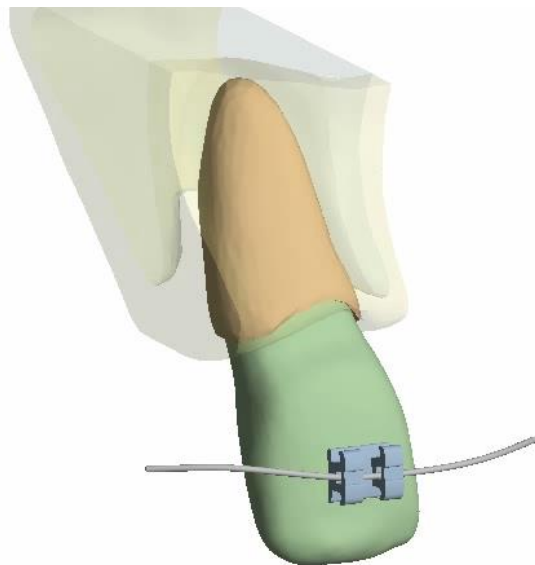


COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE LA UNIDAD DENTOALVEOLAR CON PERIODONTO DISMINUIDO Y RAÍCES CORTAS UTILIZANDO DOS TIPOS DE ARCOS MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS



ASESORES

ASESOR CIENTÍFICO: Dra. Diana Pacheco Blanco

ASESOR CIENTÍFICO: Ing. Rodrigo López Vaca

ASESOR METODOLÓGICO: Dra. Nancy Rojas

COINVESTIGADORES

Jimena Marcela Soler Ruíz

María Fernanda Naranjo Álvarez

Melisa Fernanda Pantoja Rojas

Rafael Ricardo Ortega



TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN.

2. OBJETIVO GENERAL

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 TIPO DE ESTUDIO

3.2 OBJETO DE ESTUDIO

3.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN

3.4 MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO

3.5 MUESTRA

3.6 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

3.7 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

3.8 VARIABLES

3.9 PROCEDIMIENTO

4. RESULTADOS

4.1 RESULTADOS LP – UDA NORMAL

4.2 RESULTADOS LP – RAÍZ CORTA

4.3 RESULTADOS LP – PERIODONTO DISMINUIDO

5. DISCUSIÓN

6. CONCLUSIONES

7. PRODUCTOS DE INVESTIGACIÓN.

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

Ortodoncia: busca mover los dientes a una posición específica mediante la aplicación de fuerzas sobre el diente y toda la unidad dentoalveolar (**UDA**).

1.1 UDA – RAÍZ CORTA

LONGITUD RADICULAR CORTA



Prevalencia 1,3%

Afecta principalmente premolares e incisivos del maxilar superior



Alteración en el crecimiento y el desarrollo radicular antes de lograr el tamaño normal y puede ser de origen genético o idiopático.



Fig. 1. Imagen tomada de: Radiografía de caso clínico del Posgrado de ortodoncia y ortopedia maxilar de UNICOC

Susceptibles a sufrir reabsorción radicular y disminución del soporte estructural de la raíz del diente.

Ata-ali F, Ata-ali J, Ferrer-molina M, Cobo T, Carlos F De, Cobo J. Adverse effects of lingual and buccal orthodontic techniques: A systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2014;149(6):820–9
Neto JV, Neto JR, Paiva JB De. Orthodontic movement of teeth with short root anomaly: Should it be avoided, faced or ignored? *Dent Press J Orthod.* 2013;18(6):72–85



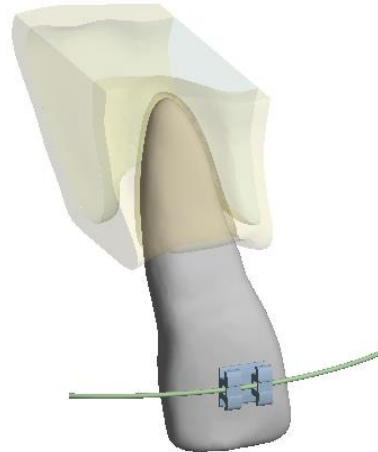
UNIVERSIDAD SANTO TOMAS
PRIMER CLAUSTRO UNIVERSITARIO DE COLOMBIA

unicoc

1. INTRODUCCIÓN

1.2 PERIODONTO DISMINUIDO

El periodonto disminuido es la condición de tejido de soporte que ha recuperado la salud luego de un tratamiento activo y que, como consecuencia de la enfermedad periodontal anterior, de la edad, hábitos para-funcionales o un tratamiento ortodóncico previo permanece con reducción de la adhesión de tejido conectivo y reducción en la altura de la cresta ósea.



El movimiento dental es posible a pesar de la pérdida ósea, pero se necesitan fuerzas más ligeras y momentos relativamente más grandes.

Fig. 2. Imagen tomada de <http://www.clinicacenn.cl>.

1.INTRODUCCIÓN

1.3 ARCOS NITI- NITICU

Alineación y nivelación

Aleaciones con memoria de forma (AMF) con una curva de esfuerzo-deformación definida y un amplio rango de activación e histéresis

Gráfica esfuerzo – deformación AMF

σ_{Ms} o **SAS**: Inicio del esfuerzo para la transformación de martensita

σ_{Mf} o **FAS**: Fin del esfuerzo para la transformación de martensita.

σ_{As} o **SSA**: Inicio del esfuerzo para la transformación de austenita.

σ_{Af} o **FSA**: Fin del esfuerzo para la transformación de austenita.

Épsilon: Esfuerzo residual máximo.

Alpha: relación de tensión – compresión

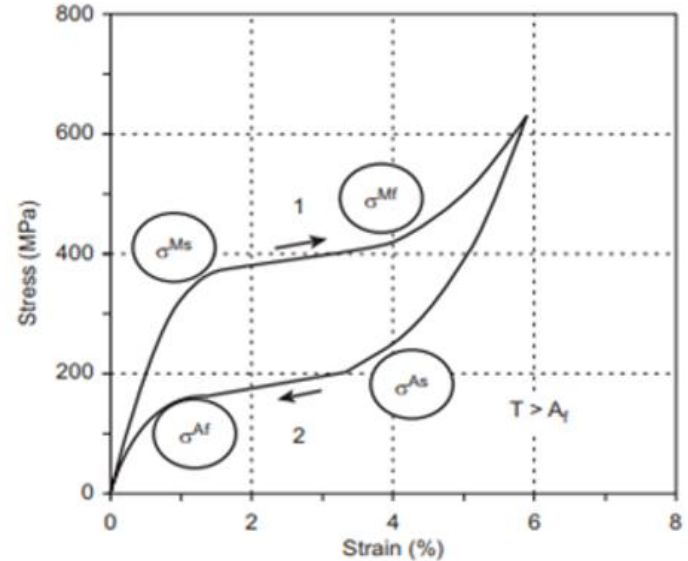


Fig. 3 Gráfica Esfuerzo – deformación AMF

1.INTRODUCCIÓN

1.4 ELEMENTOS FINITOS

Análisis numérico computacional



Método más completo disponible para modelar estructuras de geometría compleja, lo cual permite calcular, analizar y comprender el comportamiento de un diseño en determinadas condiciones.

