuadas a la hora de dispensar fuerzas de baja magnitud y constantes luego de deformarlo, ya sea pequeña o en gran magnitud. (Arreghini, Bantleon, Fan, Lombardo, Shaw)

En este trabajo se desarrolló un ensayo mecánico de flexión, técnica ingenieril desarrollada para el testeo de las propiedades y el comportamiento de los materiales de diversa índole, con una máquina de ensayos universales, y posteriormente el mismo proceso de manera informática con dibujos CAD (asistidos por computador) replicado en software empleado en ingeniería aeronaval para análisis de piezas, el que aporta aún más datos específicos.

Las Tensiones Mecánicas y La Superelasticidad.

En física e ingeniería, se denomina tensión mecánica a la magnitud física que representa la fuerza por unidad de área en el entorno de un punto material sobre una superficie real o imaginaria de un medio continuo. Es decir posee unidades físicas de presión. La definición anterior se aplica tanto a fuerzas localizadas como fuerzas distribuidas, uniformemente o no, que actúan sobre una superficie. Con el objeto de explicar cómo se transmiten a través de los sólidos las fuerzas externas aplicadas, es necesario introducir el concepto de tensión, siendo éste el concepto físico más relevante de la mecánica de los medios continuos, y de la teoría de la elasticidad en particular. (Dolce)

Si se considera un cuerpo sometido a un sistema de fuerzas y momentos de fuerza, se puede observar la acción de las tensiones mecánicas si se imagina un corte mediante un plano imaginario π que divida el cuerpo en dos partes. Para que cada parte estuviera en equilibrio mecánico, sobre la superficie de corte de cada una de las partes debería



restablecerse la interacción que ejercía la otra parte del cuerpo. Así, sobre cada elemento de la superficie (dS), debe actuar una fuerza elemental (dF), a partir de la cual se define un vector tensión (t_π) como el resultado de dividir dicha fuerza elemental por la superficie del elemento (ver figura 1).

$$t_\pi = dF/dA$$

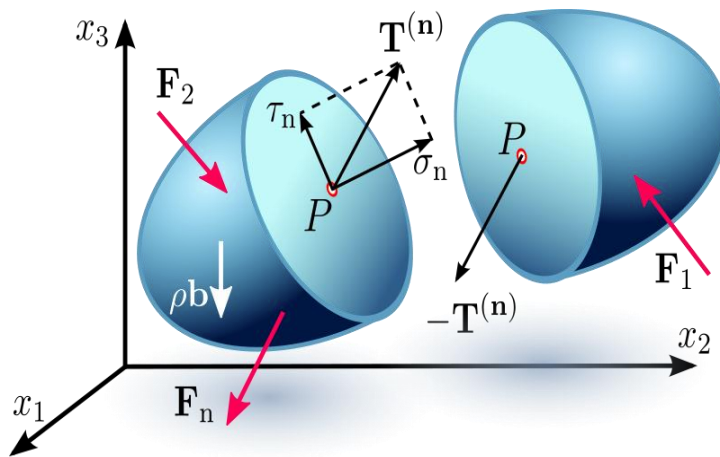


Figura 1. Vector tensión en una superficie interna S con vector unitario normal. Dependiendo de la orientación del plano en cuestión, el vector tensión puede no ser necesariamente perpendicular a ese plano, es decir, paralelo a \mathbf{n} , y puede descomponerse en dos vectores: un componente normal al plano, llamado *tensión normal* σ_n , y otro componente paralelo al plano, denominado *tensión cortante* τ .

Este vector tensión depende del estado tensional interno del cuerpo, de las coordenadas del punto escogido y del vector unitario normal al plano π (n_π). Se puede probar que t_π y n_π están relacionados por una aplicación lineal T o campo tensorial llamado tensor tensión (ver figura 2):

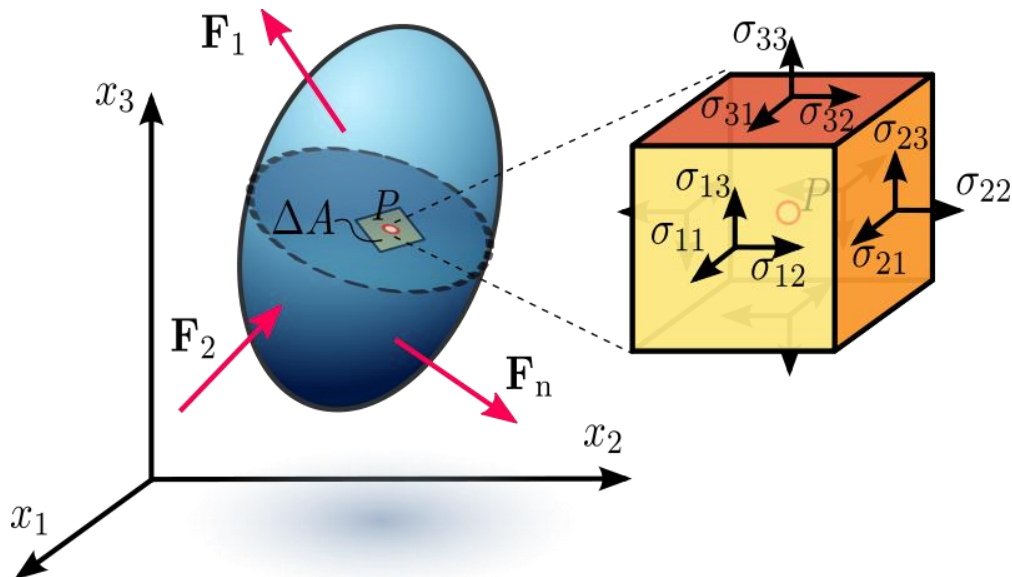


Figura 2. Componentes del tensor tensión en un punto P de un sólido deformable.



La tensión mecánica se expresa en unidades de presión, es decir, fuerza dividida por área. En el Sistema Internacional, la unidad de la tensión mecánica es el pascal ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$). No obstante, en ingeniería también es usual expresar otras unidades como kg/cm^2 o kg/mm^2 , donde «kg» se refiere a kilogramo-fuerza.

Aleaciones con memoria de forma: Shape memory alloys

Existen aleaciones que se denominan: “con memoria de forma” (shape memory alloys, SMA) que tienen la capacidad de disipar la energía de deformación. Cualquiera de los materiales convencionales pueden disipar energía al deformarse plásticamente. Lo que hace distintivas a las SMA es que pueden alcanzar grandes deformaciones en forma casi completamente reversible gracias a la ocurrencia de una transformación de fase martensítica durante la deformación. Esta, ocurre a una cierta tensión, para una dada temperatura. Al retirar la carga, se observa que el material retransforma a una tensión menor, siendo la deformación resultante cero o casi cero, como ocurriría con un material perfectamente elástico. Este fenómeno que presentan algunas aleaciones se conoce como “superelasticidad” o “pseudoelasticidad”, en los que la transformación martensítica es inducida por la aplicación de tensiones y/o por cambios de temperatura. El área que encierra la curva tensión-deformación, es decir, la histéresis del ciclo pseudoelástico representa la energía disipada en el proceso (ver figura 3). En estos casos una probeta de SMA deformada en estado martensítico, recupera la forma original luego de calentarla por encima de una temperatura determinada. (Wayman, Wayman)

Si bien el enfoque con el que se encara el trabajo es ingenieril, conviene conocer los fenómenos metalúrgicos que caracterizan a las SMA, los mecanismos a nivel microscópico que dan lugar a los efectos de memoria de forma y de superelasticidad. Estas tienen en común una transformación martensítica que se explica a continuación.



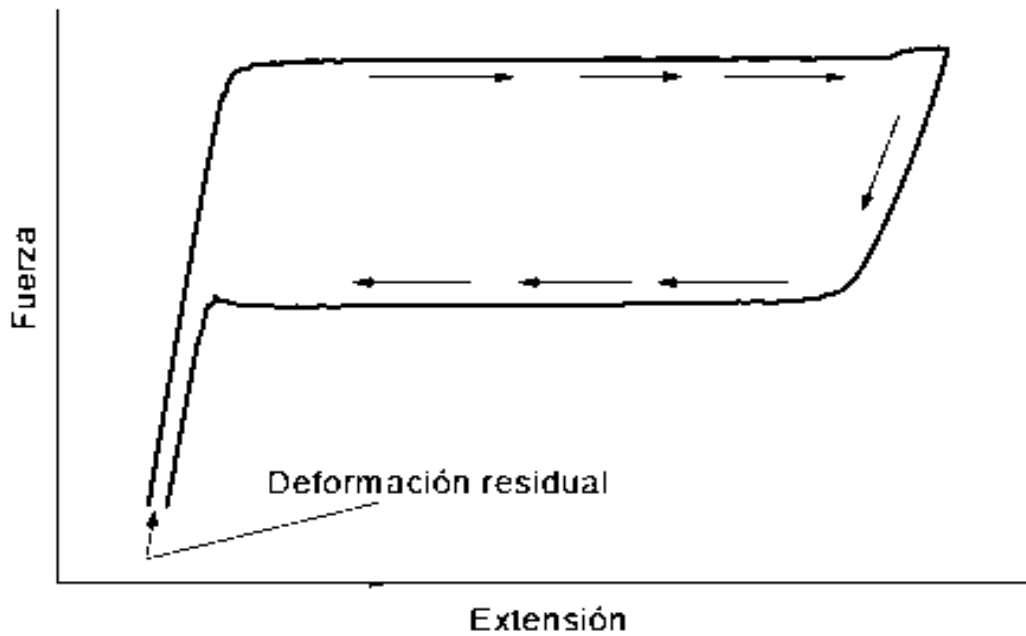


Figura 3. Ciclo de la Superelasticidad.

Transformaciones martensíticas

En el ámbito de la ingeniería mecánica, la martensita es conocida como un componente duro de los aceros templados. De hecho, esta fue la primer martensita observada por el metalurgista alemán **Adolf Martens**. En los aceros, la austenita se convierte mediante un mecanismo “cooperativo” entre todos los átomos en martensita. Pero se han observado transformaciones similares en muchas aleaciones metálicas no ferrosas, semiconductores y en cristales iónicos. Todas ellas tenían en común el proceso no difusivo que daba lugar a la nueva fase. Para dar una definición concreta de martensita y de transformaciones martensíticas Christian, Olson y Clapp dicen que son transformaciones en estado sólido que:

- No presentan difusión, o si ocurre difusión alguna, no es propia de la transformación
- Ocurren distorsiones de red las cuales dan lugar a cambios de forma macroscópicos y no sólo a reacomodamientos dentro de un volumen determinado.
- La distorsión de red consiste principalmente en una componente de corte. No son propias las deformaciones por dilatación puras.



- La cinética y la forma de la martensita está dominada por la energía de deformación.

A la fase madre que da lugar a la martensita se la denomina austenita. Las características geométricas de una transformación martensítica son entonces, el cambio de forma en la región y la existencia de un plano macroscópico. La existencia de un plano macroscópico invariante requiere que la transformación se lleve a cabo por una deformación planar invariante también. En un plano invariante el desplazamiento de cualquier átomo ocurre en una dirección fija y es proporcional a la distancia del plano a algún otro plano de referencia. La deformación más general que deja invariante a un plano, donde se representa la deformación paralela al plano invariante de referencia y se combina esta deformación tangencial simple con una deformación normal que origina un cambio en el volumen.

Las aleaciones que presentan transformaciones martensíticas pueden dividirse en dos grupos para los cuales la transformación presenta características muy diferentes. Estos son las aleaciones que presentan transformaciones termoelásticas y las que presentan transformaciones no termoelástica. Las transformaciones no termoelásticas en general muestran un cambio de volumen importante, lo cual introduce una gran deformación, el auto-acomodamiento de las distintas variantes dentro de un solo cristal es complejo, la transformación es isotérmica y la martensita es un componente muy duro. La histéresis es muy ancha, de manera que la retransformación es muy difícil. Los ejemplos típicos de transformación no termoelástica se presentan en los aceros base FeC (ferroso). En cambio en las transformaciones termoelásticas el cambio de volumen es pequeño y las distintas variantes se autoacomodan para minimizar la distorsión global. La transformación avanza desde núcleos según se incrementen las condiciones favorables de tensión y/o temperatura. Dentro de este grupo se encuentran las SMA y los ejemplos más típicos son las aleaciones de **NiTi superelástico**, base Cobre (CuAlZn, CuANi, CuAlBe), etc. Entonces lo que hace distintivas a las SMA es la transformación martensítica. Esta puede ser inducida por algunos regímenes de temperatura o por aplicación de cargas. El estado del material se basa en interacciones entre temperatura y tensiones. (Olson, Cohen)



Características de las aleaciones de NITI

Algunas propiedades que poseen las aleaciones y que no varían con la composición o con el tratamiento termomecánico son:

Punto de fusión:	1310° C
Conductividad térmica en fase austenítica:.....	18 W/m K
Conductividad térmica en fase martensítica:.....	9 W/m K
Resistividad eléctrica.....	50-110μΩcm
Coef. de expansión térmica α austenita:.....	10-11 x 10 ⁻⁶ K
Coef. de expansión térmica α martensita:.....	6.7-11 x 10 ⁻⁶ K
Resistencia a la corrosión	Excelente

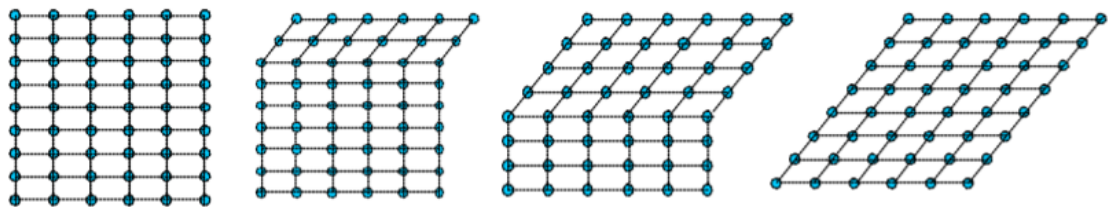
Transformaciones inducidas por tensión: Superelasticidad

Supongamos que a un trozo de alambre de NiTi en estado austenítico se lo comienza a estirar. Primero ésta austenita se deformará elásticamente. Luego se llegará a una tensión donde la austenita se vuelve inestable y comienza a nuclearse un frente de martensita. La transformación implica una elongación que tiene que ver con la distorsión a nivel microscópico. Si la deformación prosigue a temperatura constante, continúa transformando el resto del alambre a tensión constante provocado el deslizamiento entre los planos de martensita que se traduciría como una deformación permanente del alambre. (Dolce, Shaw). Análogamente a lo que ocurre durante la carga, cuando descargamos el alambre, comienza a ser inestable, y ahora se nuclea austenita. Si se continúa relajando, los núcleos de austenita crecen a tensión constante también, pero menor que el plateau de tensiones de la transformación de austenita a martensita. Una vez que todo el alambre está en fase austenítica, se continúa descargando, recorriendo el mismo camino original. Esta característica de no experimentar deformación residual luego de sufrir deformaciones, dan lugar a lo que se conoce como “Superelasticidad”.

Reacomodamiento de la martensita por tensión. Efecto de memoria



En el caso anterior, la martensita inducida por tensión está compuesta por una variante preferencial según la dirección de la tensión aplicada. Cuando la martensita se induce por enfriamiento, múltiples variantes con idéntica configuración energética forman la fase. El maclado es una manera de acomodar los cambios de volumen locales para mantener las dimensiones del material. Si el experimento anterior se comienza con un material de estructura martensítica inducida por enfriamiento, la estructura está compuesta por múltiples variantes. Al comenzar a aplicarle una tensión, los bordes de macla, que son relativamente de baja energía, comienzan a moverse, originando el “demaclado“ de la estructura, mediante el cual las distintas variantes se empiezan a orientar con el eje de la tensión aplicada. En un policristal, los cristales mejor alineados con la tensión comienzan a demaclar en niveles bajos y los más desfavorables se reacomodan con tensiones mayores. Esto se ve macroscópicamente como una deformación homogénea. Un posterior estiramiento conlleva la distorsión de las redes de martensita monovariante. Al descargar, se observaría un proceso inelástico donde la recuperación de la martensita no es igual a la que se le dio para demaclarla. Esto es aparentemente una deformación permanente; pero, puede ser recuperada llevando el material a temperaturas superiores, transformando la martensita demaclarada en austenita. Esta recuperación de las dimensiones originales se llama “efecto de memoria de forma”. La clave en esta recuperación es la congruencia entre las dimensiones macroscópicas de la austenita y de la martensita maclada, y el hecho de que la red de la austenita es invariante de manera inherente. (Wayman). Ver Figura 4.



A

B

C

D



Figura 4. Transformación de austenita a martensita A, B, C, D; a medida que la interfase avanza cada capa de átomos se desplaza.

En este estudio se utilizó un equipo electromecánico llamado Máquina de Ensayos universales, que permite la realización de ensayos estáticos convencionales de compresión, tracción y flexión desde temperatura ambiente hasta 1100 °C, con una capacidad máxima de carga de 10000 kg (10 t) y software propio de gestión de ensayo y adquisición de datos. En este caso, se realizó el ensayo de flexión. Los ensayos mecánicos de materiales, nos permiten conocer sus propiedades mecánicas: Tensión de Rotura, Límite Elástico, Alargamiento, Dureza, Resistencia al Impacto, Capacidad de doblado, etc.

Como complemento a la realización del ensayo mecánico, se empleará el análisis por elementos finitos (FEA por sus siglas en inglés para: *Finite Elements Analysis*), la cual es una técnica de simulación por computador usada en ingeniería. Usa una técnica numérica llamada Método de los elementos finitos (FEM), (Bathe, Cai, Cattaneo, Ciarlet, Takeshita, Tominaga, Zienkiewicz) el cual aporta datos del ensayo por medios digitales y de porcentaje de deformación de las aleaciones al aplicar la fórmula de Von mises.

El análisis de elementos finitos desde su enfoque matemático fue desarrollado en 1943 por Richard Courant. Desde un punto de vista de la ingeniería, el análisis de elementos finitos se origina como el 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 la década de 1950, los conceptos claves de matriz de rigidez y ensamble de elementos existen en las formas como se conocen hoy en día.

Comúnmente se usa FEA (Finite Elements Analysis) para determinar los esfuerzos y 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. (Zienkiewicz)

Elementos Finitos aplicados a la Odontología-Ortodoncia



El “Análisis por elementos finitos” (FEA en inglés o MEF en español) es un método sistemático por lo tanto útil para completar la realización de este trabajo. El MEF permite realizar un modelo matemático de cálculo del sistema real, puesto que al dar información detallada y secuencias de comportamientos complejas de un segmento del arco y/o de todo el arco aporta una mirada diferente a lo ya conocido en lo referente al funcionamiento de los arcos ortodóncicos de NITI.

En estas aplicaciones de MEF, el objeto o sistema se representará por un modelo geoméricamente similar que consta de múltiples regiones discretas simplificadas y conectadas. Ecuaciones de equilibrio, junto con consideraciones físicas aplicables, así como relaciones constitutivas, se aplicarán a cada elemento y se construirá un sistema de varias ecuaciones, el cual será resuelto para los valores desconocidos usando técnicas de álgebra lineal o esquemas no lineales, dependiendo del problema. Con MEF se pueden manejar sistemas complejos cuyas soluciones analíticas son difícilmente encontradas.

I.II OBJETIVOS

GENERAL

DETERMINAR LA DISTRIBUCION DE TENSIONES EN ARCOS de NITI SUPERELÁSTICOS PARA ORTODONCIA DE SECCIÓN REDONDA, DIFERENTES DIÁMETROS Y DE DIFERENTE MARCA COMERCIAL SOMETIDOS A UN ENSAYO DE FLEXIÓN Y COMPLEMENTADO CON ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS.

ESPECIFICOS

- Determinar las zonas de mayor concentración de tensiones en los arcos ante una carga.
- Determinar la distribución de tensiones en un segmento de los arcos.



- Analizar diferencias y semejanzas entre las marcas comerciales disponibles en la región.
- Determinar si el comportamiento mecánico de los arcos es acorde los estándares descritos en la bibliografía.
- Analizar el comportamiento mecánico superelástico de arcos de Niti de diferentes diámetros (.014” y .016”)
- Aportar a la ortodoncia un sistema de predictibilidad que favorezca la visualización anticipada de los resultados a obtener usando el método de análisis por elementos finitos.

CAPITULO II: MATERIALES Y MÉTODOS

Se evaluaron dos grupos de *arcos de ortodoncia* compuestos por Niti superelástico - aleación estequiométrica de níquel titanio- con dos diámetros diferentes (A: $\text{Ø}.014''=0,355\text{mm}$; B: $\text{Ø}.016''=0,406\text{mm}$ –www.metric-conversions.org) dentro de los cuales se constituyeron subgrupos de acuerdo a las marcas comerciales (Grupo 1 diámetro 0.014'': G1.1: Forestadent, G1.2: RMO, G1.3: ORMCO, G1.4: GAC, G1.5: 3M; Grupo 2 diámetro 0.016'': G2.1: Forestadent, G2.2: RMO, G2.3: ORMCO, G2.4: GAC, G2.5: 3M). Se utilizó un soporte para flexión regulable y se le dio una distancia interapoyos de 21mm (lo que correspondería a una sección de arco libre entre dos puntos); lo cual sirvió para realizar un ensayo de flexión simétrica simple en carga y en descarga. Ver figura 5.





Figura 5. Esquema de movimiento del ensayo mecánico.

r: radio

f: flecha (en nuestro caso es el desplazamiento)

c: cuerda (distancia entre pivotes: 21mm)

L': arco (longitud real de arco)

Para las pruebas mecánicas se utilizó una máquina universal de ensayos INSTRON® modelo #4486 (Instituto Nacional de Tecnología Industrial - Córdoba, Argentina), hasta generar un desplazamiento de 8mm a una velocidad de carrera de 0.5mm/min. Estos ensayos se realizaron sobre un segmento específico del arco en el sector de la curvatura lateral a 20 mm de su centro, zona que coincidiría con la pieza canina.

Se realizaron en baño líquido con agua destilada a temperatura de 37 grados centígrados, controlada con termómetro de mercurio marca LUFT® Germany y mantenida con un sistema de bombeo y recirculación que asegura la misma temperatura en todo el baño. Se registró la fuerza y el desplazamiento aplicados sobre el arco con una punta torneada de 2 mm de terminación que incidió sobre el mismo. Esto produjo un nivel de carga hasta los 8mm de desplazamiento; a partir de allí se invirtió el sistema y se registró la descarga, es decir la fuerza que realizó el arco para volver a su posición inicial (superelasticidad - fase de martensita hacia austenita), tal como observamos en el monitor de la máquina de ensayos universales en la figura 6.



Se evaluó la relación entre la carga aplicada para lograr deflexión en cada arco y la distancia recorrida por el mismo en los dos grupos. Los resultados del estudio fueron sometidos a análisis estadísticos paramétricos.