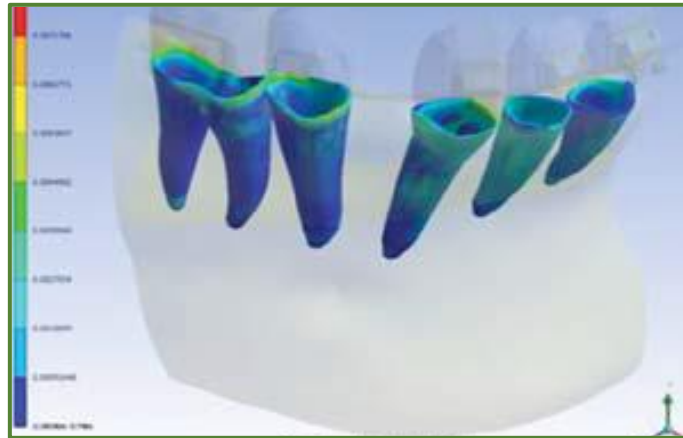


Fig. 4. Elementos finitos

Imagen: Fajardo Y., Murilo L., Velázquez R., Salgar J. Distribución de las deformaciones y esfuerzos en el arco, bracket y unidad dentoalveolar en Cierre de espacios con el sistema Damon en pacientes con periodonto disminuido en dientes anteriores inferiores. Análisis por elementos finitos tridimensional. Revista Odontos 2012; 35-54

Ryniewicz W, Ryniewicz AM, Bojko Ł, Pe P, Filipek J, Williams S, et al. Three-dimensional finite element simulation of intrusion of the maxillary central incisor. Biocybern Biomed Eng. 2016;36:385–90

1. INTRODUCCIÓN

1.5 ANTECEDENTES

Ryniewicz (2016) simularon la intrusión de un incisivo central superior



Concluyeron: La distribución del estrés fue regular en el ligamento periodontal. Se observaron movimientos leves con valores máximos en el área del ápice.

Armando Yukio (2016) simuló la intrusión de incisivos maxilares para evaluar los patrones de distribución inicial y la magnitud del estrés compresivo del LP.



Mayor esfuerzo de compresión en ápice del ligamento periodontal independientemente del punto de aplicación de la fuerza ortodóncica

Ryniewicz W, Ryniewicz AM, Bojko Ł, Pe P, Filipek J, Williams S, et al. Three-dimensional finite element simulation of intrusion of the maxillary central incisor. *Biocybern Biomed Eng.* 2016;36:385–90.
Saga AY, Maruo H, Argenta MA, Maruo IT, Tanaka OM. Orthodontic intrusion of maxillary incisors : a 3D finite element method study. *Dent Press J Orthod.* 2016;21(1):75–82.

2. OBJETIVO GENERAL

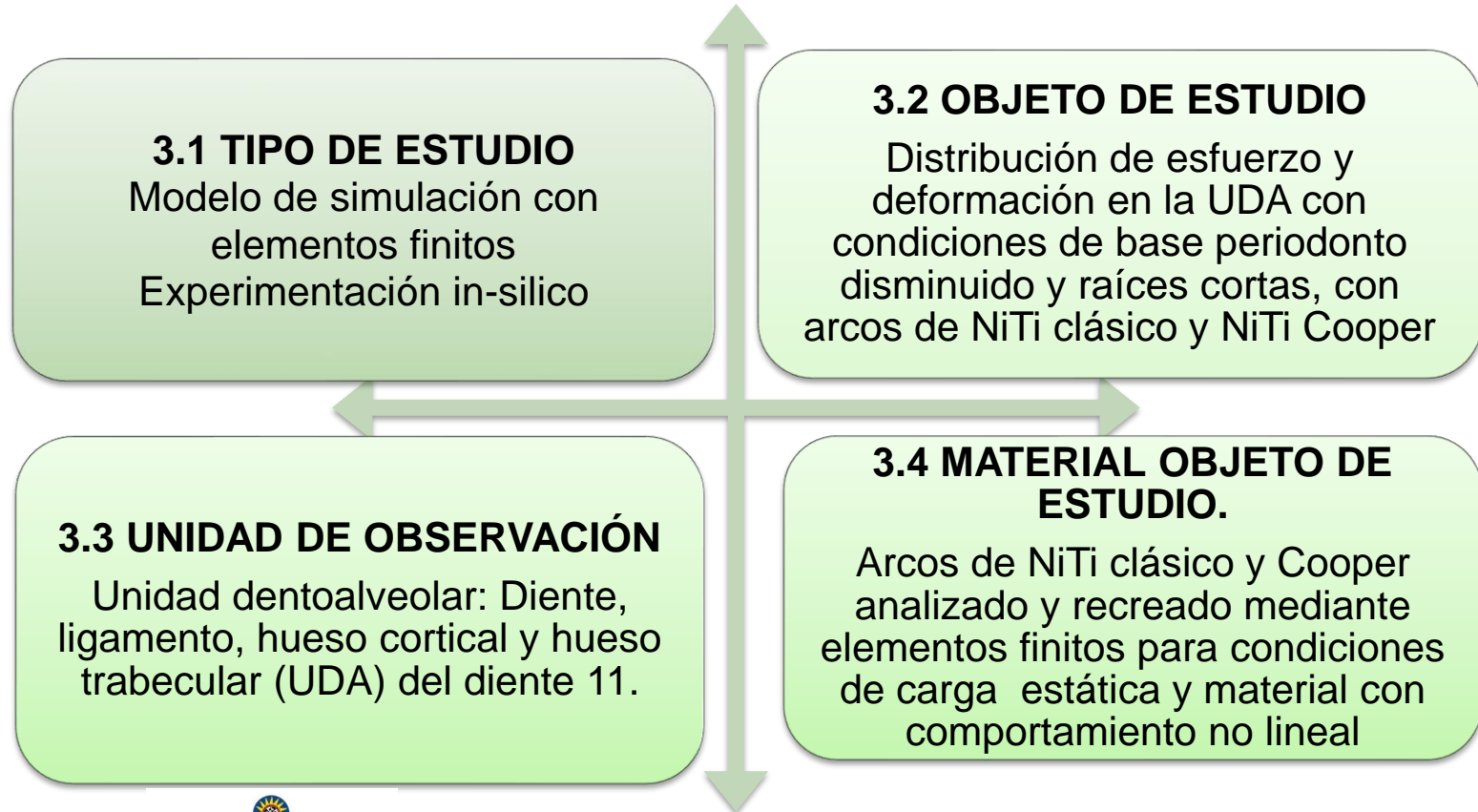
OBJETIVO GENERAL

Determinar el comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar sana, con periodonto disminuido y raíces cortas, utilizando dos tipos de arcos (NiTi) y (NiTiCu) mediante simulación por elementos finitos en fase de alineación y nivelación.

Este objetivo obedece a la necesidad de indagar cuál de los dos tipos de arco favorece más el resultado clínico del tratamiento de ortodoncia en pacientes con las condiciones de base periodonto disminuido y raíz corta.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3. MATERIALES Y MÉTODOS



3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.5 MUESTRA

No aplica porque es un estudio de elementos finitos. Solo hay una unidad de observación.

3.6 CRITERIOS DE INCLUSIÓN:

TC de un paciente con longitudes ósea y radicular adecuadas del diente 11

3.7 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:

TC de pacientes con signos clínicos de enfermedad periodontal, TC de pacientes comprometidos sistémicamente y TC de pacientes que se encuentren en tratamiento de ortodoncia

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.8 VARIABLES

DEPENDIENTE	INDEPENDIENTE	CONFUSIÓN
Esfuerzo	Propiedades mecánicas de los tejidos	Software
Deformación	Propiedades mecánicas de la aleación	
	Condiciones de base	

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.9 PROCEDIMIENTO:

TEJIDOS BIOLÓGICOS

Se realizó el modelo 2D de la UDA normal



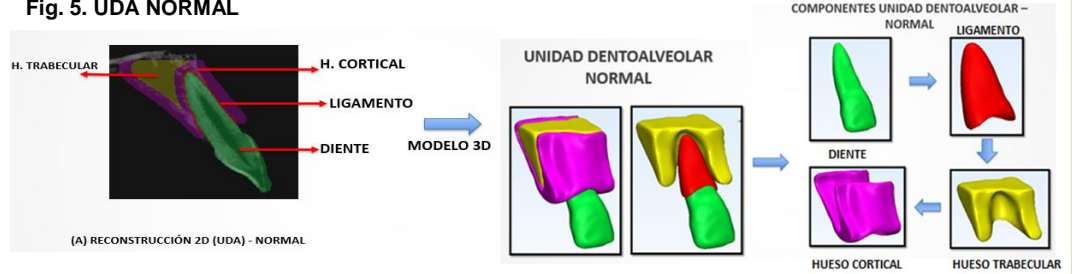
Posteriormente se llevó la reconstrucción a un modelo 3D



A partir de la UDA normal reconstruida con la tomografía se realizaron las modificaciones necesarias para obtener el modelo de raíz corta y de periodonto disminuido.

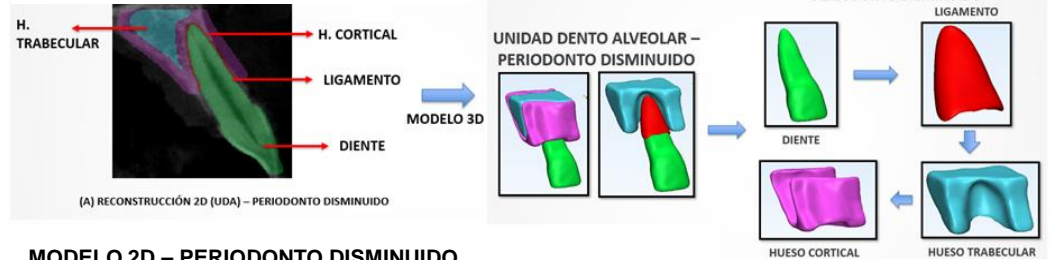
3.9.1 CONSTRUCCIÓN DEL MODELO GEOMÉTRICO

Fig. 5. UDA NORMAL



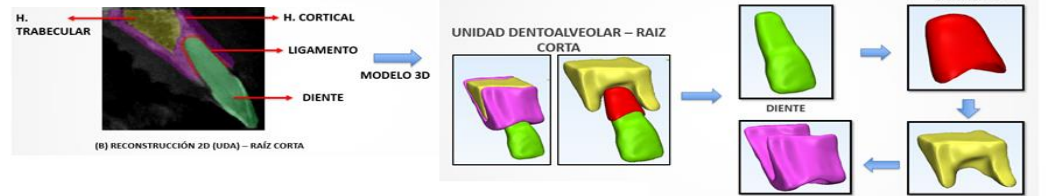
MODELO 3D UDA NORMAL

Fig. 6. UDA – PERIODONTO DISMINUIDO



MODELO 2D – PERIODONTO DISMINUIDO

Fig. 7. UDA – RAÍZ CORTA



Modelo 2D– RAÍZ CORTA

Modelo 3D– RAÍZ CORTA

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.9.1 CONSTRUCCIÓN DEL MODELO GEOMÉTRICO

APARATOLOGÍA ORTODÓNICA

Se simuló un bracket estándar slot 0.022 x 0.028”.



Cementación de aparatología ortodóntica y se simuló una extrusión para generar una intrusión



Una vez obtenido los modelos 3D se llevaron a un software de modelación CAD para ensamblar la UDA con los componentes externos.