En resumen, los pasos realizados fueron los siguientes:

1. Ensayos mecánicos de flexión simétrica simple. Con máquina de ensayos universales INSTRON ® modelo #4486. INTI Córdoba. Ver Figura 5.

2. Resultados del ensayo.

3. Gráficos representativos.

4. Graficado con sistemas CAD (asistido por computador).

5. Análisis por Elementos Finitos. FEA. INTI (Instituto Nacional de Tecnología industrial).

6. Cotejo de ambos ensayos.

7. Análisis Estadísticos Paramétricos.



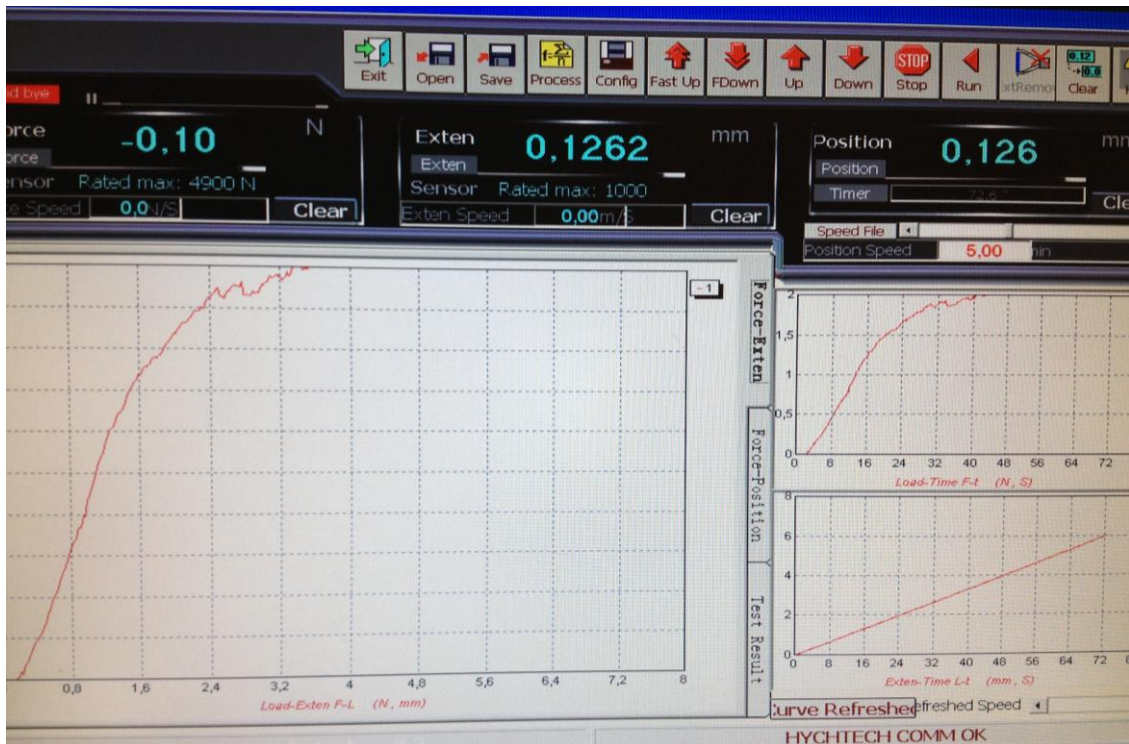


Figura 6. Monitor de la máquina de ensayos universales mostrando la curva carga-deflexión.

Pruebas Estadísticas Empleadas

Se evaluaron los datos suministrados, obtenidos a partir de los ensayos mecánicos realizados en cada grupo de estudio, considerando dos diámetros de alambre (A: \varnothing 0.014”=0,355mm; B: \varnothing 0.016”=0,406mm)

Para cada variable analizada, se confeccionó una tabla estadística descriptiva con los valores de tendencia central (media y desviación estándar) y los valores extremos (mínimo y máximo). Complementariamente se realizó un gráfico de barras expresando la media y la desviación estándar en cada caso.

Los grupos experimentales se contrastaron mediante ANOVA de tres vías, previa comprobación de normalidad en la distribución de los datos de cada grupo mediante test de Kolmogorov-Smirnov. También se verificó la homogeneidad de las varianzas con la prueba de Levene.

Para todos los test se fijó el nivel de significación estadística en 0.05.



CAPITULO III: ESTADÍSTICA

El propósito de esta estadística es visualizar el comportamiento de cada arco en el rango de deformación propuesto. Es de sumo interés conocer como varía la fuerza durante toda la etapa de descarga (región de transformación de martensita a austenita). Por tal motivo, los parámetros estadísticos a evaluar en este caso, son las medidas de dispersión (desviación estándar y valores mínimo y máximo). El grupo GAC registró los valores más bajos (pero sólo 8 gf menos que la media general) y también fue el más estable dentro del intervalo (menor desviación estándar y rango mín-máx reducido). En definitiva en las tablas se expresan medidas de tendencia central y de dispersión que ayudan a describir el comportamiento o respuesta de los diversos arcos en el tramo evaluado. Los valores de inicio y término de cada intervalo de carga fue siempre coincidente con los valores de valle (menor valor de fuerza en el rango de desplazamiento o deformación próximo a los 8mm) y al valor de cresta (valor de fuerza máximo en proximidad al origen). Los valores se expresaron en gramos fuerza por dos motivos, 1) Dada la reducida magnitud de los valores de fuerza que en todos los casos fue menor a 1N, se consideró más conveniente expresar éstos en gf, ya que facilitan comparaciones y se evitan varias cifras decimales y 2) Permite discutir y comparar estos resultados con las publicaciones de otros autores. La conversión $N \Rightarrow gf$ es: $1gf = 1N * 9,81 / 1000$, por lo tanto, los valores originales (N) se multiplicaron por 101,94 ($1000 / 9.81$), obteniéndose valores en gf (gramo fuerza). Es de uso habitual esta medida por convención en ortodoncia.

Resultados de Ensayos mecánicos



ETAPA DE CARGA.

Diámetro 0.014”. Variable evaluada: **Fuerza media aplicada** (gramos-fuerza o gf).

En la fase de transformación martensítica se analizó la fuerza media aplicada en toda la etapa y para ambos diámetros de alambre. Al considerar el de 0.014”, RMO se diferenció significativamente de todos los demás (69.8gf), el resto registró valores similares, aunque ORMCO (58.9gf), llegó a diferenciarse de GAC y Forestadent con diferencias de 6 y 5 gramos fuerza respectivamente (aproximadamente un 10% más que ellos), (véase Tabla 1 y Figura 7).

Si estableciéramos un orden de mayor a menor, sería el siguiente: RMO (69,8gf), ORMCO (58,9gf), 3M (55,5gf), Forestadent (53,5gf) y finalmente GAC (52,5gf).

Las diferencias entre medias grupales de la variable fuerza media, resultaron significativas estadísticamente (ANOVA: $F=63.137$; $p<0.05$), al evaluar arcos de **0.014”**.

Diámetro 0.016” Variable evaluada: **Fuerza media aplicada** (gramos-fuerza o gf)

Cuando se evaluaron los arcos de 0.016” de diámetro, nuevamente RMO se distanció significativamente de resto (110gf). En el otro extremo, se ubicó ORMCO (69,7gf), con valores muy bajos, sobre todo teniendo en cuenta que la misma marca en diámetros de 0.014” había registrado el segundo valor más alto (58.9gf), fue este grupo el que presentó una correlación diámetro-fuerza menos acentuada de todas las marcas. Dato muy importante nos aporta la medida de ORMCO 0.016” (69,7gf) que siendo de diámetro mayor, ejerce menor tensión que el RMO 0.014” (69,8gf). Ver tabla 2 y figura 8.

Las diferencias entre medias grupales de la variable fuerza media en la fase de **carga**, resultaron significativas estadísticamente (ANOVA: $F=191.502$; $p<0.05$), al evaluar alambres de **0.016”**

Fuerza media según diámetro. Fase de carga.



En todos los grupos evaluados, las fuerzas medias aplicadas difirieron significativamente ($p < 0.05$) según los diámetros 0.014” y 0.016”.

El grupo RMO fue el que más diferencia registró (40.22gf) y el que menos se diferenció entre diámetros fue ORMCO (10.73gf). Ver figura 9 y tabla 3.

ETAPA DE DESCARGA.



Diámetro 0.014”. Variable evaluada: Fuerza media aplicada (gramos-fuerza o gf)

Las diferencias entre medias grupales de la variable fuerza media en la fase de transformación reversa o fase “austenítica”, resultaron significativas estadísticamente (ANOVA: $F=31.183$; $p<0.05$), al evaluar alambres de 0.014”.

También en este caso el grupo RMO registró valores de fuerza media significativamente mayores que el resto (41.2gf). Los demás grupos GAC (29.2gf), Forestadent (29.6gf), ORMCO (32.3gf) y 3M (32.5gf) no se diferenciaron de forma significativa entre sí ($p>0.05$). Ver tabla 4 y figura 10.

Diámetro 0.016” Variable evaluada: Fuerza media aplicada (gramos-fuerza o gf)

Las diferencias entre medias grupales de la variable fuerza media en la fase de descarga, resultaron significativas estadísticamente (ANOVA: $F=222.312$; $p<0.05$), al evaluar alambres de 0.016” (ver tabla 5).

Nuevamente el grupo RMO registró valores de fuerza media significativamente mayores que el resto (54.5gf). Los demás grupos ORMCO (38.8gf), Forestadent (39.3gf), 3M (40.0gf) y CAG (40.6gf), no se diferenciaron significativamente entre sí ($p>0.05$). Ver figura 11.

Fuerza media según diámetro. Fase de transformación reversa

En todos los grupos evaluados, las fuerzas medias aplicadas difirieron significativamente ($p<0.05$) según los diámetros (0.014” y 0.016”). El grupo RMO fue el que más diferencia registró (13.33gf) y el que menos se diferenció entre diámetros fue ORMCO (6.60gf), como puede observarse, las diferencias en esta fase fueron más moderadas y similares en todos los grupos. Ver tabla 6 y figura 12.

Análisis de la varianza multifactorial (ANOVA de tres vías o factores)

Variable dependiente: **Fuerza media** (gF)

Variable Independientes: **Grupo** (Marca); **Diámetro** (0.014"/0.016") y **Fase** (carga/descarga).

Al considerar el factor **diámetro** de alambre, las diferencias resultaron significativas (tabla 7: $p < 0,05$), con medias generales de 45,5gF en alambres de 0.014" de diámetro y de 63,3gF en alambres de 0,016" de diámetro.

En cuanto al factor **fase** (carga / descarga), las diferencias resultaron aún más significativas (tabla 7: $p < 0,05$), con medias generales de 70,9gF para la fase de carga y de 37,8gF para la fase de descarga.

La interacción entre los factores Marca y Diámetro (Marca * Diámetro) también resultó significativa ($p < 0,05$), lo cual indica que las diferencias relativas entre marcas variaron según el diámetro considerado.

La interacción entre los factores Marca y Fase (Marca * Fase) resultó significativa ($p < 0,05$), esto implica que las distribuciones de valores según marcas difirieron según la fase considerada, mostrando mayor dispersión de valores en la etapa de carga como puede apreciarse en el gráfico de cajas correspondiente (Figura 13).

Por último, la interacción entre los factores Diámetro y Fase (Diámetro * Fase) también resultó significativa ($p < 0,05$), este resultado se puede entender mejor al observar el diagrama de cajas de la figura 14, la diferencia relativa de fuerzas entre ambos diámetros fue mayor en la fase de carga.

Explicación de la tabla 7: Las sumas de cuadrados tipo III se calcularon con el fin de efectuar una descomposición de la variabilidad total asociada a la variable evaluada (fuerza), según los diferentes factores que se interpretan como las fuentes de variación u **orígenes** de los efectos (Marca; Diámetro; fase e interacciones entre ellos).

Los grados de libertad (gl) pueden descomponerse al igual que la suma de cuadrados. Los grados de libertad de los factores se calculan como $n-1$, donde n es el número de niveles del factor. Los grados de libertad del residuo se calcularon como $N-n$, donde N es el número total de observaciones o valores de la variable medida (la variable respuesta).

Las medias cuadráticas se obtuvieron dividiendo la suma de los cuadrados sobre los grados de libertad y los valores estadísticos F (distribución F de Snedecor) como el cociente entre las medias cuadráticas de los factores y la media cuadrática del residuo (3,884).



Los resultados de las pruebas de significación estadística (p-valor), se obtuvieron a partir de tablas de probabilidad correspondientes a distribuciones F incluidas en el paquete de análisis estadístico (SPSS v.19).

El determinante R^2 reveló el ajuste del modelo planteado, que en este caso fue del 99% (muy explicativo), siendo el porcentaje restante atribuible al error experimental, que constituye la fuente de variación que aglutina a todos los componentes no controlados dentro del modelo de clasificación experimental.

Aclaraciones complementarias sobre la tabla 7 (ANOVA Multifactorial):

El procedimiento ANOVA Multifactorial está diseñado para construir un modelo estadístico describiendo el impacto de dos o más factores categóricos X_j de una variable dependiente Y (fuerza en este caso). Se realizan pruebas para determinar si hay o no diferencias significativas entre las medias a diferentes niveles de los factores y si hay o no interacciones entre los factores. El análisis de la varianza parte de los conceptos de regresión lineal. Se planteó un modelo de regresión en el cual la variable **fuerza** (F_{ijkm}) se relaciona con las variables independientes (**Marca, Diámetro y Fase**) de acuerdo con la ecuación:

$$F_{ijkm} = \mu + \beta_i + \theta_j + \varphi_k + (\beta\theta)_{ij} + (\beta\varphi)_{ik} + (\theta\varphi)_{jk} + \varepsilon_{ijkm}$$

En donde μ es el efecto medio general, β_i es el efecto del i-ésimo nivel del factor Marca, θ_j es el efecto del j-ésimo nivel del factor Diámetro, φ_k es el efecto del k-ésimo nivel del factor Fase, los términos: $(\beta\theta)_{ij}$, $(\beta\varphi)_{ik}$ y $(\theta\varphi)_{jk}$ son los efectos de las interacciones entre los factores y ε_{ijkm} es el componente del error aleatorio común a todos los factores, también denominado residuo o residual.

Suma de cuadrados tipo III: Este método calcula las sumas de cuadrados de un efecto corregidas respecto a cualquier otro efecto que no contenga el efecto, y ortogonales a cualquier efecto (si existe) que contenga el efecto. Las sumas de cuadrados de Tipo III tienen una gran ventaja por ser invariables respecto a las frecuencias de casilla, siempre que la forma general de estimabilidad permanezca constante.





Tabla 1.- Valores estadísticos descriptivos: media, desviación estándar (DE), Mín. y Máx. de fuerza media aplicada en fase de carga según grupo o marca en arcos de 0.014” de diámetro.

Marca	Diámetro	Media	DE	Mínimo	Máximo
Forestadent	0.014”	53,50	1,83	51,1	56,0
RMO	0.014”	69,80	1,98	67,3	72,8
ORMCO	0.014”	58,92	2,53	56,1	62,8
GAC	0.014”	52,55	1,09	51,2	53,9
3M	0.014”	55,50	2,14	53,0	58,3

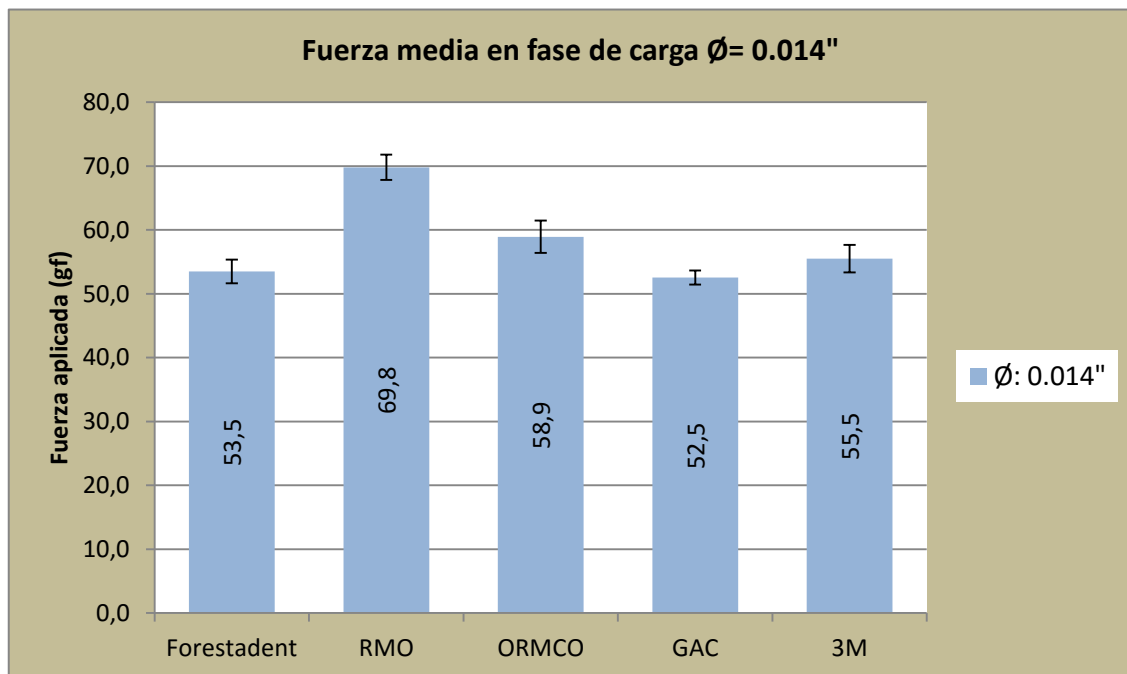


Figura 7.- Fuerza media aplicada en etapa de carga según grupo en arcos de 0.014” de diámetro.



Tabla 2.- Valores estadísticos descriptivos: media, desviación estándar (DE), Mín. y Máx. de fuerza media aplicada en fase de carga según grupo o marca en arcos de 0.016” de diámetro.

Marca	Diámetro	Media	DE	Mínimo	Máximo
Forestadent	0.016”	77,15	1,72	75,3	79,8
RMO	0.016”	110,02	2,86	107,7	114,9
ORMCO	0.016”	69,65	2,77	66,9	72,9
GAC	0.016”	82,45	2,50	79,0	86,0
3M	0.016”	80,02	2,41	77,2	83,8

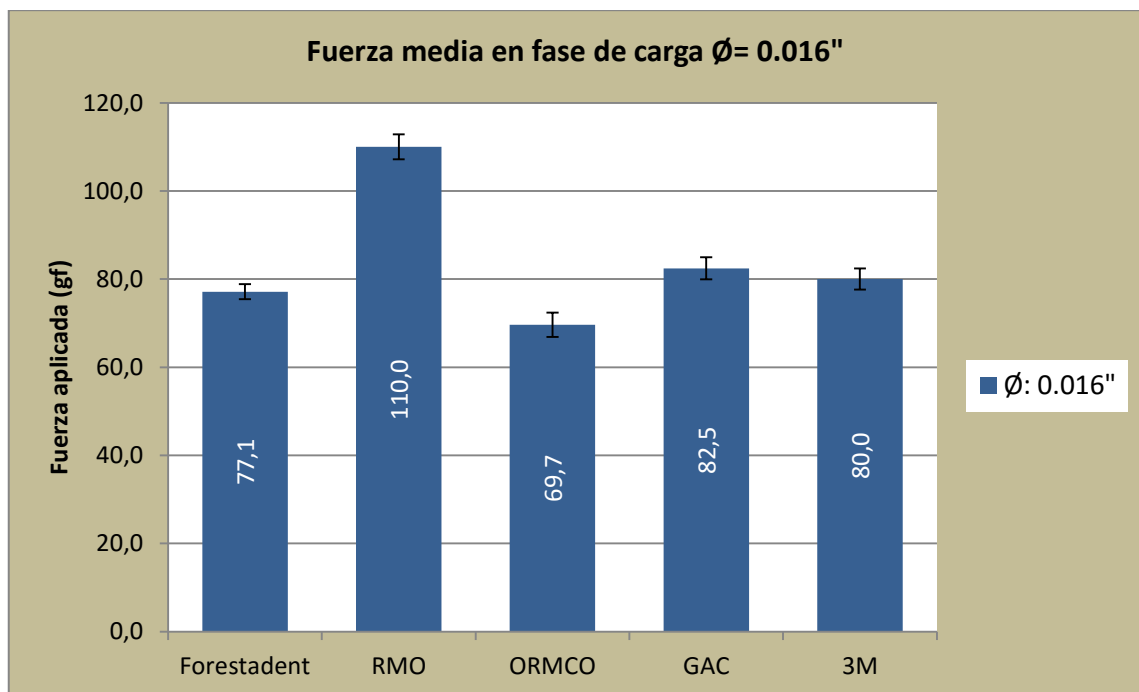


Figura 8.- Fuerza media aplicada en etapa de carga según grupo en arcos de 0.016” de diámetro.



Tabla 3.- Valores estadísticos descriptivos: media y desviación estándar de fuerza media aplicada en fase de carga según grupo y diámetro. Contraste entre diámetros de cada grupo y entre diámetros en general.

Marca	Diámetro	Media	DE	Diferencia entre medias	Test-T (p-valor)
Forestadent	0.014”	53,50	1,83	23,65	0,000
	0.016”	77,15	1,72		
RMO	0.014”	69,80	1,98	40,22	0,000
	0.016”	110,02	2,86		
ORMCO	0.014”	58,92	2,53	10,73	0,000
	0.016”	69,65	2,77		
GAC	0.014”	52,55	1,09	29,90	0,000
	0.016”	82,45	2,50		
3M	0.014”	55,50	2,14	24,52	0,000
	0.016”	80,02	2,41		

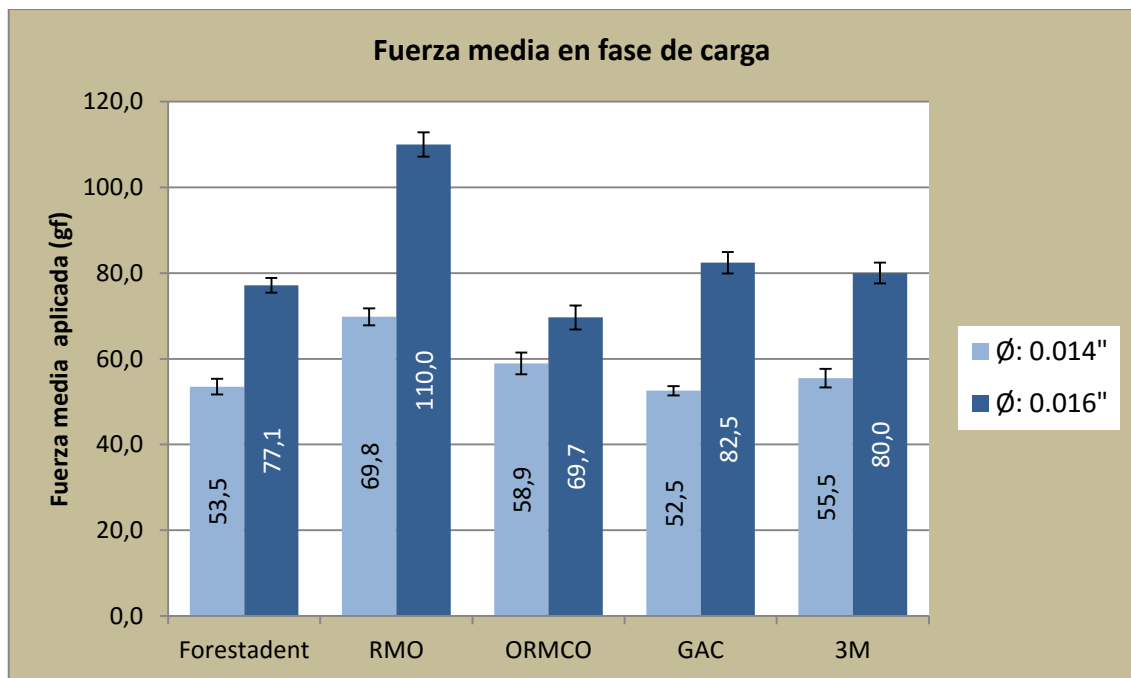


Figura 9.- Fuerza media aplicada en etapa de carga según grupo y diámetro.