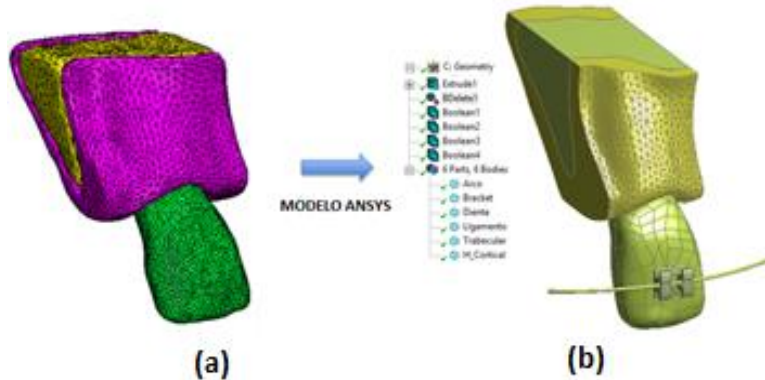


Fig. 8 a) Modelo 3D (UDA-normal) – (b) Modelo 3D (UDA-normal) desing modeler

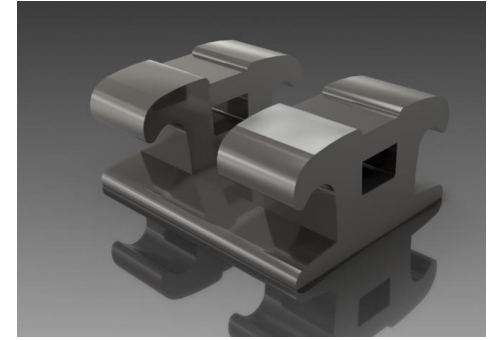
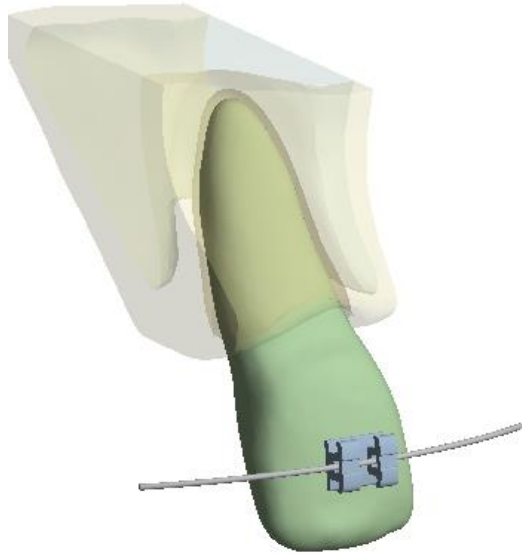


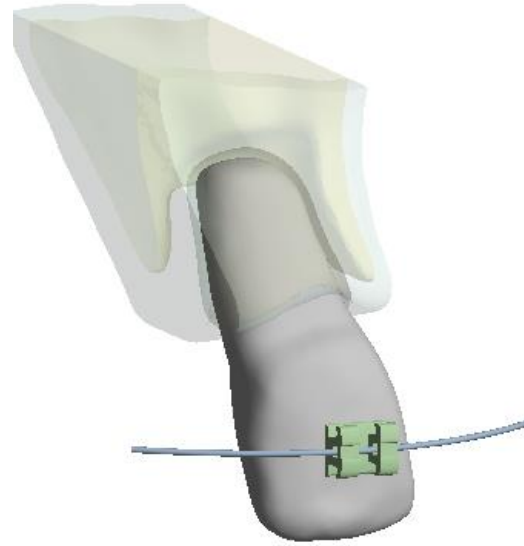
Fig. 9. (a) Metrología bracket. (b) Modelo 3D bracket

3. MATERIALES Y MÉTODOS

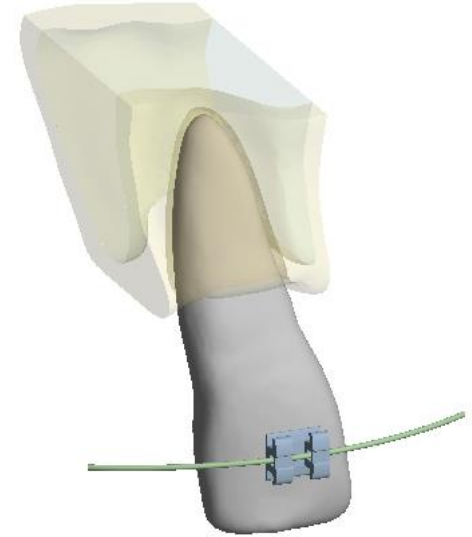
3.9.1 RESULTADO PROCESO DE RECONSTRUCCIÓN



MODELO 3D UDA NORMAL



MODELO 3D- RAÍZ CORTA



MODELO 3D - PERIODONTO DISMINUIDO

Fig. 10. Resultados proceso de reconstrucción - UDA

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.9.2 ARCO DE ORTODONCIA

1. Para el modelo computacional por elementos finitos, se realizó la metrología pertinente de un arco de ortodoncia con un calibre de 0,014". Una vez obtenidas las dimensiones del arco de ortodoncia, se procede a llevar una fotografía real del arco con una escala 1:1 en un software de modelación CAD como se observa en la **Fig. 10**.

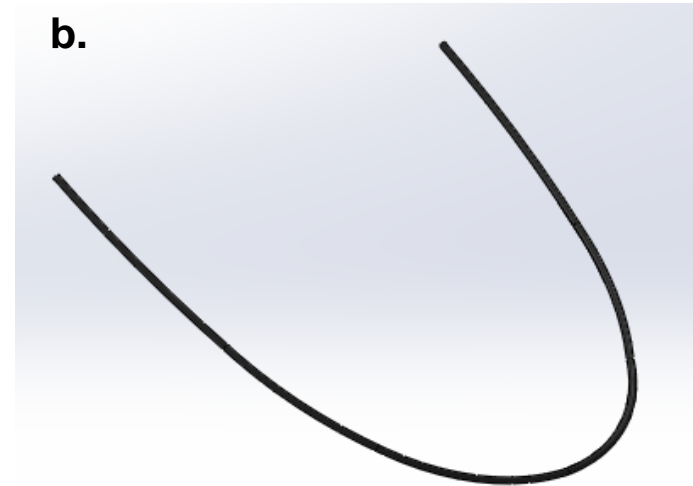
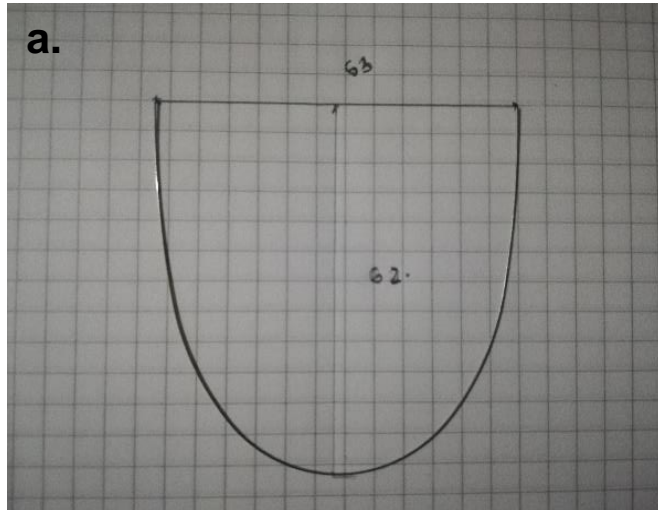


Fig. 11. (A) Arco de ortodoncia – (b) Modelo CAD arco de ortodoncia [autor]

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.9.2 ARCO DE ORTODONCIA

2. Una vez obtenido el modelo CAD del arco de ortodoncia se procede a llevar el modelo al design modeler de ansys, verificando la geometría importada ya que se requiere la geometría como un solido y no como una superficie.



Fig. 12 Modelo CAD – arco de ortodoncia desing modeler ANSYS [autor]

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.9.2 ARCO DE ORTODONCIA

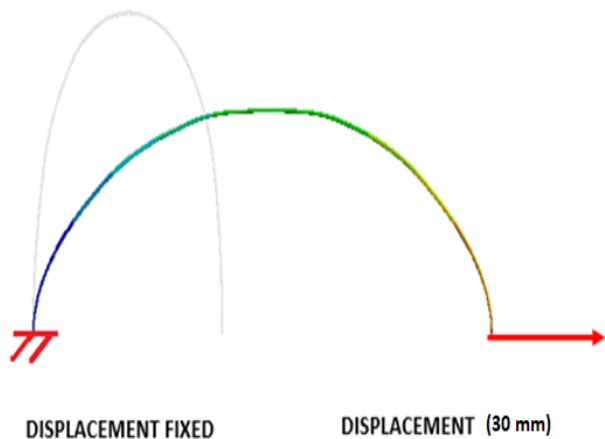


Fig. 13. Condiciones de frontera – experimento carga a tensión

3. Para replicar el desplazamiento que se genera en el arco de ortodoncia al deformarse se utilizó un arco de ortodoncia de 0.014” con 2 tipos de aleaciones con memoria de forma (NiTi) y (NiTiCu)

ESFUERZO - DEFORMACIÓN

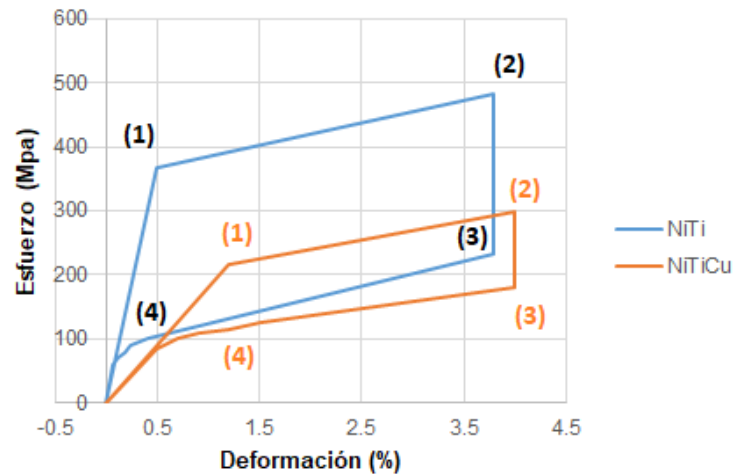


Fig. 14. Gráfica esfuerzos - deformación

Tabla 1. Propiedades mecánicas “SMA”

PUNTO	PROPIEDAD
1	σ_{Ms} o SAS
2	σ_{Mf} o FAS
3	σ_{As} o SSA
4	σ_{Af} o FSA



3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.9.3 EXPERIMENTO – CARGA A TENSIÓN

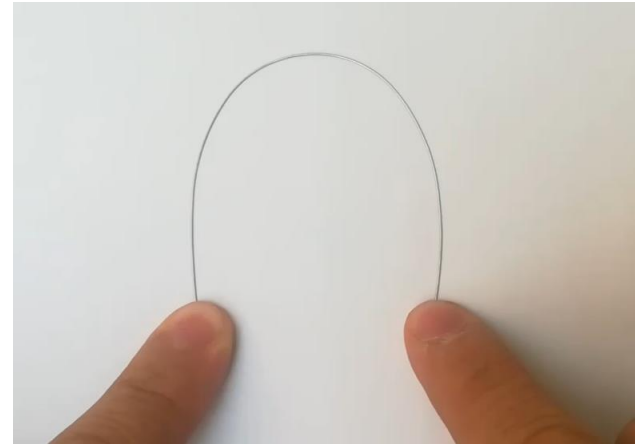
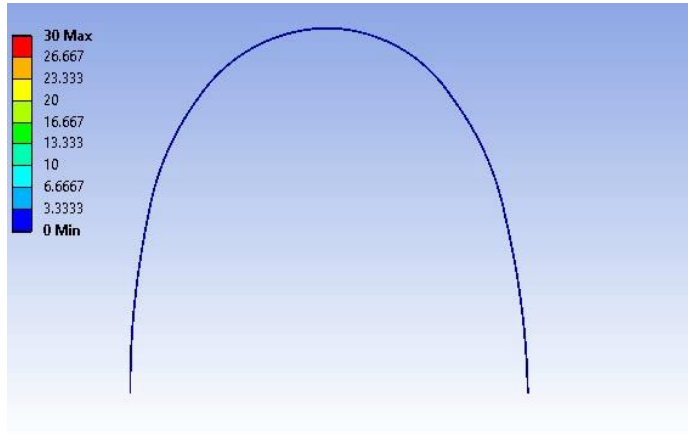


Fig. 15. MODELO COMPUTACIONAL POR ELEMENTOS FINITOS – ARCO DE ORTODONCIA (NiTi) CONDICIÓN DE FRONTERA DE DESPLAZAMIENTO

3. MATERIALES Y MÉTODOS

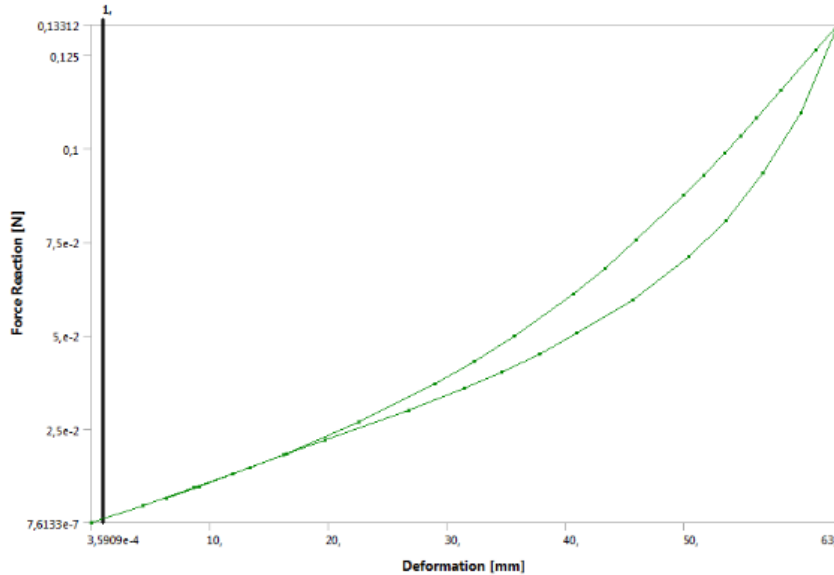


Fig. 16. Grafica esfuerzo – deformación arco de ortodoncia material con memoria de forma SMA - NiTi

Tabla 2. Propiedades mecánicas “SMA – NiTi”

Elasticidad isotrópica	valor	Magnitud
Modulo Young´s	50000	Mpa
Relación de poisson´s	0.33	
Superelasticidad		
σ_{Ms} o SAS	300	Mpa
σ_{Mf} o FAS	400	Mpa
σ_{As} o SSA	250	Mpa
σ_{Af} o FSA	150	Mpa
Épsilon	0.05	mm ⁻¹
Alpha	0	

Andre Carvalho, Luis Reis, Diogo montalvao, Manuel Fonte (2016). Rotary Fatigue Testing to Determine the Fatigue Life of NiTi alloy Wires: An Experimental and Numerical Analysis.