Tabla 4.- Valores estadísticos descriptivos: media, desviación estándar (DE), Mín. y Máx. de fuerza media aplicada en fase de descarga según grupo o marca en arcos de 0.014” de diámetro.

Marca	Diámetro	Media	DE	Mínimo	Máximo
Forestadent	0.014”	29,63	1,36	27,9	31,1
RMO	0.014”	41,20	2,50	38,9	45,0
ORMCO	0.014”	32,25	2,52	30,5	36,6
GAC	0.014”	29,22	1,01	28,1	30,7
3M	0.014”	32,50	1,81	29,8	34,9

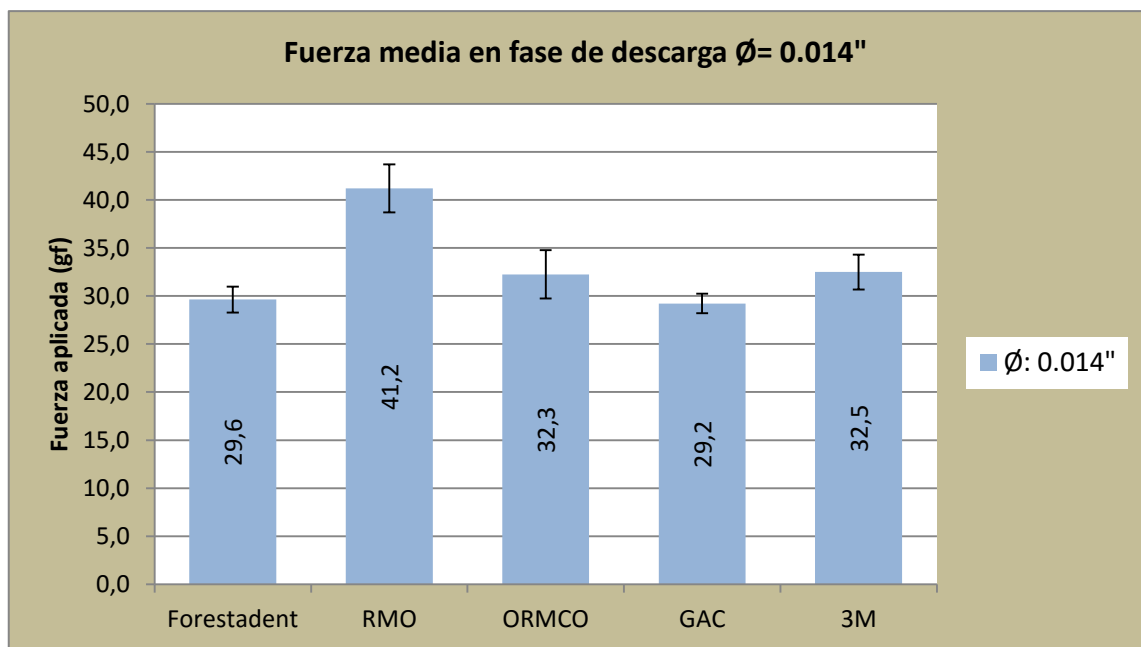


Figura 10.- Fuerza media aplicada en etapa de descarga según grupo en arcos de 0.014” de diámetro.



Tabla 5.- Valores estadísticos descriptivos: media, desviación estándar (DE), Mín. y Máx. de fuerza media aplicada en fase de descarga según grupo o marca en arcos de 0.016” de diámetro.

Marca	Diámetro	Media	DE	Mínimo	Máximo
Forestadent	0.014”	29,63	1,36	27,9	31,1
RMO	0.014”	41,20	2,50	38,9	45,0
ORMCO	0.014”	32,25	2,52	30,5	36,6
GAC	0.014”	29,22	1,01	28,1	30,7
3M	0.014”	32,50	1,81	29,8	34,9

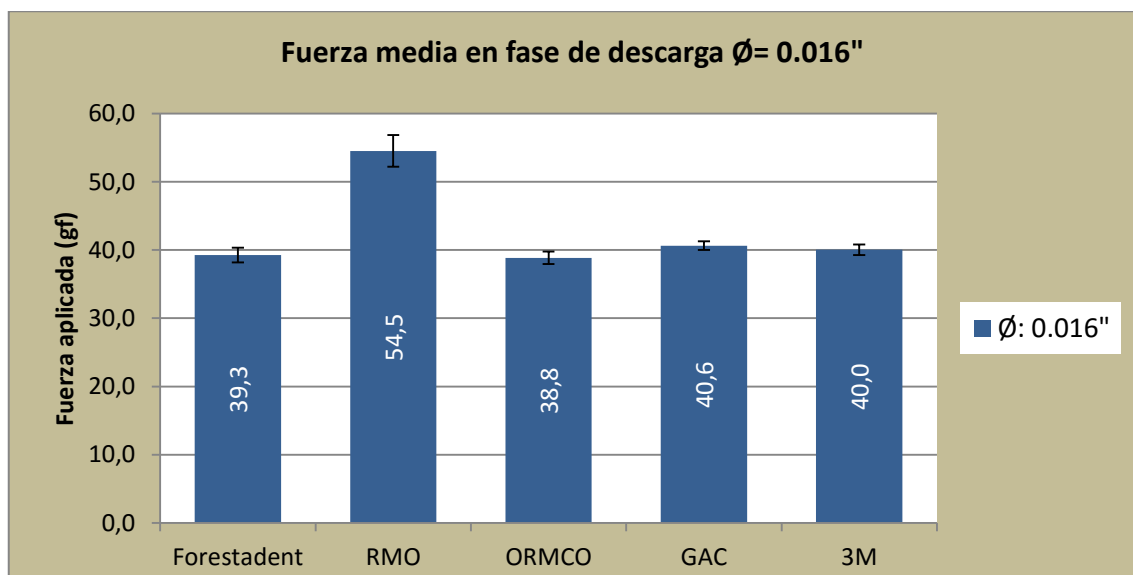


Figura 11.- Fuerza media aplicada en etapa de descarga según grupo en arcos de 0.016” de diámetro.



Tabla 6.- Valores estadísticos descriptivos: media y desviación estándar de fuerza media aplicada en fase de descarga según grupo y diámetro. Contraste entre diámetros de cada grupo y entre diámetros en general.

Marca	Diámetro	Media	DE	Diferencia entre medias	Test-T (p-valor)
Forestadent	0.014”	29,63	1,36	9,64	0,000
	0.016”	39,27	1,09		
RMO	0.014”	41,20	2,50	13,33	0,000
	0.016”	54,53	2,32		
ORMCO	0.014”	32,25	2,52	6,60	0,003
	0.016”	38,85	0,91		
GAC	0.014”	29,22	1,01	11,41	0,000
	0.016”	40,63	0,64		
3M	0.014”	32,50	1,81	7,54	0,000
	0.016”	40,04	0,78		

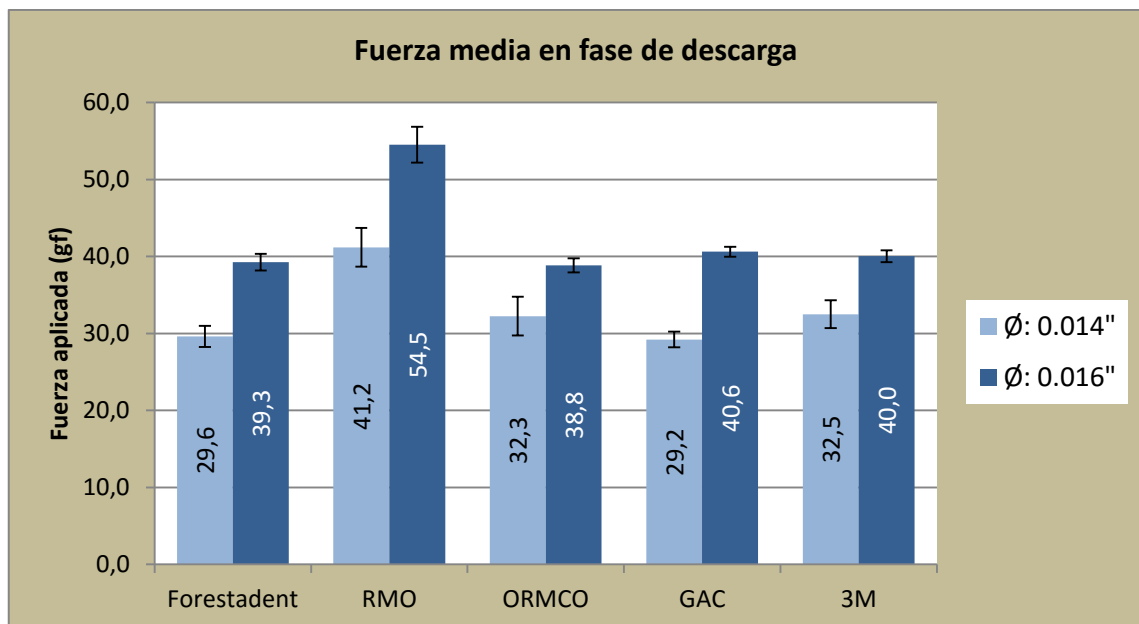


Figura 12.- Fuerza media aplicada en fase de descarga según grupo y diámetro.



Tabla 7.- ANOVA de tres vías: Origen o factor; Media cuadrática; Estadístico de Fisher (F); significación estadística (p-valor) y determinante R².

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig. (p-valor)	
Marca	5323,9	4	1330,9	342,7	$6,5 \times 10^{-39}$	$p < 0,05$
Diámetro	7879,8	1	7879,8	2029,0	$3,9 \times 10^{-48}$	$p < 0,05$
Fase	27464,4	1	27464,4	7071,9	$3,9 \times 10^{-70}$	$p < 0,05$
Marca * Diámetro	883,1	4	220,8	56,8	$1,7 \times 10^{-12}$	$p < 0,05$
Marca * Fase	534,4	4	133,6	34,4	$1,7 \times 10^{-8}$	$p < 0,05$
Diámetro * Fase	1620,1	1	1620,1	417,2	$1,7 \times 10^{-23}$	$p < 0,05$
Residuo (error)	310,684	80	3,884			
R cuadrado = 0,993 (R cuadrado corregida = 0,991)						



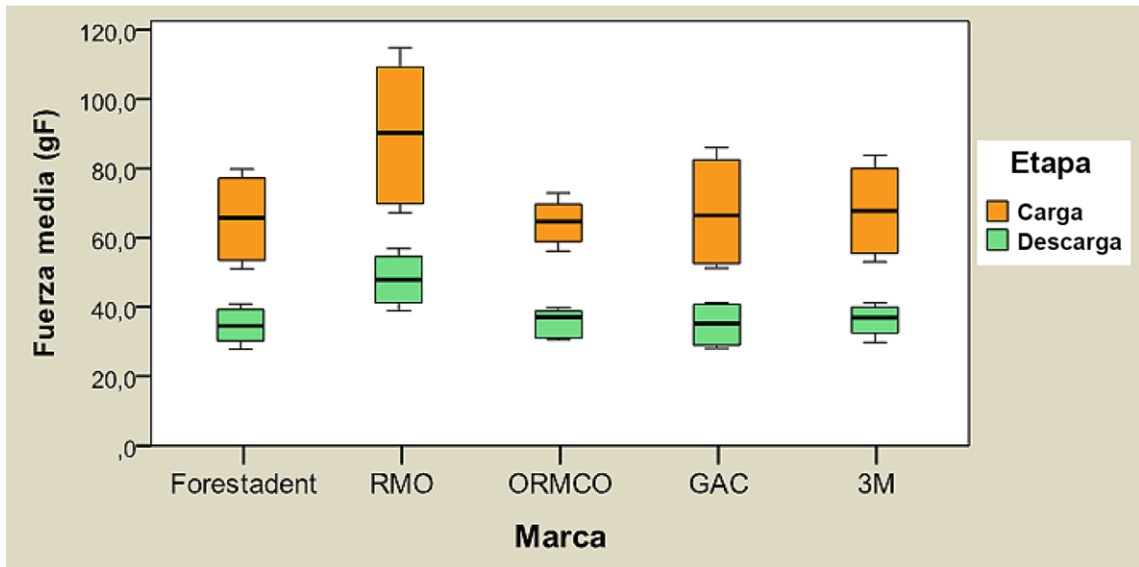


Figura 13.- Fuerza media aplicada según fase y marca.

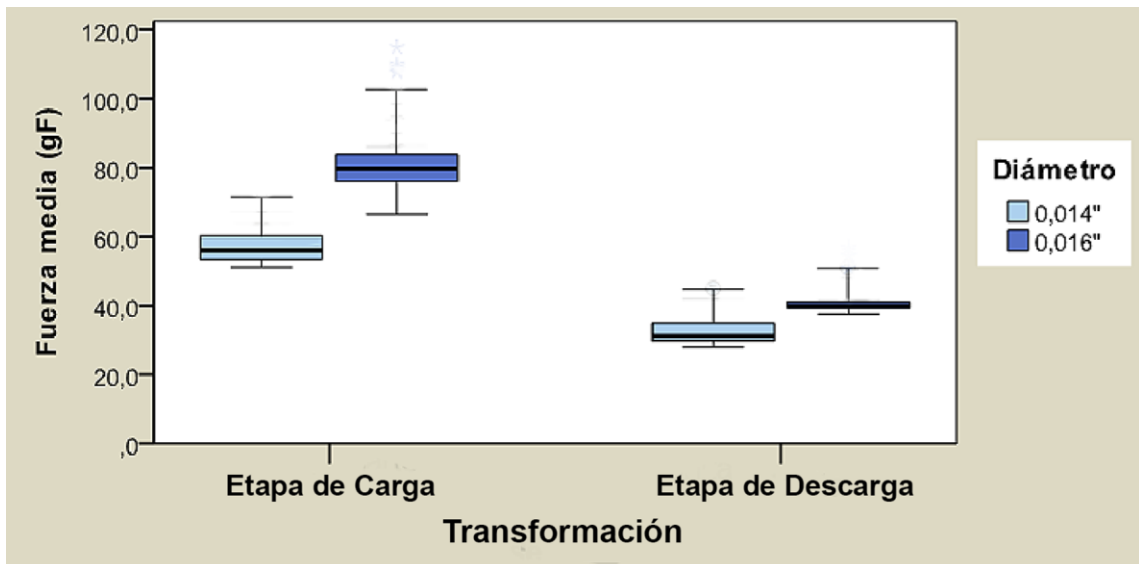


Figura 14.- Fuerza media aplicada según fase y diámetro.



ANÁLISIS COMPLEMENTARIO

Seguidamente se desarrolla un análisis complementario en relación a la fase de transformación reversa (la cual se denominó anteriormente como fase de transformación austenítica), dada la importancia clínica y práctica de este tramo, en el cual se recupera la forma original descargando tensiones de forma gradual y dentro de un rango de esfuerzo relativamente uniforme. En la figura 15 se delimita este intervalo por los puntos (d1) y (d2), correspondientes a la finalización de la etapa de recuperación elástica martensítica y la culminación de la transformación reversa de la martensita y también comienzo de la recuperación elástica de la fase madre.

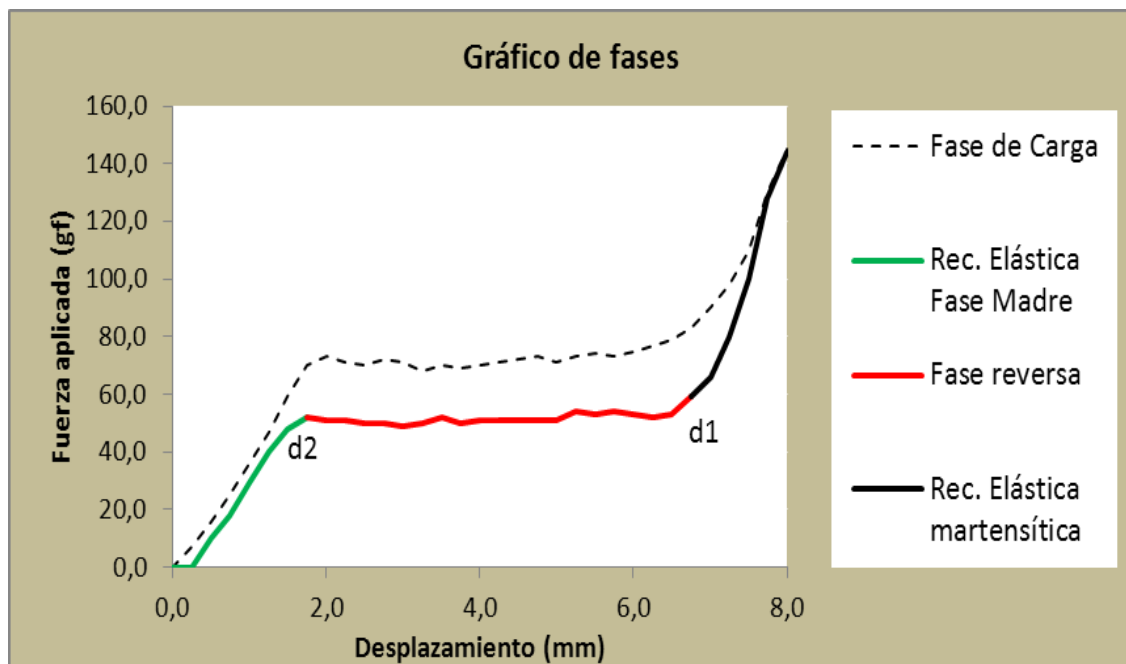


Figura 15.- Diagrama de fases.



ETAPA DE DESCARGA. Fase de transformación AUSTENÍTICA

Diámetro 0.014" Variable evaluada: Intervalo de desplazamiento de transformación reversa (mm).

La importancia de este análisis se basa en conocer la distancia que recorre el arco para volver a la fase austenítica. Es de interés, ya que nos indica cuales son las marcas que mantienen en el tiempo las tensiones, como así también las que caen más rápidamente. Esto incidirá en nuestro paciente a la hora de conocer cuando cambiar el arco a uno de diámetro mayor por agotamiento de su función, en más o menos prematuramente. Las diferencias entre medias grupales de la variable **Intervalo de desplazamiento de transformación reversa**, resultaron significativas estadísticamente (ANOVA: $F=56.684$; $p<0.05$), al evaluar alambres de **0.014"**.

El grupo 3M registró valores de Intervalo de desplazamiento significativamente menores que el resto (5,9mm). En orden creciente se posicionó el subconjunto que contiene a ORMCO (6,14mm) y RMO (6,20mm) y, finalmente los grupos Forestadent (6,71mm) y CAG (6,76mm), registraron medias similares y significativamente mayores que el resto ($p<0.05$). Estos datos sugieren que mientras mayor desplazamiento haya, los efectos en boca serán meas prolongados en el tiempo con menores consultas intermedias y mayor tiempo de funcionamiento del arco. Ver tabla 7 y figura 16. Resumen ver tabla 8 y figura 17.

Límites del Intervalo de desplazamiento de transformación reversa: Es importante conocer además de la amplitud del intervalo de transformación reversa, los valores límites de este trayecto ($d1$ y $d2$), ya que nos dan información relevante en relación a la máxima deformación admitida ($d2$) para que el alambre trabaje dentro de la zona de fuerzas uniformes y del valor en el cual las fuerzas comienzan a decaer ($d1$).



Diámetro 0.016" Variable evaluada: Intervalo de desplazamiento de transformación reversa (mm).

Las diferencias entre medias grupales de la variable **Intervalo de desplazamiento transformación reversa**, resultaron significativas estadísticamente (ANOVA: $F=33.592$; $p<0.05$), al evaluar alambres de **0.016"**. Ver tabla 9 y figura 18.

El grupo RMO registró valores de Intervalo de desplazamiento significativamente menores que el resto (6,20mm) ($p<0.05$). Los demás grupos GAC (6,71mm), Forestadent (6,60mm), ORMCO (6,79mm) y 3M (6,66mm) presentaron medias similares y no se diferenciaron de forma significativa entre sí ($p>0.05$). Ver tabla 10 y figura 19.



Tabla 7.- Valores estadísticos descriptivos: media, desviación estándar (DE), Mín. y Máx. de Intervalo de desplazamiento de transformación reversa según grupo o marca en arcos de 0.014” de diámetro.

Marca	Diámetro	Media	DE	Mínimo	Máximo
Forestadent	0.014”	6,72	0,18	6,53	6,94
RMO	0.014”	6,20	0,19	5,89	6,40
ORMCO	0.014”	6,14	0,09	6,02	6,26
GAC	0.014”	6,77	0,08	6,65	6,87
3M	0.014”	5,46	0,31	5,07	5,88

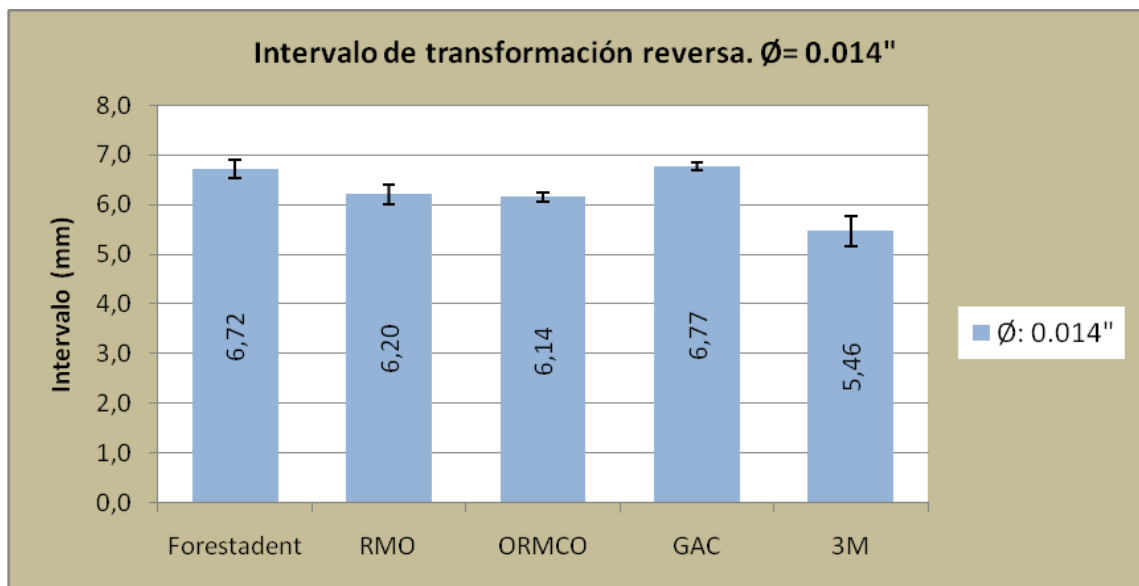


Figura 16.- Intervalo de desplazamiento de transformación reversa según grupo en alambres de 0.014”.