Sara Fazelia, Morteza Vahedpoura *, Sayed Khatiboleslam Sadrnezhadb (2016) Effect of copper content on tensile mechanical properties of ternary NiTiCu alloy nanowire: Molecular dynamics simulation .

3. MATERIALES Y MÉTODOS

Tabla 3. Propiedades mecánicas “NiTi - NiTiCu” arco de ortodoncia

PROPIEDADES MECÁNICAS NiTi		PROPIEDADES MECÁNICAS NiTiCu
ELASTICIDAD ISOTRÓPICA		
MODULO DE YOUNG (Gpa)	70	132
RELACIÓN DE POISSON	0.33	0.33
SUPERELASTICIDAD		
σMs (Mpa)	368	216
σMf (Mpa)	484	299
σAs (Mpa)	232	180
σAf (Mpa)	100	165
Épsilon (mm⁻¹)	0.063	0.069
Alpha	0	0

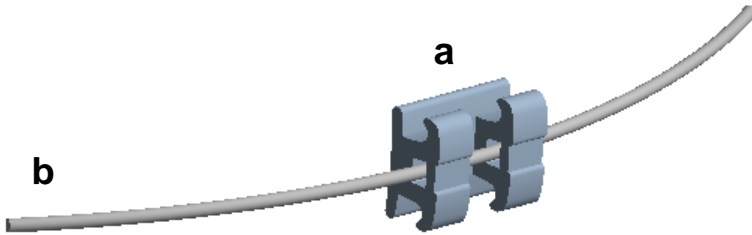


Fig. 17. (a) bracket (b) arco de ortodoncia

Andre Carvalho, Luis Reis, Diogo montalvao, Manuel Fonte (2016). Rotary Fatigue Testing to Determine the Fatigue Life of NiTi alloy Wires: An Experimental and Numerical Analysis.

Sara Fazelia, Morteza Vahedpoura *, Sayed Khatiboleslam Sadrnezhaadb (2016) Effect of copper content on tensile mechanical properties of ternary NiTiCu alloy nanowire: Molecular dynamics simulation .

3. MATERIALES Y MÉTODOS

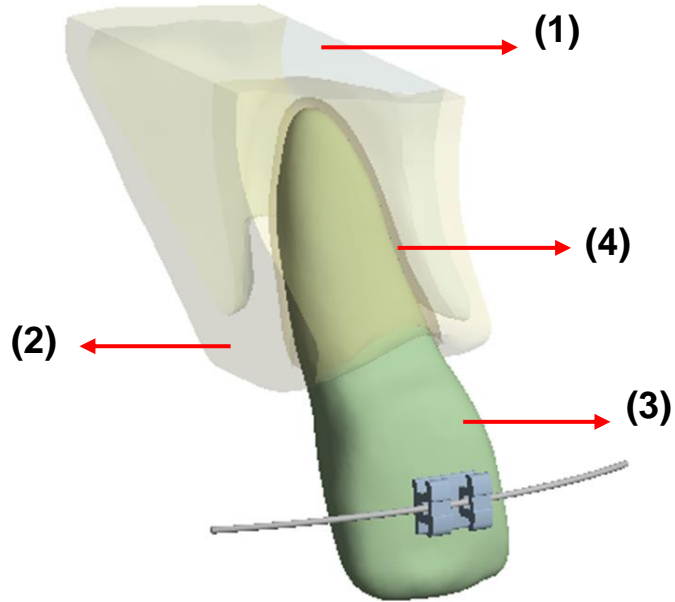


Fig. 18. Unidad dentoalveolar

Tabla 4. Tejidos unidad dentoalveolar

ELEMENTO	PROPIEDADES TEJIDOS - UDA	E (Mpa)	RELACIÓN DE POISSON
1	HUESO TRABECULAR	1370	0.38
2	HUESO CORTICAL	13700	0.26
3	DIENTE	20300	0.26
4	LPD	1	0.49

Andre Carvalho, Luis Reis, Diogo montalvao, Manuel Fonte (2016). Rotary Fatigue Testing to Determine the Fatigue Life of NiTi alloy Wires: An Experimental and Numerical Analysis.

Sara Fazelia, Morteza Vahedpoura *, Sayed Khatiboleslam Sadrnezhaadb (2016) Effect of copper content on tensile mechanical properties of ternary NiTiCu alloy nanowire: Molecular dynamics simulation .



3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.9.5 CONDICIONES DE FRONTERA



Fig. 19. SET UP

Se hizo uso de set-up para simular la mal posición del diente 11 (extrusión)

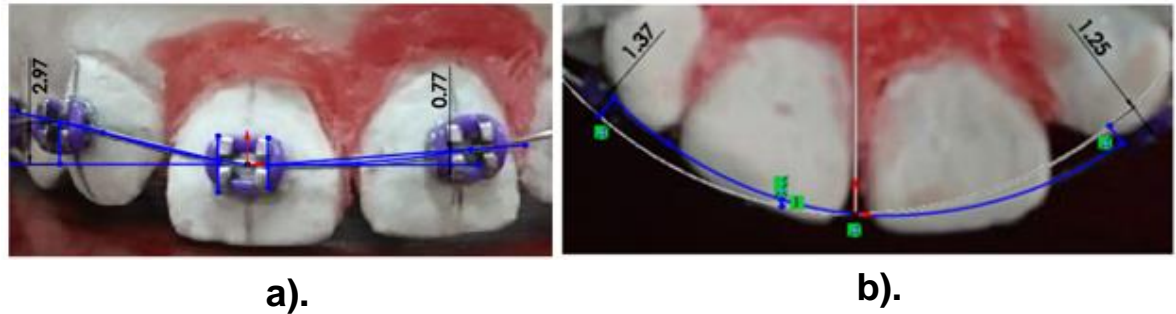
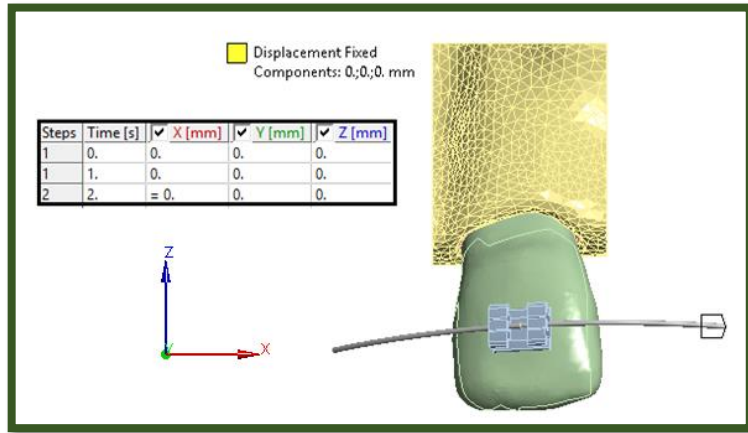


Figura 20. Condición de frontera del incisivo central numero 11 – SET UP (a) vista frontal (b) vista posterior.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.9.5 CONDICIONES DE FRONTERA

a).



b).

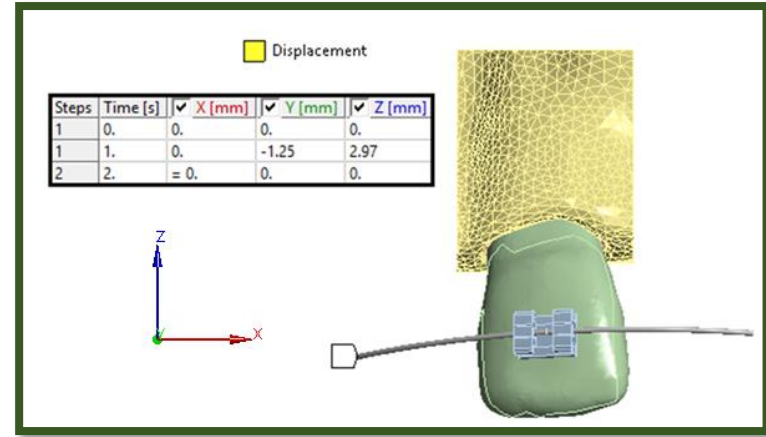





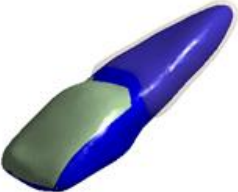


Figura 21. Condición de frontera incisivo central numero 11 – modelo computacional (a) desplazamiento fijo (b) desplazamiento extrusión.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.9.6 CONTACTOS MECÁNICOS

Tipo de contacto	Contact body	Target body
Bonded		
Frictionless		
Bonded		


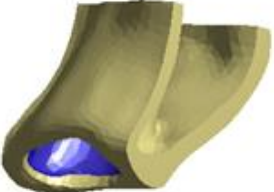
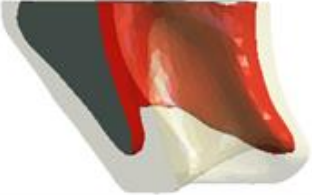
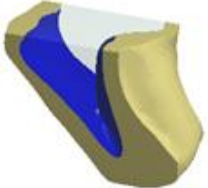
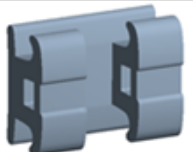
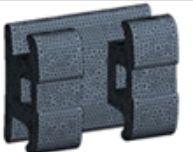




Bonded		
Bonded		



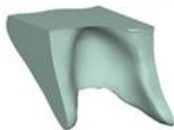



Figura 22. Contactos mecánicos UDA - ANSYS



3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.9.7 PROPIEDADES DE LA MALLA DE ELEMENTOS FINITOS

CUERPO		ESTADÍSTICA	
SIN MALLA	MALLADO	NODOS	ELEMENTOS
		1191156	80294
BRACKET			
		28988	5838
ARCO			
		70026	48653
DIENTE			

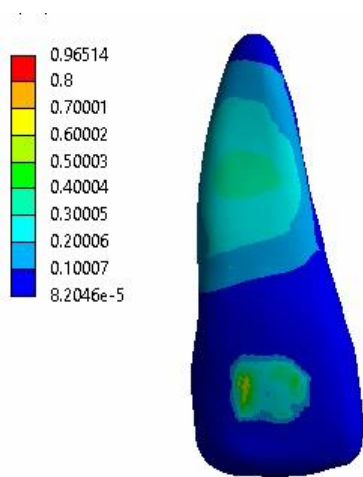
		75485	44833
LPD			
		16257	8950
HUESO TRABECULAR			
		39455	22373
HUESO CORTICAL			

TOTAL NODOS 360367
TOTAL ELEMENTOS 210941

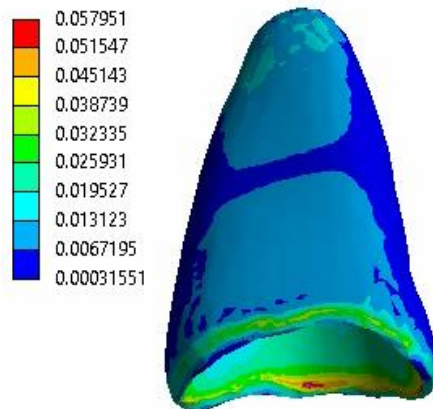
Figura 23. Condiciones de mallado modelo computacional