Tabla 8.- Intervalos de desplazamiento de transformación reversa e intervalos de recuperación de fase madre, según grupo en arcos de 0.014” de diámetro. Media y Desviación estándar.

Marca	Diámetro	d1-d2	DE (d1-d2)	d2	DE (d2)
Forestadent	0.014”	6,72	0,18	1,28	0,18
RMO	0.014”	6,20	0,19	1,80	0,19
ORMCO	0.014”	6,14	0,09	1,86	0,09
GAC	0.014”	6,77	0,08	1,23	0,08
3M	0.014”	5,46	0,31	2,54	0,31

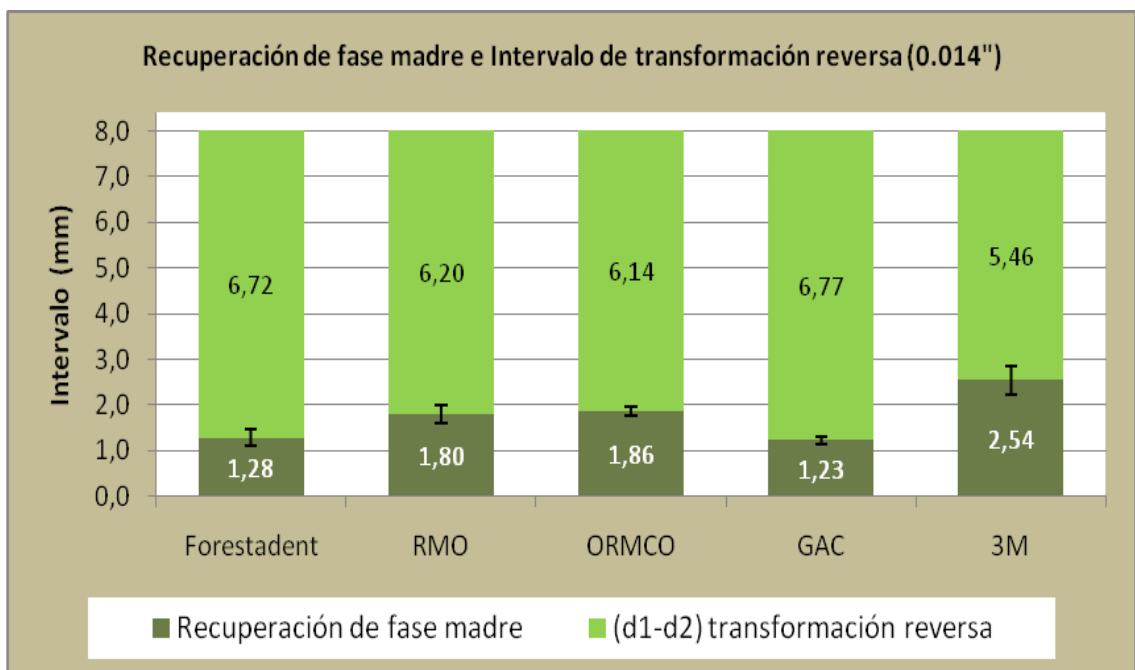


Figura 17.- Intervalos de desplazamiento de transformación reversa (verde claro) e intervalo de recuperación de fase madre (verde oscuro), según grupo en arcos de 0.14” de diámetro.



Tabla 9.- Valores estadísticos descriptivos: media, desviación estándar (DE), Mín. y Máx. de Intervalo de desplazamiento de transformación reversa según grupo o marca en arcos de 0.016” de diámetro.

Marca	Diámetro	Media	DE	Mínimo	Máximo
Forestadent	0.016”	6,60	0,11	6,46	6,74
RMO	0.016”	6,20	0,12	6,06	6,39
ORMCO	0.016”	6,79	0,12	6,63	6,97
GAC	0.016”	6,71	0,10	6,58	6,81
3M	0.016”	6,66	0,06	6,60	6,77

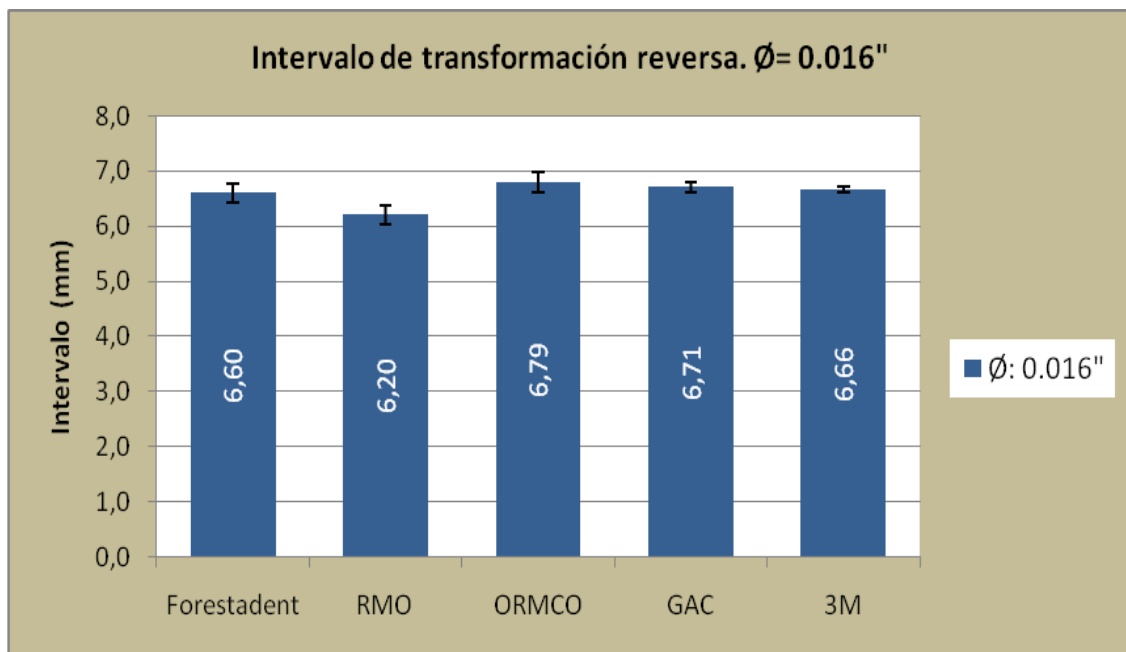


Figura 18.- Intervalo de desplazamiento de transformación reversa según grupo en arcos de 0.016”.



Tabla 10.- Intervalos de desplazamiento de transformación reversa e intervalos de recuperación de fase madre, según grupo en arcos de 0.016” de diámetro. Media y Desviación Estándar.

Marca	Diámetro	d1-d2	DE (d1-d2)	d2	DE (d2)
Forestadent	0.016”	6,60	0,11	1,40	0,04
RMO	0.016”	6,20	0,12	1,80	0,16
ORMCO	0.016”	6,79	0,12	1,21	0,21
GAC	0.016”	6,71	0,10	1,29	0,08
3M	0.016”	6,66	0,06	1,34	0,10

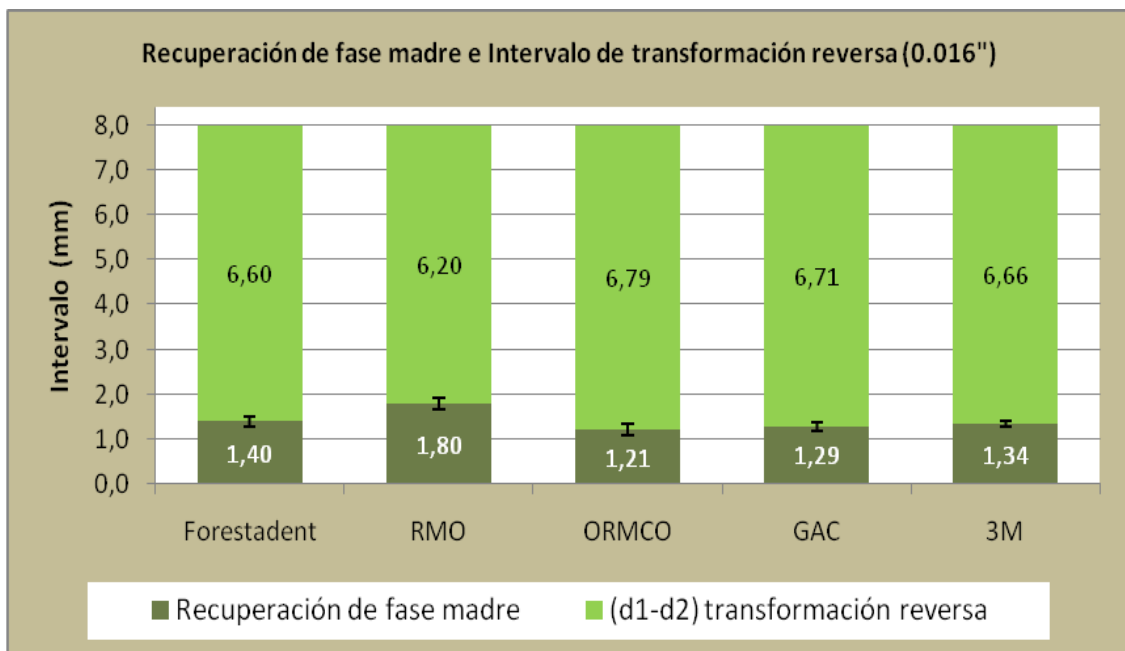


Figura 19.- Intervalos de desplazamiento de transformación reversa (verde claro) e intervalo de recuperación de fase madre (verde oscuro), según grupo en arcos de 0.016” de diámetro.



Resultados de Análisis por Elementos Finitos.

Gráficos de Análisis por Elementos Finitos.

Lo primero es obtener una geometría o gráfico CAD (asistido por computador) del modelo a testear, este graficado se realizó con el software CATIA® para luego ser “mallado” en programa ABAQUS® para hacer el análisis por elementos finitos. Este método considera al arco como un ensamble de pequeñas regiones interconectadas entre sí, representadas por figuras geométricas como tetraedros, hexaedros, etc. La unión entre cada uno de ellos se denomina nodo. (Bathe, Zienkiewicz)

Aquí se replicó un ensayo de flexión sobre una viga, que sería el arco ortodóncico, entre sus dos puntos de apoyo (21mm de separación) y una punta (2mm de diámetro acanalada 1mm) que incide sobre la sección para deformarla. Ver figura 20.

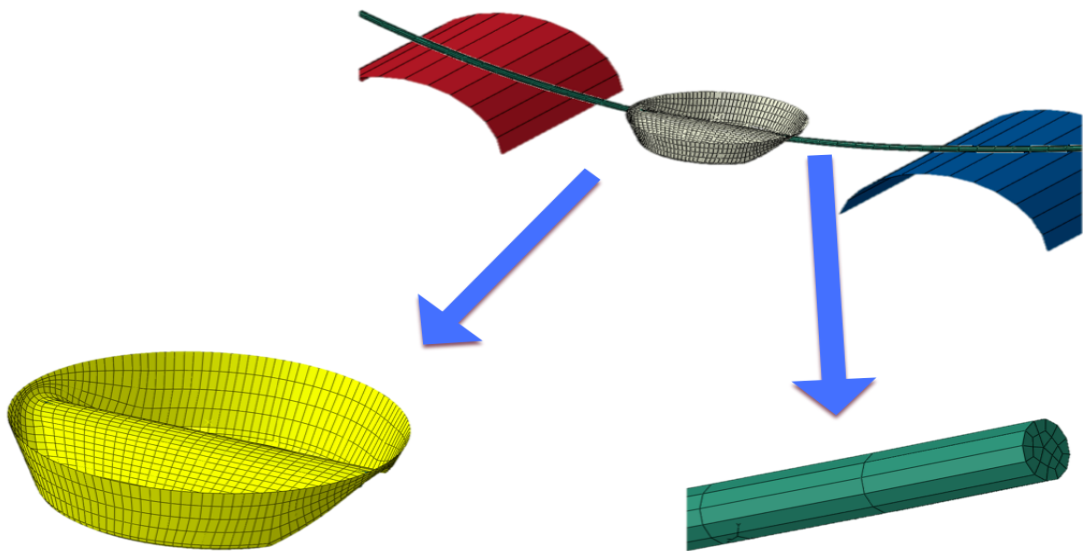


Figura 20. Partes de la probeta. Punta en color amarillo y arco de Níti en color verde.



Los resultados del ensayo mecánico son mostrados para el grupo A de arcos de diámetro 0.014”. Estos datos obtenidos desde la maquina universal de ensayos son expuestos en un eje y (carga) y un eje x (desplazamiento). A su vez se le incorpora el ensayo realizado con el sistema de Elementos Finitos con Software Abaqus®. Conociendo las propiedades de la aleación del Níquel Titanio descrito en la bibliografía preexistente, se determinan esos valores de información para utilizar en el computador, además de graficar las partes del ensayo (arcos, punta, apoyos). Si bien no es nuestro interés fabricar un arco, ya que EF se utiliza para predecir el comportamiento de una pieza pre fabricación, si nos resulta útil al momento de incorporar un movimiento a una pieza (el arco en este caso) preexistente y deducir el resultado. Debido a que en este estudio se necesita ver correspondencia solamente en la fase austenítica, es que se confecciona una curva de 3mm de desplazamiento que coincide con la etapa austenítica de los arcos de Níquel Titanio superelásticos. Ver figuras 20, 21 y 22.



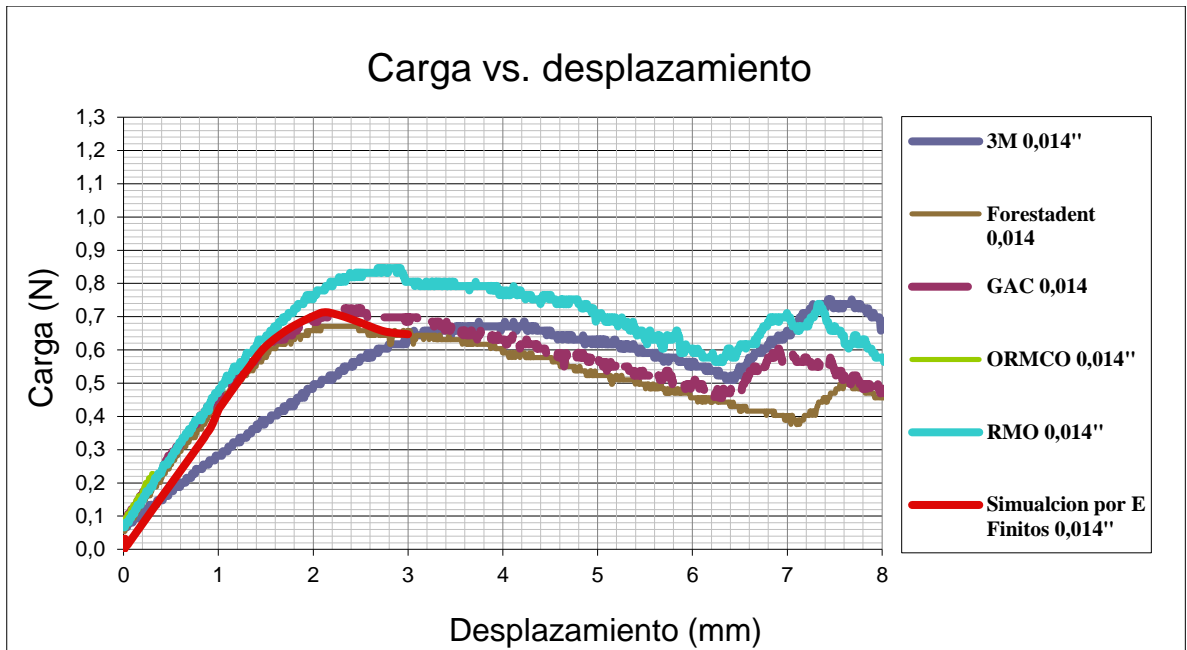


Figura 20. Arcos 0.014". Superposición de curvas con valores de carga para diámetro de arco nitinol 0.014". Obsérvese la correspondencia con el Análisis por Elementos Finitos resaltado en "rojo".

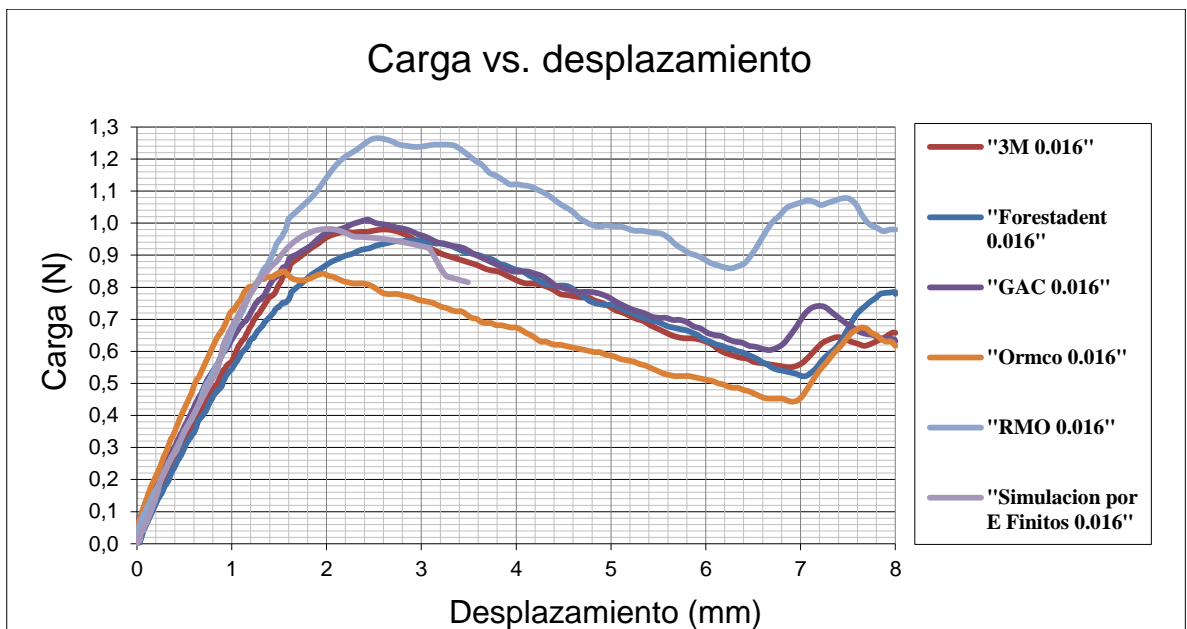


Figura 21. Arcos 0.016". Superposición de curvas con valores de carga para diámetro de arco nitinol 0.016". Obsérvese la correspondencia con el Análisis por Elementos Finitos resaltado en color "lila".



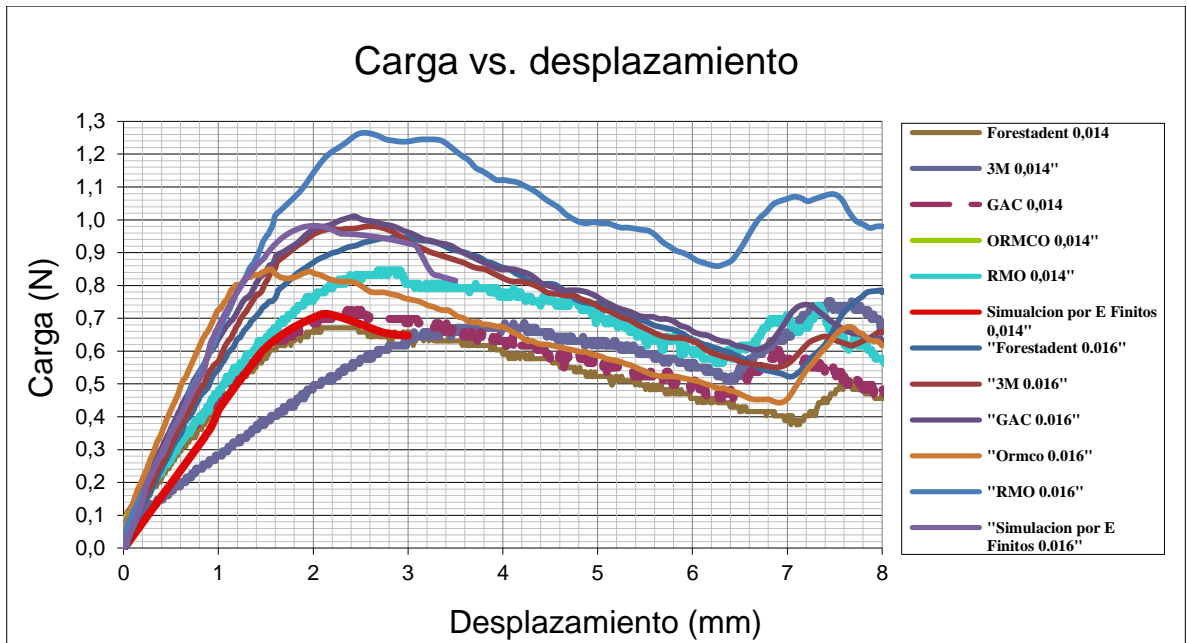


Figura 22. Arcos 0.014" y 0.016". Superposición de curvas totales. Arcos ORMCO 0.016" posee menor valor de tensión que RMO en 0.014" más fino.



Resultados: Explicación de Figuras de Análisis por Elementos Finitos.

Dentro del ensayo realizado con EF (elementos finitos) se utiliza un cálculo que expresa en un solo valor las tres tensiones presentes en el ensayo, luego de aplicar la fórmula. Este cálculo se denomina tensión equivalente de Von Mises, por su autor.

La tensión de Von Mises La **tensión de Von Mises** es una magnitud física proporcional a la energía de distorsión. En ingeniería estructural se usa en el contexto de las teorías de fallo como indicador de un buen diseño para materiales dúctiles. Este método de cálculo se utiliza para medir el esfuerzo y las distribuciones de tensión dentro de un material dúctil. Al comparar la energía de distorsión en una probeta ensayada a tensión con la energía de distorsión en la pieza real se obtiene el llamado esfuerzo equivalente o efectivo de Von Mises, que es *el esfuerzo a tensión uniaxial que generaría la misma energía de distorsión que la combinación de los esfuerzos reales aplicados*. En otras palabras, este concepto de esfuerzo equivalente o efectivo permite sustituir esfuerzos combinados multiaxiales de tensión y cortante por un único esfuerzo de tensión pura.

Criterio de Von Mises: magnitud física proporcional a la energía de distorsión. Viene dada por la siguiente ecuación:

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\frac{1}{2} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]}$$

Figura 23. Fórmula de Von Mises para cálculo de tensión equivalente. (σ = tensión).

Se realizaron modelos de elementos finitos de ambos diámetros de arcos con los correspondientes elementos y nodos. Ver Tabla 11.



En las siguientes figuras (24,25,26 y 27) se observan en la escala de colores la, fracción de martensita (variable SDV21) y la tensión equivalente (variable SDV22, en megapascales); tanto para arcos de diámetro 0.014” y 0.016” correspondientemente.



Tabla 11.- Modelos de Elementos Finitos para diámetros 0.014" y 0.016".

Arco 0.014"

nodos	2019
elementos	1440

Arco 0.016"

nodos	2559
elementos	1868



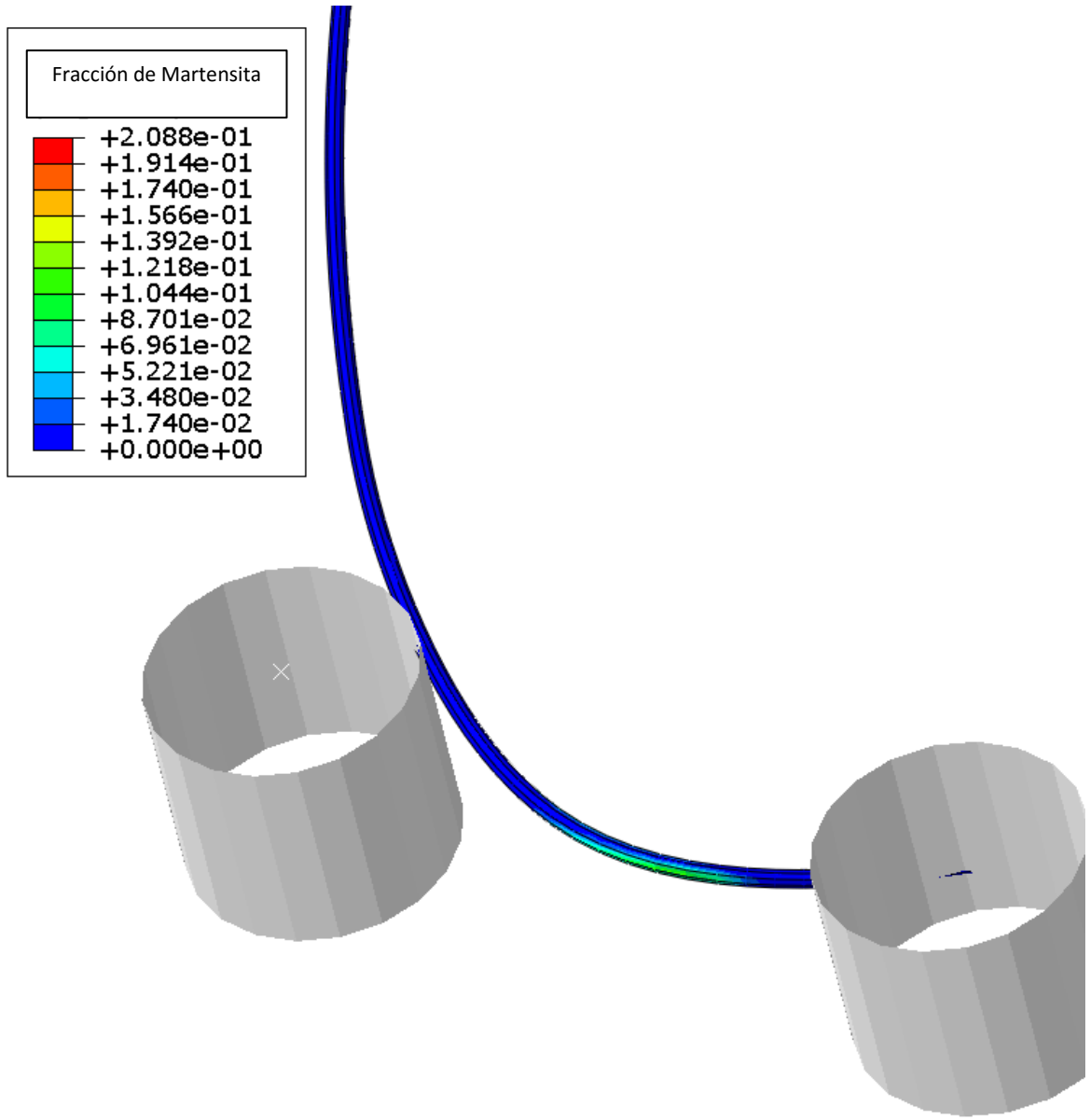


Figura 24. Análisis por Elementos Finitos. Ensayo computarizado. Fracción de martensita para un arco de diámetro 0.014”.



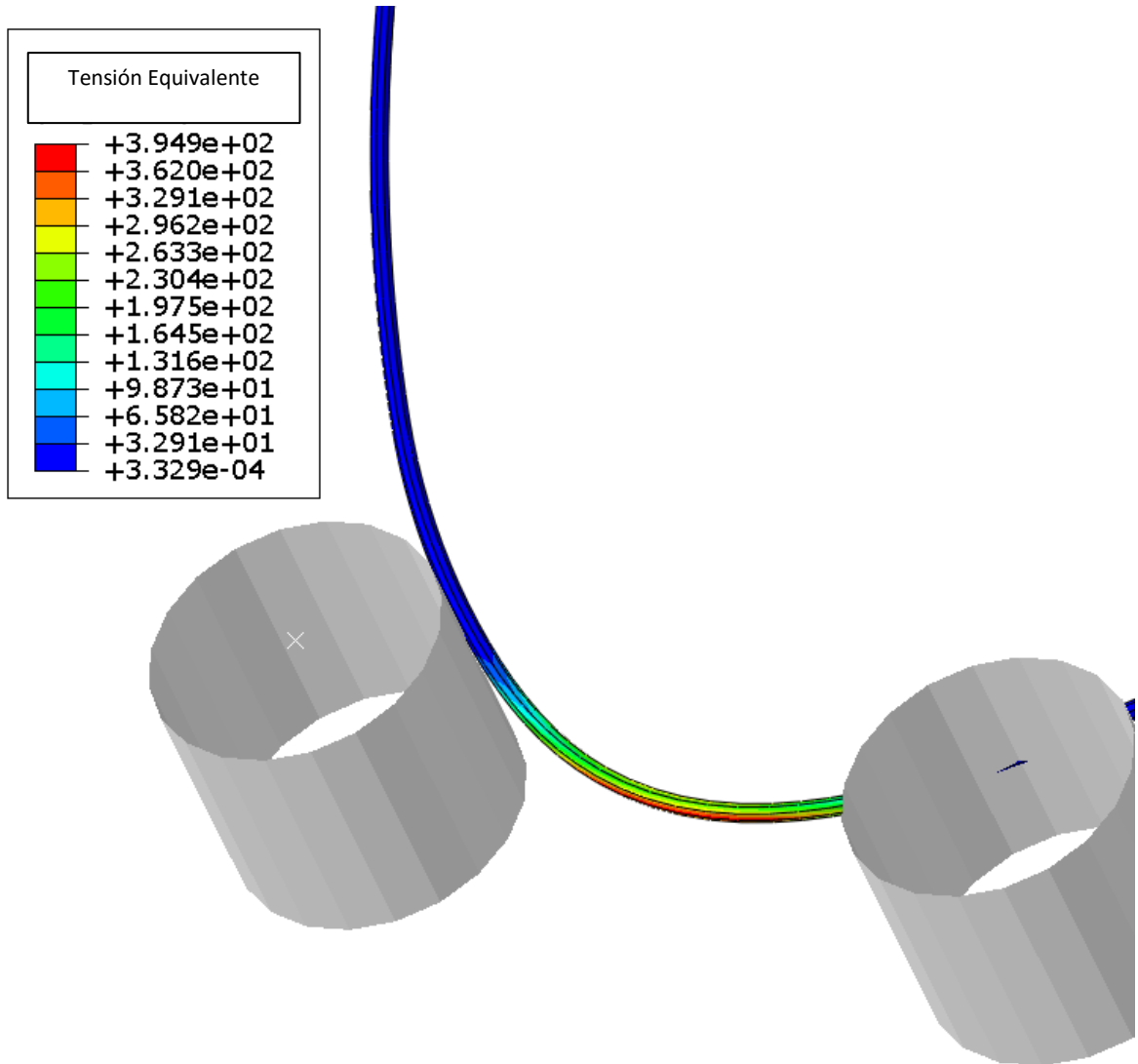


Figura 25. Análisis por Elementos Finitos. Ensayo computarizado. Tensión equivalente para un arco de diámetro 0.014”. Expresado en Mpa(megapascales).



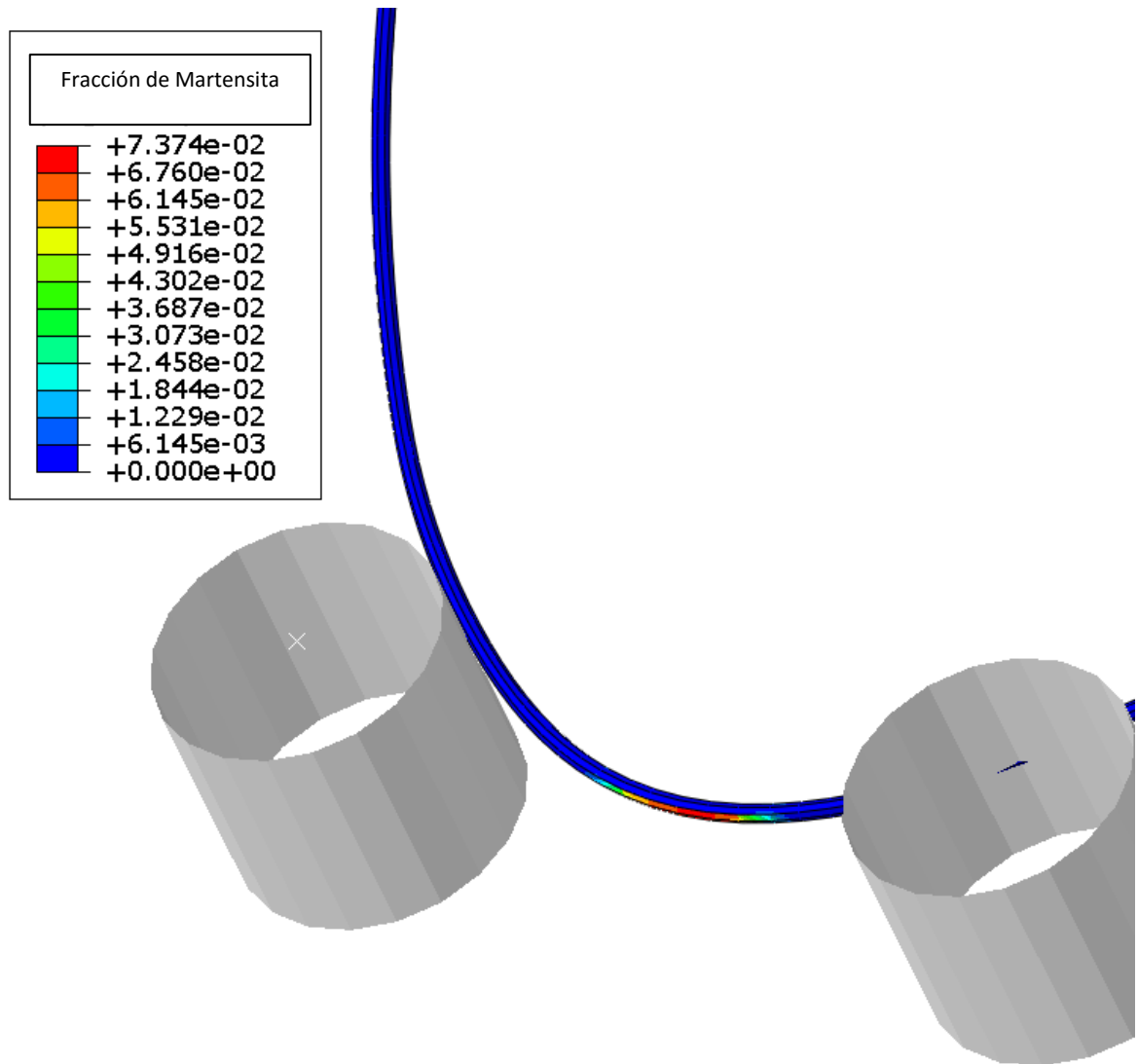


Figura 26. Análisis por Elementos Finitos. Ensayo computarizado. Fracción de martensita para un arco de diámetro 0.016”.



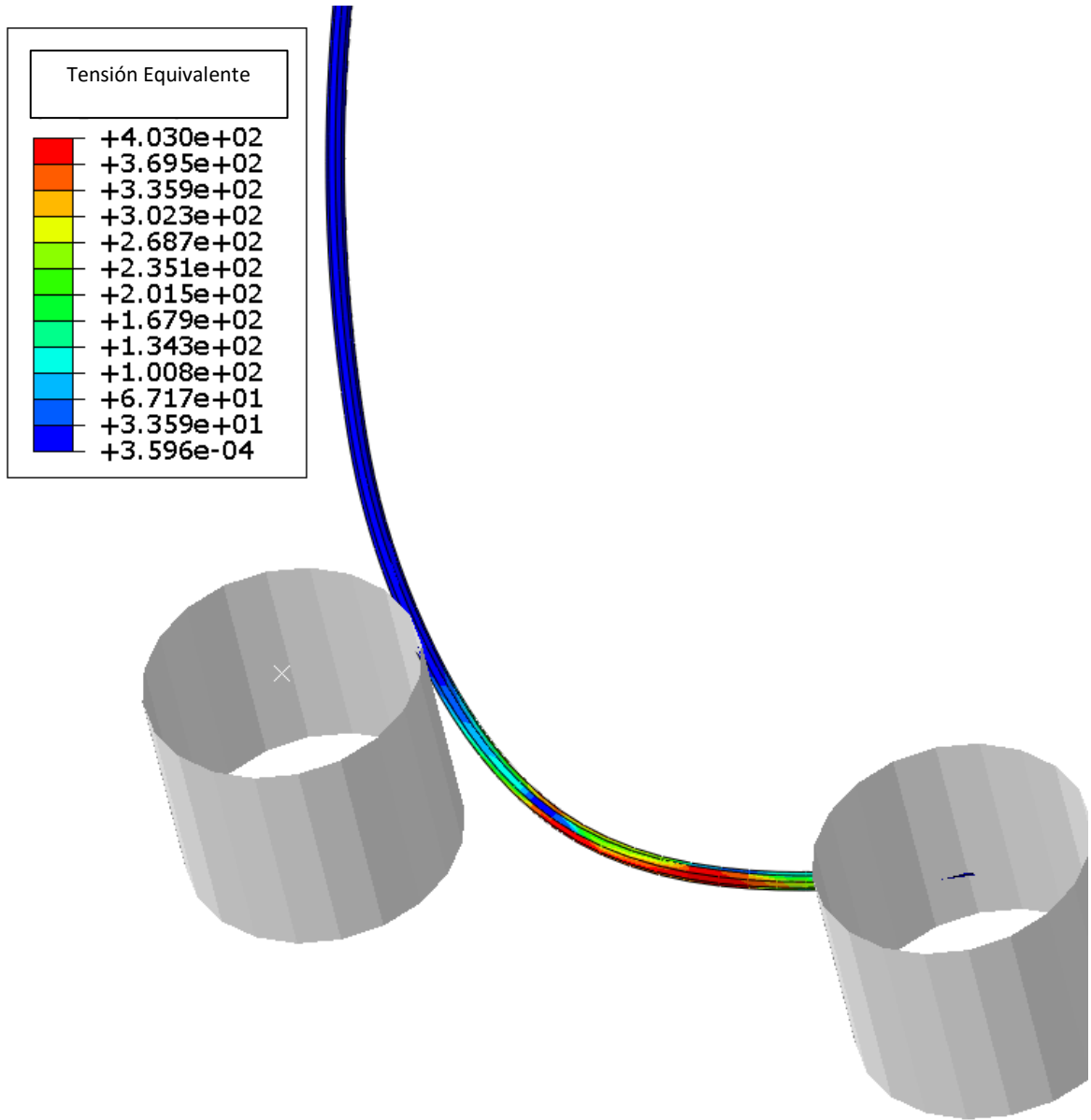


Figura 27. Análisis por Elementos Finitos. Ensayo computarizado. Tensión equivalente para un arco de diámetro 0.016". Expresado en Mpa(megapascales).



CAPITULO IV: DISCUSIÓN

Ensayos Mecánicos

Sobre las condiciones experimentales del ensayo y una explicación de las formas de las curvas observadas. Según descripto en la Figura 4, la cuerda representa la longitud L entre los puntos de apoyo.

$$r = \left[\frac{c^2}{8f} + \frac{f}{2} \right] \quad L'(\text{arco}) = 2 \cdot r \cdot \text{arco seno} \left(\frac{L/2}{r} \right)$$

r: radio

f: flecha (en nuestro caso es el desplazamiento)

c: cuerda (distancia entre pivotes: 21mm)

L': arco (longitud real de arco)

Dentro de las condiciones del ensayo para un desplazamiento de 8mm, el arco es de 28.36mm (8.36mm más que L) esto se debe a que además de la flexión hay otro componente que se produce que es el desplazamiento, hechos ambos unidos que suceden combinados también en el movimiento dentario del ambiente bucal; es por ello que han sido tan exitosas y están en auge las técnicas ortodóncicas denominadas “low friction” (Fig. 28) o de baja fricción, que son amables con el deslizamiento a través de sus componentes

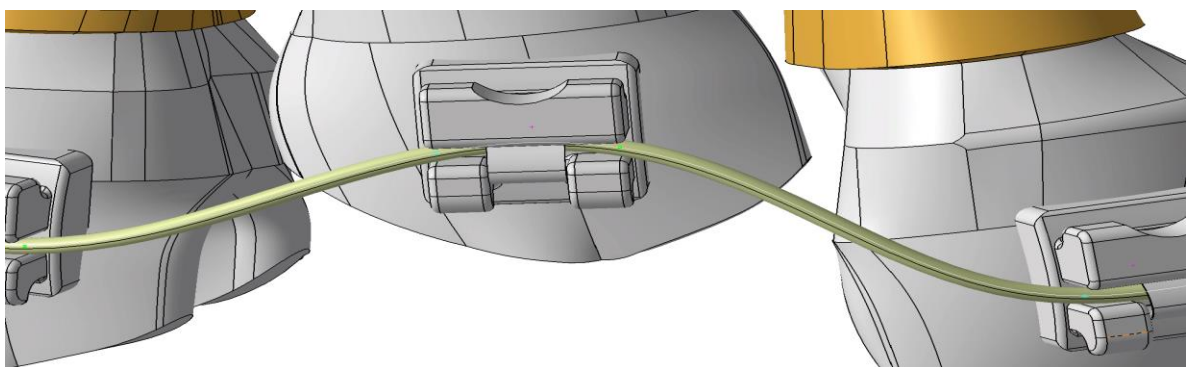


Figura 28.- Arco redondo trabajando ante una deformación con brackets autoligables. Diseño CAD ©.

(brackets, arcos y ligaduras); donde la bibliografía y la OBE (odontología basada en evidencia) (Richards-Lawrens 1995) ha dejado sentadas bases en lo que respecta a los



beneficios de esta unión: ya sea de superficies (Gravina, Meier, Wichelhaus) y compuestos superelásticos, bajas fuerzas constantes en el tiempo y limitando el roce entre metales; ya que disponen máximo deslizamiento, (ver figura 29 y 30) evitando partes de silicona (ligaduras) en los aparatos; tanto para los pacientes por su rapidez de terminación en los tratamientos como para el operador en la clínica, en menor cantidad de sesiones y menos cantidad de arcos. Acotando así la técnica y extendiendo la visita del paciente entre citas.

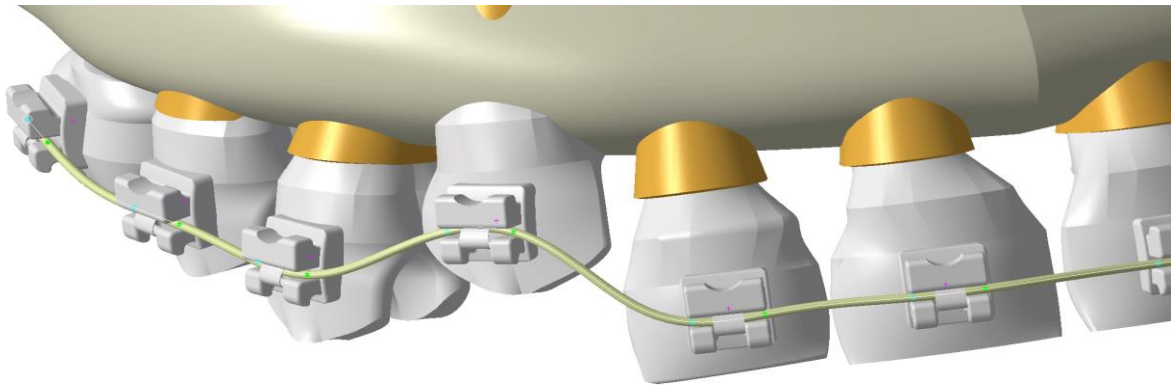


Figura 29. Aparatología ortodóncica autoligable en descenso de una pieza canina. Diseño CAD ©.

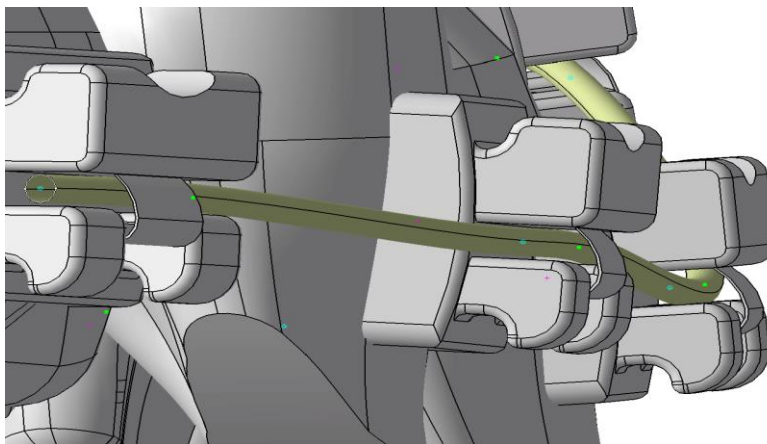


Figura 30.- Vista lateral del acomodamiento del arco superelástico dentro del slot de brackets autoligables. Diseño CAD ©.

Un buen arco odontológico debe exhibir baja rigidez, buena recuperación elástica (springback) y alta formabilidad para la alineación de los dientes. Estas características dependen de las propiedades físicas y mecánicas del material. Los alambres de nitinol (aleación de níquel-titanio casi equiatómica), presentan estas propiedades, además de



mostrar propiedades de memoria de forma y superelasticidad. Estas últimas dos propiedades son atribuidas a una transformación martensítica que ocurre como resultado de un cambio en la temperatura o en la tensión (Suarez Quintanilla). La transformación martensítica involucra dos fases: la fase madre (austenita) y la fase transformada (martensita). Como la austenita y la martensita tienen diferente estructura cristalina y propiedades mecánicas, las características más notables del nitinol (memoria de forma y superelasticidad) son el resultado de la naturaleza reversible de la transformación martensítica. (Mullins, Olson)

Seguidamente desarrollamos el análisis complementario en relación a la fase de transformación, dada la importancia práctica de este tramo, en el cual se recupera la forma original descargando tensiones de forma gradual y dentro de un rango de esfuerzo relativamente uniforme. En el figura 15 se delimita este intervalo por los puntos (d1) y (d2), correspondientes a la finalización de la etapa de recuperación elástica martensítica y la culminación de la transformación reversa de la martensita y también comienzo de la recuperación elástica de la fase madre.

Cuando se lleva a cabo un ensayo de tracción entre d1 y d2 ocurre un plateau en la tensión de la curva tensión-deformación debido a la transformación de la martensita en austenita. Descargando dentro del plateau, el material puede recuperarse completamente; a este fenómeno se le llama superelasticidad o pseudoelasticidad. (Olson)

La superelasticidad es una propiedad mecánica que es definida por la forma de la gráfica *tensión-deformación* del ensayo de tracción o la gráfica *carga-deflexión* del ensayo de flexión. Existe una histéresis mecánica durante el ensayo de tracción, esto es, la tensión en carga es distinta a la de descarga. La región aproximadamente lineal (plateau) durante la descarga ha sido definida como la región superelástica y la diferencia entre el plateau de tensión en carga y en de descarga, es la histéresis superelástica. Esta histéresis implica una gran absorción de energía por parte del material en situaciones cíclicas. Durante el proceso de cambio de fase, coexisten dos fases y la deformación es inhomogénea, y por lo tanto, la deformación indicada en la curva representa un valor promedio de deformación dentro de la zona calibrada. Llegando al final del plateau de tensión, la mayoría del material ha transformado en martensita, pero al ser un material policristalino,



puede quedar algo de austenita residual que se transformará a tensiones mayores. Similar a la inestabilidad de la austenita durante la carga, la martensita se vuelve inestable cuando la tensión cae por debajo de un cierto nivel donde la martensita comienza a transformarse nuevamente en austenita.

A considerar:

Un aspecto a contemplar aquí es la posibilidad de mejorar en más o menos las propiedades de estas aleaciones superelásticas, ya sea su memoria de forma o su superelasticidad. Si bien la programación de la martensita se realiza con altas temperaturas o muy bajas, se puede reprogramar su estructura una vez conformado el arco, con electrodos haciendo discurrir una corriente por un segmento y/o todo el arco (Brauchli). Es decir, se podría inferir la posibilidad de “settear” o “individualizar” los arcos a medida para cada uno de los pacientes según su “forma y tamaño” maxilar/mandibular, o bien modificar el arco en algún caso requerido especialmente. Estos datos serán necesitados de estudios sucesivos en orden de lograr una ortodoncia individualizada, y no los estandarizados tamaños: “S”, “M”, “L” (small, medium y large) y formas: “cuadrado” u “ovoidal” a la que estamos acostumbrados a usar, limitada, actual y comercialmente presentes.

Las diferencias fueron estadísticamente significativas en ambos grupos G1 y G2. Lo que sugiere que ninguno de los arcos responde igual ante las cargas, observándose los más altos valores para diámetro 0.014” en RMO (69,80gf) comparado con el 0.016” de la marca ORMCO (69,70gf), es decir de mayor diámetro y menor carga que el primero. Debido a las diferencias entre los arcos de los dos grupos y la disparidad de valores entre ambos, no es recomendable usar arcos de distinta marca comercial y diferentes diámetros en un mismo paciente.

Los resultados de menor carga registrados fueron de GAC (52,5gf) en diámetro 0.014”.

Los resultados de menor carga para 0.016” fue ORMCO (69,70gf).

Los resultados de menor descarga en 0.014” fue GAC (29,2gf).

Los resultados de menor descarga en 0.016” fue ORMCO (38,8gf).

Además se realizó un análisis complementario en descarga a fase austenítica para medir la distancia en la que el arco mantenía su funcionamiento, mostrando que los valores más



bajos son para 3M(5,46mm) en el grupo 1 y RMO(6,20mm) en el grupo 2. Los más altos los registran GAC (6,77mm) para 0.014” y ORMCO (6,79mm) para 0.016”. Las distancias de desplazamientos funcionales del arco en descarga hacia la fase austenítica varían, por lo que se requiere estudio de cada marca antes de utilizarlo para saber cuándo realizar el cambio al arco subsiguiente de mayor diámetro en la secuencia clínica.

En todos los grupos evaluados, las fuerzas medias aplicadas difirieron significativamente ($p < 0.05$) según los diámetros (0.014” y 0.016”), como vimos anteriormente estas diferencias las necesita conocer el ortodoncista a la hora de seleccionar un arco “clínicamente” ideal, ya que serán menos confortables al paciente los arcos de valores tensionales más altos.

El grupo RMO entre sus dos diámetros, fue el que más diferencia registró (40.22gf) y el que menos se diferenció entre diámetros fue ORMCO (10.73gf). Este dato resulta muy útil en el momento de cambiar el diámetro de arco en la boca del paciente, para lograr una continuidad o “secuencia” incremental en el diámetro y acción del arco en la boca del paciente, es decir un movimiento progresivo de las piezas y continuo.

Además evitar el cambio de marcas entre secuencias de arcos en la clínica, ya que sino se traducirá en dolor en el paciente. (Abdelrahman)

Al retirar la carga, se observa que el material retransforma a una tensión menor, siendo la deformación resultante cero o casi cero, como ocurriría con un material perfectamente elástico.

Experiencia clínica, estudio de la bibliografía existente, meta análisis y los aportes de este estudio serán útiles a la hora de la elección del arco a utilizar en cada caso, y no excedernos en la clínica al momento de deformar un arco excediendo las fuerzas biológicamente aceptadas en aquellas situaciones de apiñamientos severos que exigen comenzar con arcos livianos o entrecruzados (coaxiales o Trenzados).

Para conseguir el mínimo movimiento ortodóncico, recordamos que son necesarios de acuerdo a Ricketts en su estudio de “superficie radicular enfrentada al movimiento” y Proffit, de 25g a 75g en incisivos, 75g a 150g en caninos y premolares y de 100g a 300g



en molares, por lo que éste análisis de arcos actuales está dentro de los parámetros encontrados en la bibliografía existente.

Análisis por Elementos Finitos

El **análisis por elementos finitos (FEA)**, siglas en inglés de Finite Element Analysis) es una técnica de simulación por computador usada en ingeniería. Usa una técnica numérica llamada método de los elementos finitos (FEM).

Historia

El análisis de elementos finitos desde su enfoque matemático fue desarrollado en 1943 por Richard Courant, quien usó el Método de Ritz del análisis numérico y el cálculo variacional para obtener soluciones aproximadas para sistemas oscilatorios. Desde un punto de vista ingenieril, el **análisis de elementos finitos** se origina como el 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, la demanda de la NASA repercutió en el desarrollo del software de elementos finitos NASTRAN® en 1965.

Aplicaciones

En estas aplicaciones, el objeto o sistema se representa por un modelo geoméricamente similar que consta de múltiples regiones discretas, simplificadas y conectadas. Ecuaciones de equilibrio junto con consideraciones físicas aplicables así como relaciones constitutivas, se aplican a cada elemento y se construye 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. Siendo un método



aproximado, la precisión de los métodos FEA puede ser mejorada refinando la discretización en el modelo, usando más elementos y nodos.

Comúnmente se usa FEA en determinar los esfuerzos y 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 difícilmente encontradas.

En general, hay tres fases en cualquier tarea asistida por computador:

1. Pre-procesamiento. Definir el modelo de elementos finitos y los factores ambientales que influyen en él.
2. Solución del análisis. Solucionar el modelo de elementos finitos.
3. Post-procesamiento de resultados usando herramientas de visualización.

Pre-procesamiento

El primer paso en FEA, pre-procesamiento, es construir un modelo de elementos finitos de la estructura a ser analizada. En muchos paquetes de FEA se requiere de la entrada de una descripción topológica de las características geométricas de la estructura. Ésta puede ser 1D, 2D, o 3D. El objetivo principal del modelo es replicar de manera realista los parámetros importantes y características del modelo real. La manera más sencilla para conseguir similitud en el análisis es utilizar planos pre existentes, modelos CAD, o datos importados de un ambiente FEA. Una vez se ha creado la geometría, se utiliza un procedimiento para definir y dividir el modelo en "pequeños" elementos. En general, un modelo de elementos finitos está definido por una malla, la cual está conformada por elementos y nodos. Los nodos representan puntos en los cuales se calcula el desplazamiento (análisis estructural). Los paquetes de FEA enumeran los nodos como una herramienta de identificación. Los elementos están determinados por conjuntos de nodos, y definen propiedades localizadas de masa y rigidez. Los elementos también están definidos por la numeración de la malla, la cual permite referenciar la correspondiente deflexión o esfuerzo (en análisis estructural) para una localización específica.



Análisis

En la siguiente etapa en el proceso de análisis de elementos finitos se lleva a cabo una serie de procesos computacionales que involucran fuerzas aplicadas, y las propiedades de los elementos de donde producir un modelo de solución. Tal análisis estructural permite la determinación de efectos como lo son las deformaciones, estiramiento o estrés que son causados por fuerzas estructurales aplicadas como lo son la fuerza, la presión y la gravedad.

Post-procesamiento

Estos resultados entonces pueden ser estudiados utilizando herramientas visuales dentro del ambiente de FEA para ver y para identificar completamente las implicaciones del análisis. Herramientas numéricas y gráficas permiten la localización precisa de información como esfuerzos y deformaciones a ser identificadas.

Aplicación de FEA a la industria de la ingeniería mecánica

Una variedad de especializaciones bajo el ámbito de la ingeniería mecánica tal como lo es la aeronáutica, biomecánica, y las industrias automotrices, todas comúnmente usan el análisis de elementos finitos integrado en el diseño y desarrollo de sus productos. Varios paquetes modernos de FEA incluyen componentes específicos como el térmico (termal), electromagnético, fluido y ambientes de trabajo estructural. En una simulación estructural el análisis de elementos finitos ayuda a producir visualizaciones de rigidez y fuerza y además ayuda a minimizar peso, materiales y costos. El análisis de elementos finitos permite una detallada visualización de en donde las estructuras se doblan o tuercen, e indica la distribución del esfuerzo y los desplazamientos. Los programas computacionales de análisis de elementos finitos proveen un amplio rango de opciones de simulación para controlar la complejidad de ambos, el modelado y el análisis de un sistema. De forma similar, el nivel deseado de precisión y los requerimientos de tiempo computacional



asociados pueden ser manejados simultáneamente para atender a la mayoría de las aplicaciones de ingeniería.

El análisis de elementos finitos, permite la construcción de diseños enteros, su refinación y la optimización de éstos antes de que el diseño sea manufacturado. Esta poderosa herramienta de diseño ha mejorado en gran forma, ambos, el estándar de diseños en ingeniería y la metrología del proceso del diseño en muchas aplicaciones industriales. La introducción del análisis de elementos finitos ha reducido el tiempo que se toma para llevar productos desde el concepto hasta la línea de producción. A través de la mejora de diseños de prototipos iniciales usando el análisis de elementos finitos se han acelerado, principalmente, las pruebas y el desarrollo. En resumen, los beneficios del análisis de elementos finitos son: una alta precisión, diseño mejorado, y una mejor percepción de los parámetros críticos de diseño, prototipos virtuales, menos prototipos de hardware, y ciclo de diseño más rápido y económico, alza en la productividad y en las ganancias.

Ingeniería asistida por computadora (CAE) y el FEA en la industria

La habilidad de modelar un sistema estructural en 3D puede proveer un poderoso y preciso análisis de casi cualquier estructura. Los modelos tridimensionales, en general, pueden ser producidos usando un rango de paquetes comunes de diseño asistido por computadora. Los modelos tienden a entrar en un rango amplio variando en complejidad y en formato de archivo, dependiendo del programa computacional (software) de creación del modelo en 3D y en la complejidad de la geometría del modelo. El análisis de elementos finitos es una industria creciente en el análisis de diseño de productos y desarrollos en ingeniería. El uso de FEA como una herramienta de ingeniería de manera habitual está creciendo rápidamente. Los avances en el poder de procesamiento de las computadoras, del FEA y del software de modelado ha permitido la continua integración de FEA en los campos de ingeniería en diseño de productos y desarrollo.

Han habido muchas cosas que han restringido el desempeño y finalmente la aceptación y utilización de FEA en conjunción con el CAD en las etapas de diseño del producto y su desarrollo. Las separaciones en compatibilidad entre los formatos de archivos de programas de CAD y FEA limitaban el grado en que las compañías podían diseñar



fácilmente y probar sus productos usando la combinación de CAD y FEA respectivamente. Típicamente, los ingenieros usan software CAD especializado en el modelado en el diseño del producto, y después se exporta ese diseño a un paquete de FEA para ser el análisis.

Tendencias actuales de FEA en la industria

Modelado Dinámico

Hay una creciente demanda por modelado dinámico en FEA en la industria de vehículos pesados. Muchas compañías de vehículos pesados se están alejando del tradicional análisis estático y están haciendo uso de software de simulación dinámica. La simulación dinámica incluye la aplicación de FEA en un sentido más realista para tener en cuenta los efectos complicados de analizar varios componentes y ensambles con características reales.

Modelado de ensambles

La simulación dinámica, usada en conjunción con el modelado de ensambles, introduce la necesidad de unir componentes de distintos materiales y geometrías. Así que, las herramientas para la ingeniería asistida por computador deben tener capacidades comprensivas para utilizar fácilmente fiables conectores en los modelos, los cuales pueden incluir uniones que permiten movimiento relativo entre los componentes, remaches, y soldaduras.

A Considerar:

La distribución de tensiones en los arcos redondos de Niti superelástico se observan en la inducción de tensiones a temperatura corporal por medio de una carga inicial y por el springback o transformación martensítica a austenítica, la que tiene relación directa a la zona de incisión de la fuerza, estas tensiones variarán de acuerdo a la sección del alambre y a la carga colocada en ella, siendo el comportamiento de la aleación superelástico por su recuperación luego de tener



una larga deformación a una tensión y temperaturas constantes, llamado esto memoria de forma. De allí la importancia de esta aleación y su conocimiento pormenorizado asistiendo a la ortodoncia por sobre otros tipos de aleaciones.

Simulando esta situación en computador obtenemos una representación gráfica de la zona en funcionamiento correspondiéndose con el ensayo mecánico y cooperando en el conocimiento de este material en biomecánica y sus características activas de transformación de fase o superelasticidad. Futuros estudios se necesitaran para conocer el índice de fatiga de cada marca comercial, rugosidad de superficie y ensayos de torsión.

Todos los arcos presentaron diferencias significativas estadísticamente, aunque es muy poca la diferencia de funcionamiento de los mismos en condiciones prácticas.

En el Análisis por Elementos Finitos, las tensiones equivalentes de Von mises revelaron para el diámetro 0.014” un valor de transformación del 39% y en 0.016” el 40% de su capacidad.. Es decir, la propiedad superelástica de los arcos es realmente notoria ante una gran deformación.

Este sistema nos aporta predictibilidad, una vez obtenido el gráfico CAD y su “mallado” podremos simular diferentes movimientos que replicarían situaciones clínicas complejas, deduciendo de manera muy aproximada a la realidad, su comportamiento y conociendo datos que el ensayo mecánico no revela por sí mismo.

Observando la coincidencia entre los parámetros establecidos en estos dos estudios (Ensayos mecánicos y Análisis por Elementos Finitos), es que obtenemos las conclusiones finales siguientes.

CAPITULO V: CONCLUSIONES

Según los resultados obtenidos y dentro de las condiciones expuestas en este estudio, podemos elaborar las siguientes conclusiones:



- ✓ Los arcos del mismo diámetro y diferentes marcas, poseen distinto comportamiento mecánico para su funcionamiento en ensayo de carga tanto como en descarga.
- ✓ Las longitudes recorridas por el arco en fase de descarga son todas distintas y varían de acuerdo a la marca comercial.
- ✓ Hay diferencias en las curvas de tensión-deformación y carga-deflexión entre diferentes marcas comerciales y diferentes diámetros.
- ✓ Las fuerzas producidas por los arcos evaluados, fueron acordes con los estándares ortodóncicos descritos en la bibliografía.
- ✓ La coincidencia entre el ensayo mecánico y los parámetros evidenciados por el análisis con elementos finitos, permiten considerar a éste último método como factible en la predicción del comportamiento de estos arcos.

BIBLIOGRAFIA

Abdelrahman RSh, Al-Nimri KS, Al Maaitah EF. “A clinical comparison of three aligning archwires in terms of alignment efficiency: A prospective clinical trial.” Angle Orthod. 2015 May;85(3):434-9. PMID: 25090135



Abdelrahman RSh1, Al-Nimri KS2, Al Maaitah EF3. "Pain experience during initial alignment with three types of nickel-titanium archwires: a prospective clinical trial". *Angle Orthod.* 2015 Nov;85(6):1021-6. doi: 10.2319/071614-498.1.

Airoldi G, Riva G. "Innovative materials: the NiTi alloys in orthodontics". *Biomed Mater Eng* 1996;6(4):299-305.

Andreasen GF, Hillerman T B; "An evaluation of 55-cobalt substituted wire for orthodontics", *J. Am. Dent. Assoc.* 82 1971, p.1373-1375.

Andreasen GF y Morrow RE; "Laboratory and Clinical Analyses of nitinol wire". *Am J Orthod.* (1978); 73: p142-151.

Arreghini A, Lombardo L, Mollica F, Siciliani G. "Load deflection characteristics of square and rectangular archwires". *Int Orthod.* 2016 Mar;14(1):1-14.

Bantleon HP, Droschl H, Stern G. "Different applications of various wire alloys in fixed appliance technic". *Inf Orthod Kieferorthop* 1989; 21(2):173-183.

Bathe KJ (1995): "Finite Element Procedures", Prentice Hall, 2nd edition.

Bennet J.C, Mc Laughlin. *Mecánica en el Tratamiento de Ortodoncia y Aparatología de Arco Recto.* "Transición del arco de canto a los sistemas de aparato preajustado" (65-87). Editorial Mosby-Doyma Libros, 1998. España.

Bennett, J C; McLaughlin, R P; Bascones, A; Canut, J; Canut, J. *Mecánica en el tratamiento de ortodoncia y la aparatología de arco recto.* Editor: Harcourt Brace, 1994.

Berrocal LO (2007). *Resistencia de materiales*, Madrid: Ed. McGraw-Hill.

Berzins DW, Roberts HW. Phase transformation changes in thermocycled nickel-titanium orthodontic wires. *Dent Mater* 2010; 26(7):666-674.



Biermann MC, Berzins DW, Bradley TG. Thermal analysis of as-received and clinically retrieved copper-nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod* 2007; 77(3):499-503.

Bolender Y, Verniere A, Rapin C, Filleul MP. Torsional superelasticity of NiTi archwires. *Angle Orthod* 2010; 80(6):1100-1109.

Brantley WA, Iijima M, Grentzer TH. Temperature-modulated DSC provides new insight about nickel-titanium wire transformations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124(4):387-394.

Brauchli LM, Keller H, Senn C, Wichelhaus A. "Influence of bending mode on the mechanical properties of nickel-titanium archwires and correlation to differential scanning calorimetry measurements". *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011

Buehler, W.J., Wiley, R.C. Naval Ordnance Laboratory Report. US Navy, White Oaks, Md; 1961:61.

Burstone CJ, Goldberg AJ; "Beta-titanium: A new orthodontic alloy", *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 77 (1980), p.121-132.

Burstone CJ; "Variable-modulus orthodontics" *Am. J. Orthod.* (1981); 80: p. 1-16.

Cai Y, Yang X, He B, Yao J." Finite element method analysis of the periodontal ligament in mandibular canine movement with transparent tooth correction treatment". *BMC Oral Health*. 2015 Sep 4.

Canales C, Larson M, Grauer D, Sheats R, Stevens C, Ko CC. "A novel biomechanical model assessing continuous orthodontic archwire activation". *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013 Feb

Canut Brusola J. "Concepto de ortodoncia". En: Canut Brusola J. *Ortodoncia Clínica y Terapéutica*. Ed Masson 2da Edición 2001. 1-16.



Canut Brusola J, Sampietro "Movimiento Ortodónico: reacción tisular ante las fuerzas"
Fuentes A. (255-274), "Biomecánica" Plasencia Alcina E (275-289).

Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. "The Finite Element method: a Tool to Study
Orthodontic Tooth Movement". J Dent Res 84(5):428-433, 2005.

Chang R, Nikolai RJ; "Temperature influences on Ni-Ti alloy wire responses in flexure",
J.Dent. Res. 73 (1994), p.323, Abstr.Nº1767.

Christian J, Olson G, Cohen M. "Classification of Displacive Transformations: What is a
Martensitic Transformation?". Journal de Physique IV, 1995, 05 (C8), pp.C8-3-C8-10.

Ciarlet PG (1978): The Finite Element Method for Elliptic Problems, North-Holland,
Ámsterdam, 1978.

Clocheret K, Willems G, Carels C, Celis JP. Dynamic frictional behaviour of orthodontic
archwires and brackets. Eur J Orthod 2004; 26(2):163-170.

Courant R L, "Variational Methods for the Solution of Problems of Equilibrium and
Vibration," *Bulletin of the American Mathematical Society*, 49, 1943, pp. 1-23.

Dalstra M, Melsen B. Does the transition temperature of Cu-NiTi archwires affect the
amount of tooth movement during alignment? Orthod Craniofac Res 2004; 7(1):21-25.

Dolce, Cardone; Mechanical behaviour of shape memry alloys for seismic applications;
International Journal of Mechanical Sciences; 43 (2001) 2657-2677.

Echarri P, Bonughi A. Diagnóstico en ortodoncia: estudio multidisciplinario.
"Reabsorción Radicular". Echarri Lobiondo, P. Barcelona. Quintessence, 1998: 509-518.

Fan X, Li Z, Shi H, Liu X." Mechanical properties of thermodynamic nickel-titanium
archwires in a simulated oral environment in vitro". Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.
2012 Apr;30(2):217-20. Chinese



Filleul MP. [A comparison of archwires of memory alloys Nitinol, NiTi Ormco and Tru-chrome which were subjected to edgewise torsion of 20 degrees, 25 degrees, 30 degrees and 35 degrees and a temperature of 37 degrees Celsius]. *Orthod Fr* 1989; 60 Pt 2:851-860.

Fischer-Brandies H, Es-Souni M, Kock N, Raetzke K, Bock O. Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016" x 0.022" NiTi archwires. *J Orofac Orthop* 2003; 64(2):88-99.

Gautam P. Why do nickel-titanium archwires fracture? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132(4):425-426.

Garrec P, Tavernier B, Jordan L. Evolution of flexural rigidity according to the cross-sectional dimension of a superelastic nickel titanium orthodontic wire. *Eur J Orthod* 2005; 27(4):402-407.

Gatto E, Borsellino C, Nucera R, Aceto P, Fabiano F, Matarese G, Perillo L, Cordasco G." Influence of bracket-slot design on the forces released by superelastic nickel-titanium alignment wires in different deflection configurations". *Angle Orthod.* 2014 May;84(3):541-7. PMID: 24067050

Gil FJ, Solano E, Campos A, Boccio F, Saez I, Alfonso MV et al. Improvement of the friction behaviour of NiTi orthodontic archwires by nitrogen diffusion. *Biomed Mater Eng* 1998; 8(5-6):335-342.

Gil FJ, Planell JA. Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni-Ti shape memory alloys for orthodontic applications. *J Biomed Mater Res* 1999; 48(5):682-688.

Graber, T M; Vanarsdall, R. *Ortodoncia: principios generales y técnicas*. "Biomateriales en Ortodoncia" Matassa C (345-391) Burstone CJ ". Aplicación de la bioingeniería a la ortodoncia clínica" (293-330). Bitgi T, Rygh P, Kaare R. Cap 5. "Reacciones tisulares en Ortodoncia" (145-197) Editor: Médica Panamericana, 2006. España.

Gravina MA, Brunharo IH, Canavarro C, Elias CN, Quintão CC." Mechanical properties of NiTi and CuNiTi shape-memory wires used in orthodontic treatment. Part 1: stress-strain tests. *Dental Press J Orthod.* 2013 Jul-Aug;18(4):35-42.



Gravina MA, Canavaro C, Elias CN, das Graças Afonso Miranda Chaves M, Brunharo IH, Quintão CC.” Mechanical properties of NiTi and CuNiTi wires used in orthodontic treatment. Part 2: Microscopic surface appraisal and metallurgical characteristics.” Dental Press J Orthod. 2014 Jan-Feb;19(1):69-76.

Gregoret, J; Tuber, E; Escobar P. Ortodoncia y cirugía ortognática: diagnóstico y planificación. ESPAXS, 2008. 2da Edición.

<http://www.metric-conversions.org/es/longitud/pulgadas-a-milímetros.htm>

Husmann P, Bourauel C, Wessinger M, Jager A. The frictional behavior of coated guiding archwires. J Orofac Orthop 2002; 63(3):199-211.

Journal of the Less-Common Metals Elsevier Sequoia S.A. Lausanne - Netherlands 1976:107.

Kusy RP, Whitley JQ. Resistance to sliding of orthodontic appliances in the dry and wet states: influence of archwire alloy, interbracket distance, and bracket engagement. J Biomed Mater Res 2000; 52(4):797-811.

Laino G, De Santis R, Gloria A, Russo T, Quintanilla DS, Laino A, Martina R, Nicolais L, Ambrosio L. “Calorimetric and thermomechanical properties of titanium-based orthodontic wires: DSC-DMA relationship to predict the elastic modulus”. J Biomater Appl. 2012 Mar;26(7):829-44.

Lombardo L, Marafioti M, Stefanoni F, Mollica F, Siciliani G. “Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires”. Angle Orthod. 2012 May;82(3):507-21.

Mallory DC, English JD, Powers JM, Brantley WA, Bussa HI. “Force-deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires”. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004 Jul;126(1):110-2. PMID: 15224067.

Marković E, Fercec J, Šćepan I, Glišić B, Nedeljković N, Juloski J, Rudolf R. ”The correlation between pain perception among patients with six different orthodontic



archwires and the degree of dental crowding". *Srp Arh Celok Lek.* 2015 Mar-Apr;143(3-4):134-40.

Mayoral J y Mayoral G. "Historia de la Ortodoncia". En: *Ortodoncia Principios fundamentales y prácticos.* Calabria: Labor, 1969: 563-573.

Mayoral J y Mayoral G, "Historia de la Ortodoncia". En: *Ortodoncia Principios fundamentales y prácticos.* Calabria: Labor, 1983 4ta Edition: 633-642.

Mandall N, Lowe C, Worthington H, Sandler J, Derwent S, Abdi-Oskouei M et al. Which orthodontic archwire sequence? A randomized clinical trial. *Eur J Orthod* 2006; 28(6):561-566.

Meier MJ, Bourauel C, Roehlike J, Reimann S, Keilig L, Braumann B." Friction behavior and other material properties of nickel-titanium and titanium-molybdenum archwires following electrochemical surface refinement." *J Orofac Orthop.* 2014 Jul;75(4):308-18. PMID: 24996858.

Meling TR, Odegaard J. " The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending." *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001 Mar;119(3):263-73.

Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H.
The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986 Jul;90(1):1-10.

Moyers, R E. *Manual de ortodoncia.* Ed. Médica Panamericana 1992. 3ra impresión de la 4ta edición. Agosto 1998. Bs As. Argentina. "Introducción al estudio y práctica de la Ortodoncia "(1-5), "Sistema de Fuerzas y respuestas tisulares a las fuerzas en ortodoncia y ortopedia facial" Rygh, Moyers R (304-312).

Mullins WS, Bagby MD, Norman TL; "Mechanical behavior of thermo-responsive orthodontic archwires", *Dent. Mater.* 12 (1996), p.308-314.



Nanda R, Frydman J, Bantleon, H P, Bednar J. Biomecánica en ortodoncia clínica. Editor: Médica Panamericana, 1998. "Principios de Biomecánica" Nanda R, Kuhlberg A (1-20).

OLSON GB and COHEN M; "A MECHANISM FOR THE STRAIN-INDUCED NUCLEATION OF MARTENSITIC TRANSFORMATIONS" Department of Metallurgy and Materials Science, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, Massachusetts.

Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Alleviation of mandibular anterior crowding with copper-nickel-titanium vs nickel-titanium wires: a double-blind randomized control trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136(2):152-157.

Papageorgiou SN, Konstantinidis I, Papadopoulou K, Jäger A, Bourauel C." A systematic review and meta-analysis of experimental clinical evidence on initial aligning archwires and archwire sequences". *Orthod Craniofac Res.* 2014 Nov;17(4):197-215. PMID: 24889143

Proffit W R, Ackerman J L, Bailey, L'Tanya J, Tulloch J F. Ortodoncia contemporánea: teoría y práctica. Editor: Elsevier Science, 2001. "Biomecánica, mecánica y aparatos ortodóncicos" (331-395).

Proffit W R, Ackerman J L, Bailey L'Tanya J, Tulloch J F C. Ortodoncia contemporánea: teoría y práctica. Editor: Elsevier Science, 2008. España. Proffit Cap. 9" Bases Biológicas del Tratamiento Ortodóncico" (331) Cap. 10 "Principios mecánicos en el control de las fuerzas ortodóncicas (359). Cap. 11. "Aparatos Ortodóncicos Actuales" (395).

Quirós Álvarez O, Chevallier B G, Contasti G, Crespo O, et.al. "Cronología histórica de la ortodoncia y Ortopedia Maxilar". En: Ortodoncia nueva generación. Venezuela: AMOLCA, 2003: 1-18.

Ren CC, Bai YX, Wang HM, Zheng YF, Li S. Phase transformation analysis of varied nickel-titanium orthodontic wires. *Chin Med J (Engl)* 2008; 121(20):2060-2064.

Richards D, Lawrence A "Evidence based dentistry". *Br Dent J.* 1995 Oct 7;179(7):270-3.



Ricketts R M, Porter M. "Fuerzas empleadas en el tratamiento bioprogresivo". En: Técnica bioprogresiva de Ricketts. Buenos Aires: Medica Panamericana, 1983: 95.

Rodríguez Yañez E, Casasa Araujo R, Borgatta Lago J C, Casasa Araujo A, Dominguez Anda N. Ortodoncia contemporánea: diagnóstico y tratamiento. Editor: Amolca, España. "Reabsorción Radicular en Ortodoncia" 2005: 201-204.

Rossi M, Lombardi R A. Ortodoncia práctica. Editor: Amolca, 2002. 1ra Reimpresión. Colombia. "Alambres" (43-45).

Rucker BK, Kusy RP. Resistance to sliding of stainless steel multistranded archwires and comparison with single-stranded leveling wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002; 122(1):73-83.

Rucker BK, Kusy RP. "Elastic properties of alternative versus single-stranded leveling archwires". Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002; 122(5):528-541.

Ruiz Rojas A, Lozano M. Reabsorción Radicular en ortodoncia. Revisión de bibliografía. Univ. Odontol. 2009; Ene-Jun 28(60) 45-51

Sakima MT, Dalstra M, Melsen B. How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? Eur J Orthod 2006; 28(3):282-291.

Santoro M1, Beshers DN. "Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range". Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000 Dec;118(6):685-92.

Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. Eur J Orthod 1995; 17(5):395-402.

Sevilla P, Martorell F, Libenson C, Planell JA, Gil FJ. Laser welding of NiTi orthodontic archwires for selective force application. J Mater Sci Mater Med 2008; 19(2):525-529.

Shaw JA and Kyriakides S; Thermomechanical aspects of NiTi; J. of Mechanics and Physics of Solids; Vol. 43 No.8 (1995); 1243-1291.

Soul H, Yawny A, Lovey FC, Torra V. "Estudio de las Propiedades de Fatiga en alambres de Niti Superelástico" Congreso CONAMET 2007. P 1-6



Spini TS1, Valarelli FP1, Cançado RH1, Freitas KM1, Villarinho DJ2.

"Transition temperature range of thermally activated nickel-titanium archwires". J Appl Oral Sci. 2014 Apr;22(2):109-17.

Suarez-Quintanilla D, Perez Varela JC, Abeleira Pazos, MT; "Nuevas aleaciones en ortodoncia. Propiedades metalúrgicas, comportamiento biomecánico y manejo clínico". R.O.E (1996);1(4): p265-277.

Takeshita S, Sasaki A, Tanne K, Publico AS, Moss ML." The nature of human craniofacial growth studied with finite element analytical approach". Clin Orthod Res. 2001 Aug;4(3):148-60.

Tang GH, Liu K, Cao HJ, Lu J, Zhang CW. [Orthodontic wires in a simulated oral environment: change in mechanical properties]. Shanghai Kou Qiang Yi Xue 1997; 6(3):159-162.

Thayer TA, Bagby MD, Moore RN, DeAngelis; "X-ray diffraction of nitinol orthodontic archwires", Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 107 (1995), p.604-612.

Tominaga JY, Ozaki H, Chiang PC, Sumi M, Tanaka M, Koga Y, Bourauel C, Yoshida N." Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: a 3-dimensional finite element study." Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2014 Aug;146(2):166-74. PMID: 25085299

Vanarsdall R L, Graber T M, Vig, K W. L. Ortodoncia: principios y técnicas actuales. Editor: Elsevier, 2006

Von Mises R, Otto Friedrichs K. "*Fluid Dynamics*" N. York : Springer-Verlag, 1971. ISBN 0-387-90028-4

Wayman CM, Duering TW; "Engineering aspects of shape memory alloys"; (1990) Ed. London:Butterworth-Heinemann, p.3-20.

Wayman CM, Duering TW; "Engineering aspects of shape memory alloys"; (1990) Ed. London:Butterworth-Heinemann, p.376.



Wichelhaus A, Geserick M, Hibst R, Sander FG. The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dent Mater* 2005; 21(10):938-945.

Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA, Herbison GP. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 121(5):483-495.

Zienkiewicz O C. *El Método de los Elementos Finitos*. 3ª Ed. Barcelona: Revertè. 2007.

Zienkiewicz OC. *The finite element method*. London UK: McGraw Hill; 1986.

Zinelis S1, Eliades T, Pandis N, Eliades G, Bourauel C. "Why do nickel-titanium archwires fracture intraorally? Fractographic analysis and failure mechanism of in-vivo fractured wires". *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Jul;132(1):84-9.

ANEXO 1 : RESULTADOS DEL ENSAYO MECANICO

A continuación se detallan las imágenes con los resultados del ensayo mecánico:



INFORME

Solicitante: FARAH MARTIN ARIEL

N° O.T.: 61999

Domicilio: Santa Rosa N° 156 10° Piso Dpto A
C.P.: 5000 Localidad: Córdoba

Fecha: 10/09/2014
Pcia. : Córdoba Página 1 de 9

Trabajo realizado: Ensayo de Flexión.

Elemento/s recibido/s: Diez muestras divididas en dos grupos de cinco muestras cada uno, identificadas por el solicitante como: Arcos de Niti Superelásticos: Marcas: FORESTADENT de 0.14” y 0.16”
RMO de 0.14” y 0.16”
ORMCO de 0.14” y 0.16”
GAC de 0.14” y 0.16”
3M de 0.14” y 0.16”

Fecha de realización: 03, 04 y 09/09/14.

Metodología empleada: Cada uno de los arcos de nitinol fue sometido a flexión a una temperatura constante de 37 °C, la configuración del ensayo de flexión fue de tres puntos utilizando una separación de los rodillos de apoyo de 21 mm y el punzón por el cual se aplicó la carga tenía un espesor aproximado de 1 mm, la carga se aplicó en forma progresiva con una velocidad de desplazamiento constante de 2 mm/min, el ensayo se detuvo cuando se llegó a un desplazamiento del punzón de 8 mm, el ensayo se repitió cuatro veces con cada una de las muestras. Durante el ensayo se determinaron las curvas carga vs. desplazamiento tanto en carga como en descarga de cada una de las muestras y además se determinó la carga máxima alcanzada en el intervalo de desplazamiento entre 0 y 6 mm tanto en carga como en descarga.

Para los ensayos se utilizó una Máquina Universal de Ensayos, Marca: INSTRON, Modelo: 4486, N° de Serie H1957. Para mantener la temperatura de ensayo se utilizó un baño termo estatizado, Marca: Thermofix 1486.

Resultados:

Identificación de la muestra	Ensayo N°	Carga	Descarga
		Carga Máxima Aplicada (N)	Carga Máxima Aplicada (N)
FORESTADENT de 0.14”	1	0,63	0,36
	2	0,64	0,36
	3	0,66	0,4
	4	0,68	0,42
Promedio		0,65	0,39
Desviación estándar		0,02	0,03


Tco. JULIO COSTA
INTI - CÓRDOBA


Lic. REINALDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TECNICA
MATERIALES

Este informe no podrá ser reproducido parcialmente sin la autorización escrita del Laboratorio. Los resultados consignados se refieren exclusivamente a los elementos recibidos, el INTI y su Centro Regional Córdoba declinan toda responsabilidad por el uso indebido o incorrecto que se hiciera de este informe.

Instituto Nacional de Tecnología Industrial
Centro Regional Córdoba

Avenida Vélez Sársfield 1561
X5000JJC Córdoba
Córdoba, Argentina
Teléfono (54) (0351) 4698304/4603974/4684835
e-mail cba@inti.gov.ar

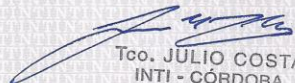


Identificación de la muestra	Ensayo N°	Carga	Descarga
		Carga Máxima Aplicada (N)	Carga Máxima Aplicada (N)
FORESTADENT de 0.16"	1	0,98	0,53
	2	0,94	0,5
	3	0,98	0,52
	4	0,95	0,5
Promedio		0,96	0,51
Desviación estándar		0,02	0,02

Identificación de la muestra	Ensayo N°	Carga	Descarga
		Carga Máxima Aplicada (N)	Carga Máxima Aplicada (N)
RMO de 0,14"	1	0,83	0,52
	2	0,87	0,56
	3	0,8	0,59
	4	0,79	0,51
Promedio		0,82	0,55
Desviación estándar		0,04	0,04

Identificación de la muestra	Ensayo N°	Carga	Descarga
		Carga Máxima Aplicada (N)	Carga Máxima Aplicada (N)
RMO de 0,16"	1	1,28	0,81
	2	1,25	0,75
	3	1,31	0,84
	4	1,27	0,79
Promedio		1,28	0,80
Desviación estándar		0,03	0,04

Identificación de la muestra	Ensayo N°	Carga	Descarga
		Carga Máxima Aplicada (N)	Carga Máxima Aplicada (N)
ORMCO de 0.14"	1	0,77	0,54
	2	0,76	0,56
	3	0,66	0,41
	4	0,63	0,4
Promedio		0,71	0,48
Desviación estándar		0,07	0,08


Tco. JULIO COSTA
INTI - CÓRDOBA


Lic. RENEALDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TECNICA
MATERIALES

«La reproducción y difusión del presente informe se halla sujeta a las cláusulas obrantes en la primer foja, anverso y reverso»

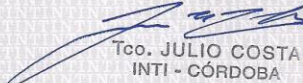


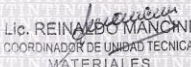
Identificación de la muestra	Ensayo N°	Carga	Descarga
		Carga Máxima Aplicada (N)	Carga Máxima Aplicada (N)
ORMCO de 0.16"	1	0,88	0,42
	2	0,84	0,4
	3	0,89	0,43
	4	0,85	0,41
Promedio		0,87	0,42
Desviación estándar		0,02	0,01

Identificación de la muestra	Ensayo N°	Carga	Descarga
		Carga Máxima Aplicada (N)	Carga Máxima Aplicada (N)
GAC de 0.14"	1	0,67	0,36
	2	0,64	0,35
	3	0,64	0,34
	4	0,63	0,33
Promedio		0,65	0,35
Desviación estándar		0,02	0,01

Identificación de la muestra	Ensayo N°	Carga	Descarga
		Carga Máxima Aplicada (N)	Carga Máxima Aplicada (N)
GAC de 0.16"	1	1,06	0,55
	2	1,03	0,55
	3	1,01	0,53
	4	0,96	0,52
Promedio		1,02	0,54
Desviación estándar		0,04	0,02

Identificación de la muestra	Ensayo N°	Carga	Descarga
		Carga Máxima Aplicada (N)	Carga Máxima Aplicada (N)
3M de 0.14"	1	0,62	0,45
	2	0,61	0,39
	3	0,58	0,37
	4	0,56	0,39
Promedio		0,59	0,40
Desviación estándar		0,03	0,03

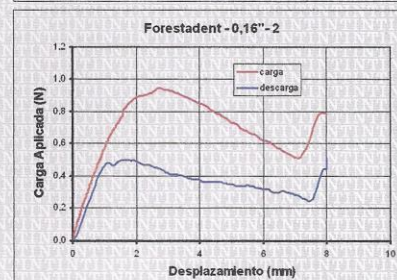
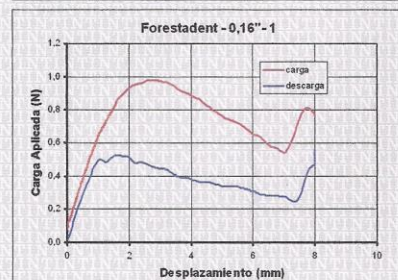
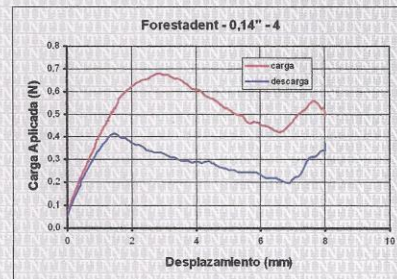
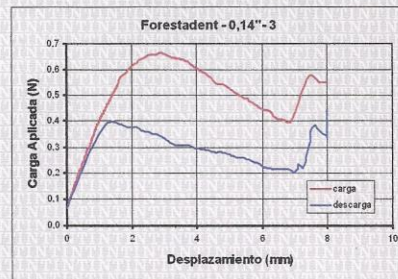
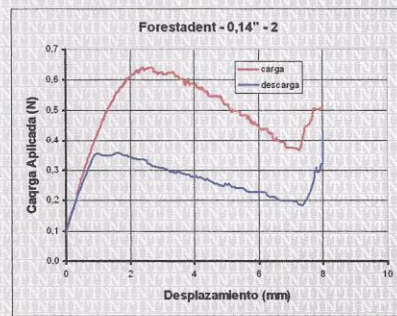
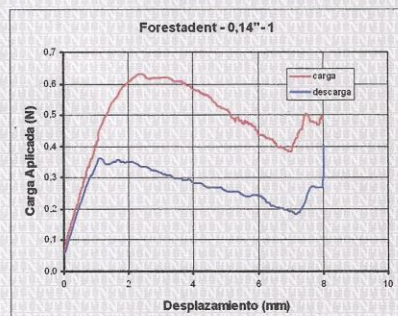

Tco. JULIO COSTA
INTI - CÓRDOBA


Lic. REINALDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TÉCNICA
MATERIALES

«La reproducción y difusión del presente informe se halla sujeta a las cláusulas obrantes en la primer foja, anverso y reverso»



Identificación de la muestra	Ensayo N°	Carga	Descarga
		Carga Máxima Aplicada (N)	Carga Máxima Aplicada (N)
3M de 0.16”	1	1.07	0.57
	2	1.03	0.54
	3	1.01	0.54
	4	0.98	0.55
Promedio		1,02	0,55
Desviación estándar		0,04	0,01

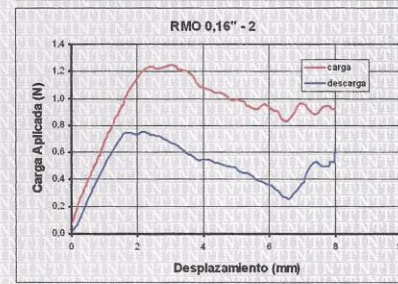
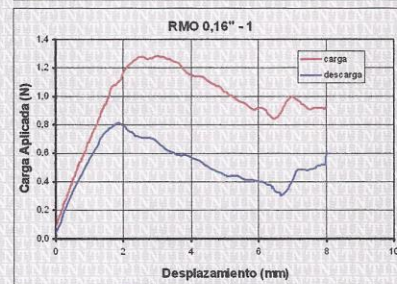
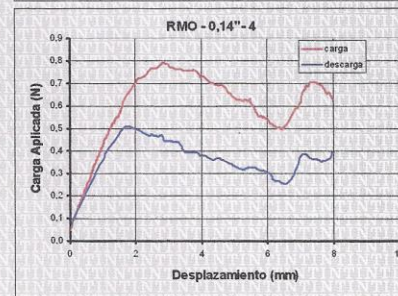
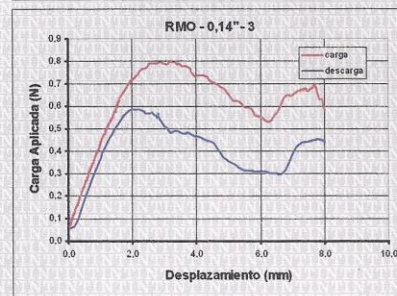
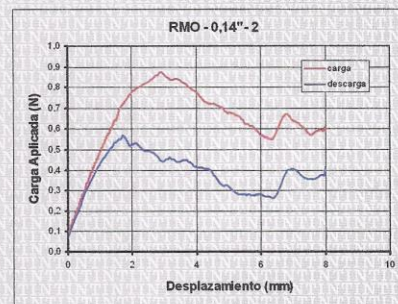
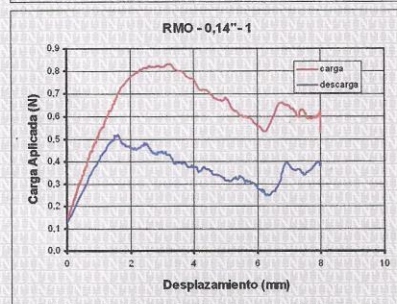
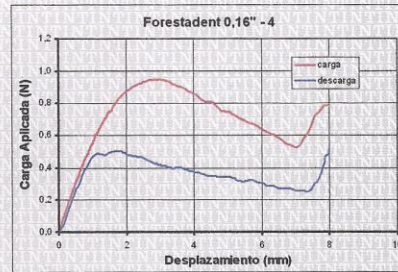
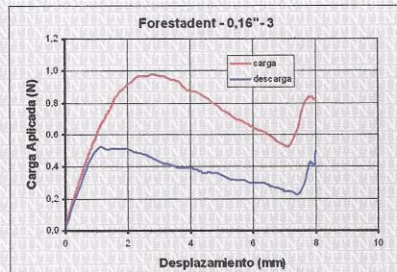


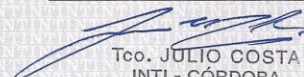
Tco. JULIO COSTA
INTI - CORDOBA

Lic. REINALDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TECNICA
MATERIALES

«La reproducción y difusión del presente informe se halla sujeta a las cláusulas obrantes en la primer foja, anverso y reverso»



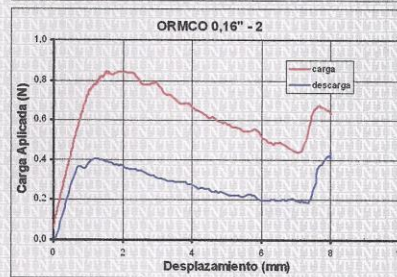
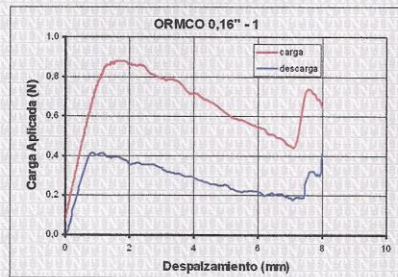
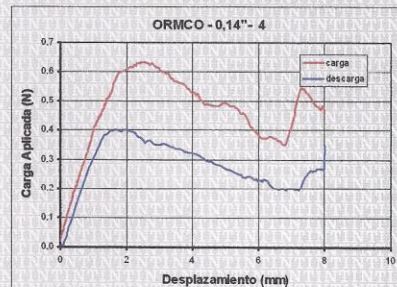
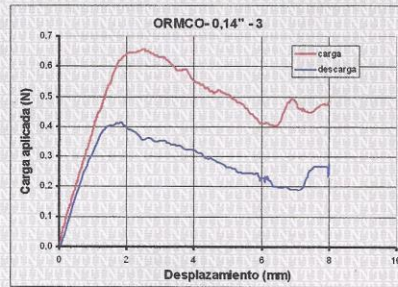
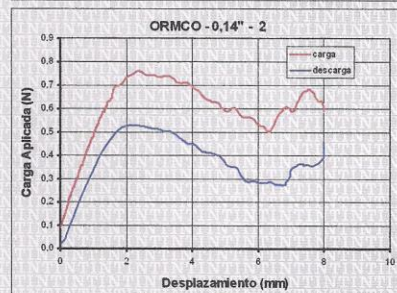
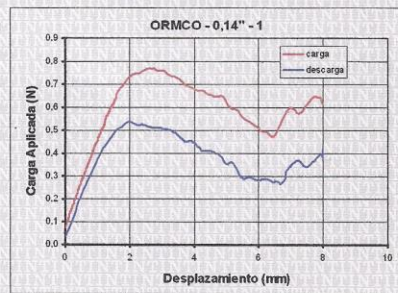
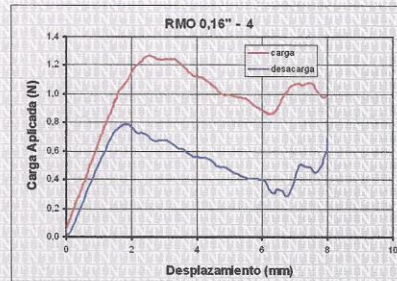
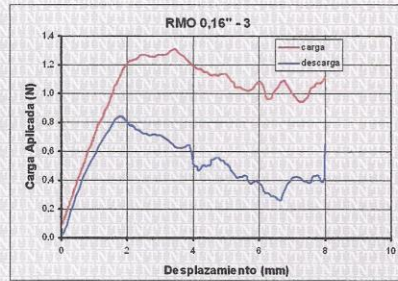



Tco. JULIO COSTA
INTI - CÓRDOBA


Lic. REYNALDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TECNICA
MATERIALES

«La reproducción y difusión del presente informe se halla sujeta a las cláusulas obrantes en la primer foja, anverso y reverso»



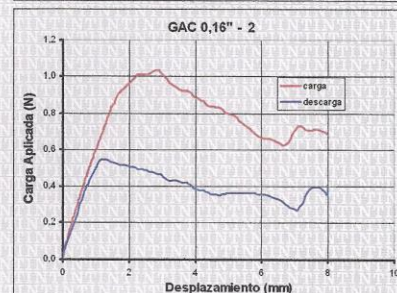
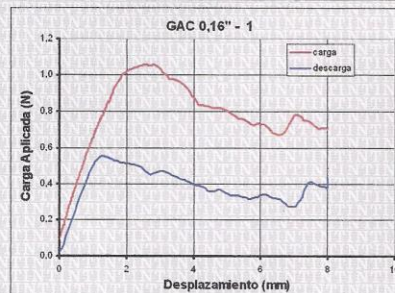
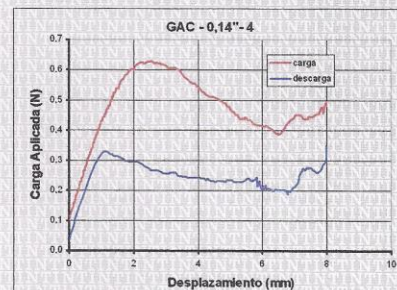
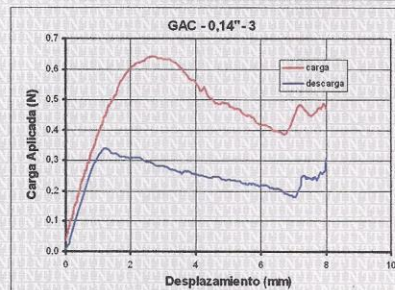
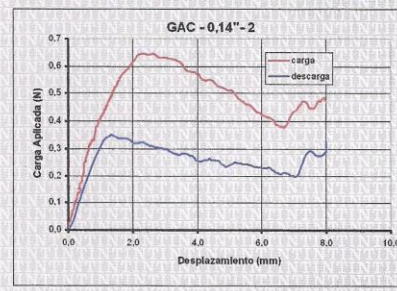
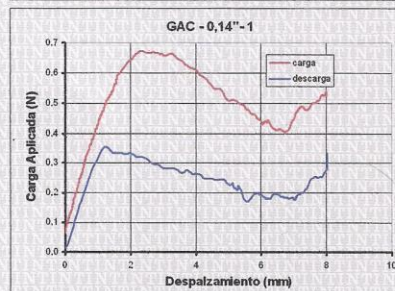
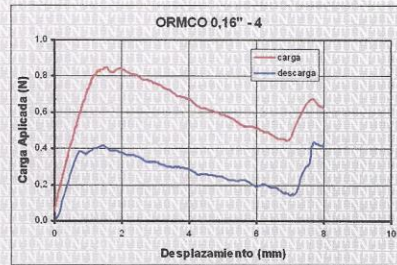
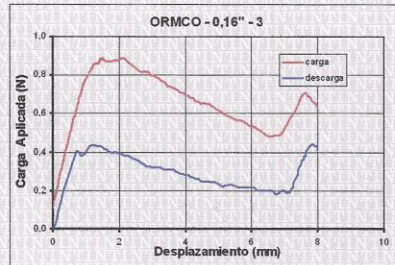



Tco. JULIO COSTA
INTI - CORDOBA

LIC. RENALDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TECNICA
MATERIALES

«La reproducción y difusión del presente informe se halla sujeta a las cláusulas obrantes en la primer foja, anverso y reverso»



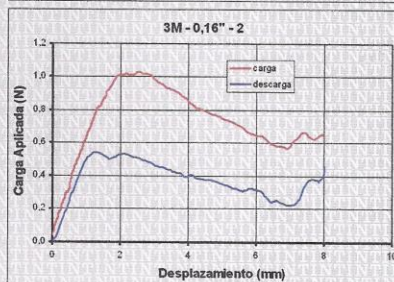
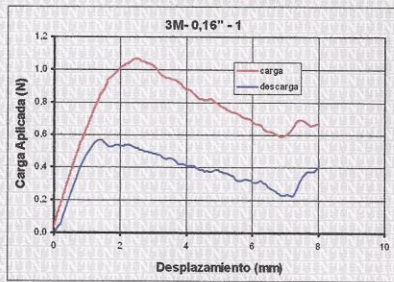
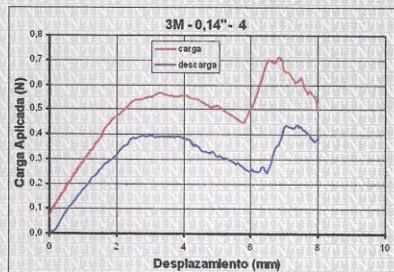
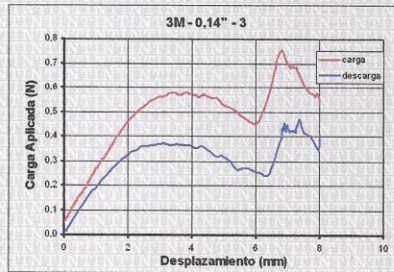
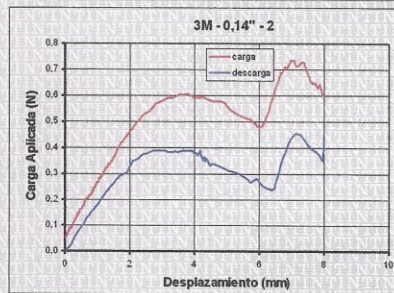
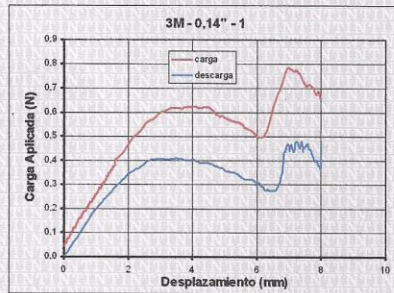
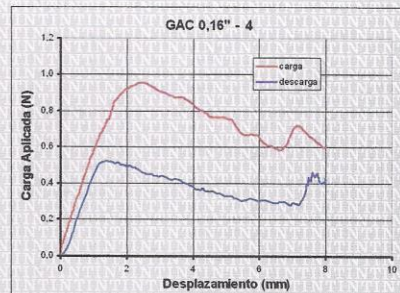
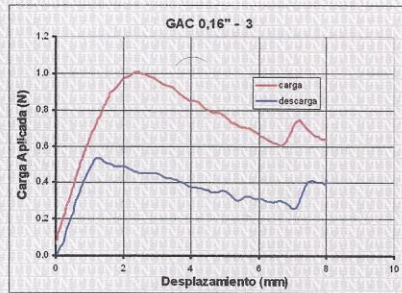



Tco. JULIO COSTA
INTI - CÓRDOBA

Lic. REYNALDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TECNICA
MATERIALES

«La reproducción y difusión del presente informe se halla sujeta a las cláusulas obrantes en la primer foja, anverso y reverso»



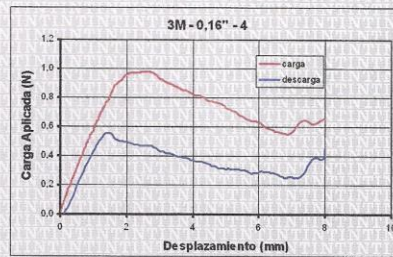
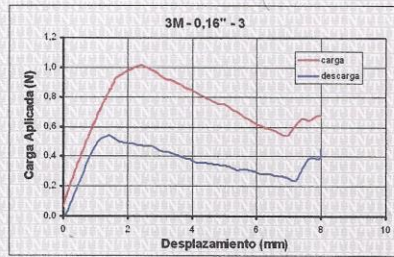


Tco. JULIO COSTA
INTI - CORDOBA

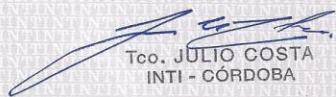
ING. REINALDO MANCINI
INGENIERO DE UNIDAD TECNICA
MATERIALES

«La reproducción y difusión del presente informe se halla sujeta a las cláusulas obrantes en la primer foja, anverso y reverso»





Fin del Informe


Tco. JULIO COSTA
INTI - CORDOBA


Lic. REINALDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TECNICA
MATERIALES

«La reproducción y difusión del presente informe se halla sujeta a las cláusulas obrantes en la primer foja, anverso y reverso»



ANEXO 2 : RESULTADOS DE ELEMENTOS FINITOS

Ministerio de Industria
Presidencia de la Nación

INTI  CÓRDOBA

INFORME

N° O.T.: 62595

Solicitante: **FARAH MARTIN ARIEL**

Domicilio: Santa Rosa N°156 10° Piso Dpto. A

C.P.: 5000

Localidad: Córdoba

Pcia.: Córdoba

Fecha: 25/9/2015

Página 1 de 3

Trabajo realizado: Simulación por elementos finitos

Elementos recibidos:

Documentación de ensayo de flexión.

1) Antecedentes

Se realizaron modelos de elementos finitos de dos arcos dentales, a los cuales se les aplicó una carga vertical con una configuración similar al ensayo de flexión N° O.T.: 61999.

2) Modelos de elementos finitos

Se realizaron dos modelos de elementos finitos, correspondientes a los arcos dentales ORMCO de 0.014 y 0.016 pulgadas de diámetro. Se representaron en el modelo los soportes y la pieza con la cual se aplicó la carga en los ensayos de flexión. La interacción entre los arcos y los soportes y entre los arcos y la pieza de carga se representó mediante condiciones de contacto con fricción.

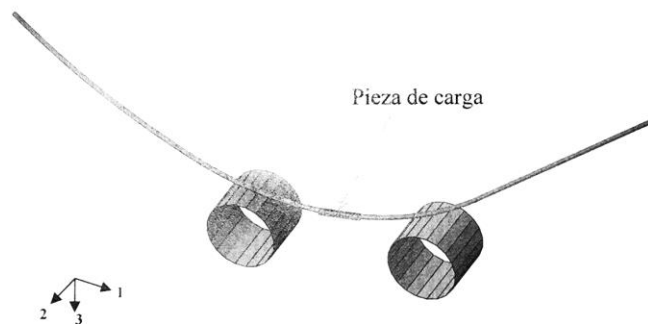
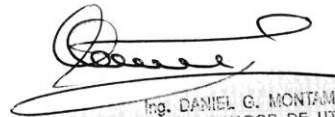


Figura 1: Modelo de elementos finitos. Diámetro 0,014 pulgadas.


Ing. ALEJANDRO DOMINGUEZ
DISEÑO MECÁNICO
INTI - CÓRDOBA


Ing. DANIEL G. MONTAMAT
COORDINADOR DE UT
INTI - CÓRDOBA

Este informe no podrá ser reproducido parcialmente sin la autorización escrita del INTI. Los resultados consignados se refieren exclusivamente a los elementos recibidos, el INTI y su Centro INTI Córdoba declinan toda responsabilidad por el uso indebido o incorrecto que se hiciera de este informe.

Instituto Nacional de Tecnología Industrial

Avenida Vélez Sársfield 1561
X5000JC
Córdoba, Argentina
Teléfono (54 351) 4603974 / 4698304
Fax (54 351) 4681021
E-mail gestioncba@inti.gov.ar



3) Materiales:

Los soportes y la pieza con que se aplicó la carga se consideraron como completamente rígidos. En tanto que para el nitinol de los arcos dentales se consideraron las siguientes propiedades mecánicas:

Módulo de elasticidad austenita (E_A):	40000 MPa
Coefficiente de Poisson austenita (ν_A):	0,35
Módulo de elasticidad martensita (E_M):	32000 MPa
Coefficiente de Poisson martensita (ν_M):	0,35
Deformación de transformación (ϵ^L):	4,1 %
Tensión de inicio de transformación en carga (σ_L^S):	390 MPa
Tensión de fin de transformación en carga (σ_L^E):	460 MPa

4) Cargas y condiciones de contorno:

Se aplicó a la pieza de carga un desplazamiento de 3,5 mm en la dirección 3. Como condiciones de contorno se restringieron todos los desplazamientos y los giros en los soportes. En cuanto a la pieza de carga se restringieron todos los giros y se restringieron además los desplazamientos en las direcciones 1 y 2.

5) Resultados:

Modelo 1

La curva resultante se muestra a continuación.

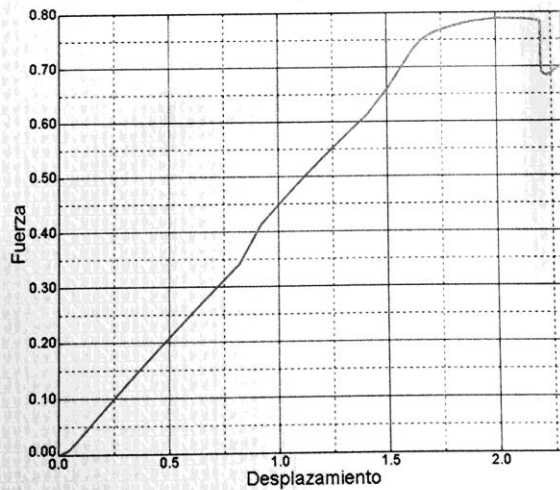


Figura 2: Curva fuerza versus desplazamiento (flecha). Diámetro 0,014 pulgadas.

[Firma]
Ing. ALEJANDRO DOMÍNGUEZ
DISEÑO MECÁNICO
INTI - CORDOBA

[Firma]
Ing. DANIEL G. MONTENAT
COORDINADOR DE UT
INTI - CORDOBA

«La reproducción y difusión del presente informe se halla sujeta a las cláusulas obrantes en la primer foja, anverso y reverso»



Modelo 2

La curva resultante se muestra a continuación.

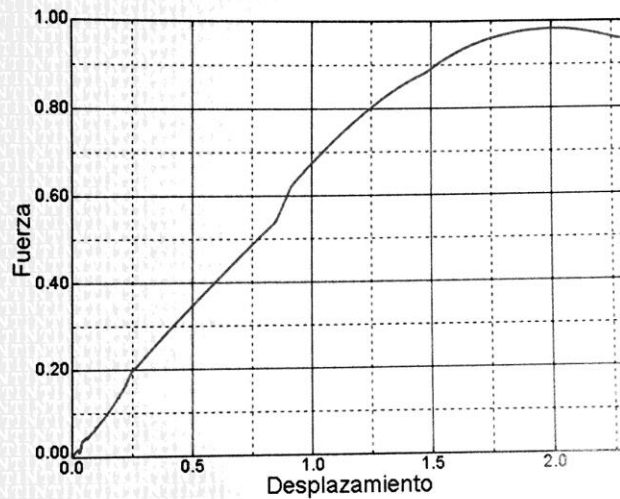
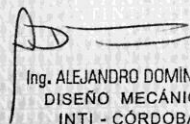


Figura 3: Curva fuerza versus desplazamiento (flecha). Diámetro 0,016 pulgadas

----- **Fin del informe** -----


Ing. ALEJANDRO DOMÍNGUEZ
DISEÑO MECÁNICO
INTI - CORDOBA


Ing. DANIEL G. MONTAÑA
COORDINADOR DE UT
INTI - CORDOBA



Actividades Relacionadas a la Tesis

- 2011 Presentación de Poster “Jornadas de Investigación de la Facultad de Odontología”
UNC
- 2012 Pasantía en Ingeniería. Departamento de Materiales. Director: Prof. Ing. Carlos Oldani
Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales. UNC
- 2012 -SAIO Los Cocos. Córdoba. 2012
Expositor: **“Proyecto: distribución de tensiones en diferentes arcos ortodóncicos”**.
FARAH M; CABRAL R
Materiales Dentales. UNC.
Sociedad Argentina de investigación odontológica.
- 2013 -“V Jornadas Nacionales de Becarios y Tesistas”, “VIII Jornadas de Ciencia y
Tecnología”.
**Presentación: “Determinación de la Distribución de Tensiones en Arcos
ortodóncicos”. (Avances)**
Farah, M; Cabral, R
Fac. de Odontología. Universidad Nacional del Nordeste.
28 y 29 de Agosto de 2013. Corrientes – Argentina
- 2013 Beca SECYT TIPO II
- 2013 **Pasantía en Cátedra de Materiales Dentales Fac. de Odontología.
Universidad de Buenos Aires.**
Titular. Prof. Dra. Andrea Kaplan
Tema: “Ensayos mecánicos de aleaciones de NITI”.
Octubre de 2013.
Programa PROMOD.
- 2014 **-Expositor: “IV Jornadas de Investigación Científica en Odontología” JIICO 2014
“Distribución de Tensiones en Diferentes Arcos Ortodóncicos”**
Lugar: Universidad Nacional de Córdoba
Fecha: Noviembre 2013
Titular. Prof. Dr. Cabral, R.
- 2015 SAIO EXPOSITOR de Conferencia 10”. TANTI Córdoba.