4. RESULTADOS

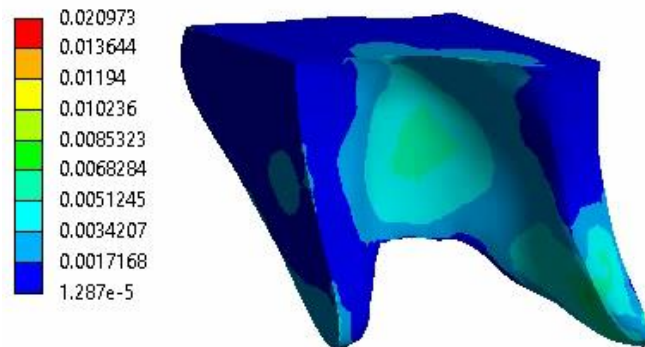
ESFUERZOS PRESENTES EN LOS TEJIDOS DE LA UNIDAD DENTOALVEOLAR



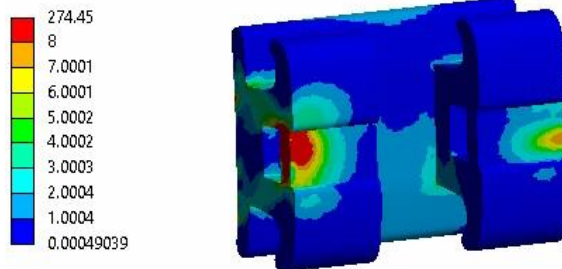
(A). DIENTE



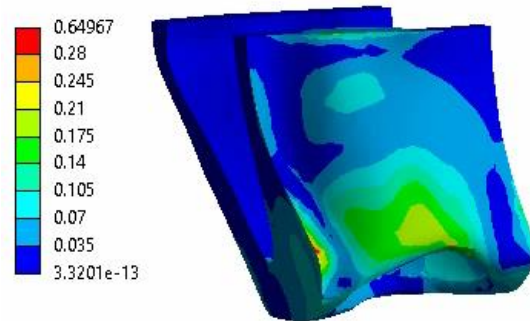
(B). LPD



(C). HUESO TRABECULAR



(D). BRACKET



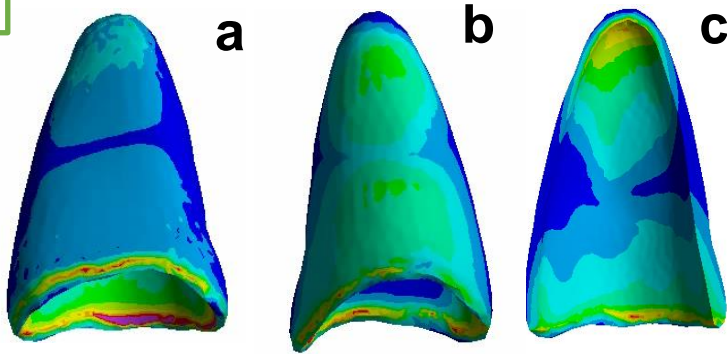
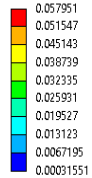
(E). HUESO CORTICAL

4.1 RESULTADOS LPD – UDA NORMAL

4. RESULTADOS

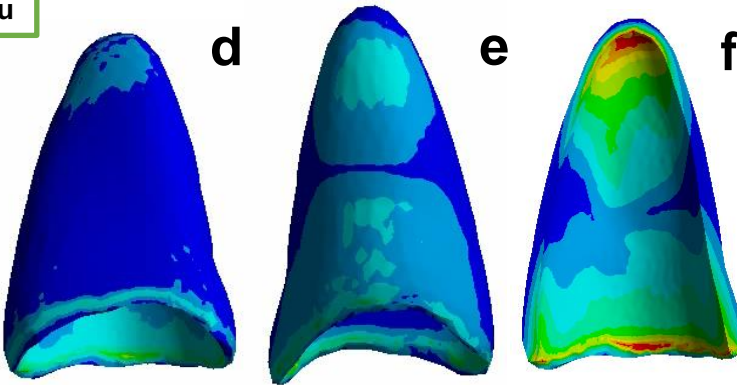
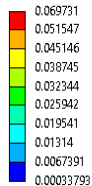
Arco NiTi

Unit: MPa
Time: 1.7542
Custom
Max: 0.057951
Min: 0.00031551



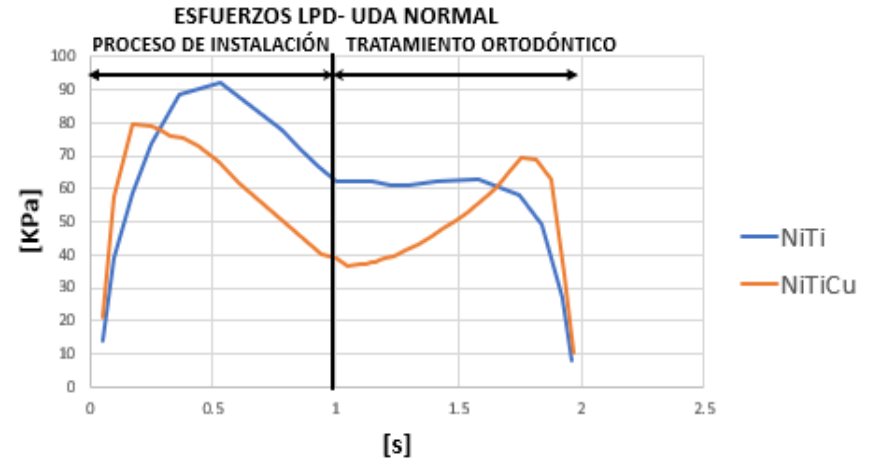
Arco NiTiCu

Unit: MPa
Time: 1.7542
Custom
Max: 0.069731
Min: 0.00033793



Vista vestibular Vista palatina Corte transversal

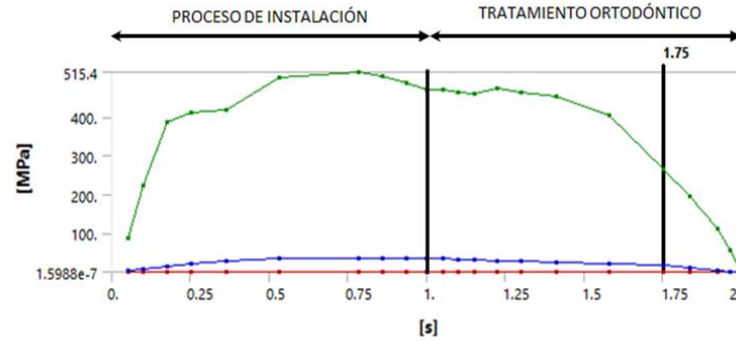
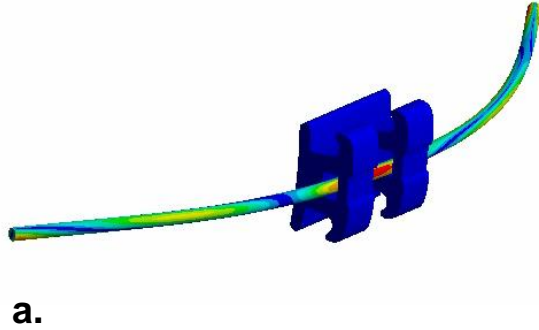
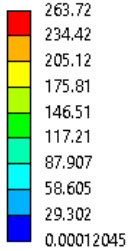
Figura 24. Distribución de esfuerzos(σ) LP. EL NiTiCu produce un σ máximo 69 Kpa, y el NiTi produce un σ de 63 Kpa. 20%



Gráfica 1. Comportamiento del σ en el LP durante el TTO de ortodondia. Eje (y) el valor de los σ , eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

4. RESULTADOS

Time: 1.75
 Custom
 Max: 263.72
 Min: 0.00012045



Unit: MPa
 Time: 1.75
 Custom
 Max: 248.19
 Min: 0.0010004

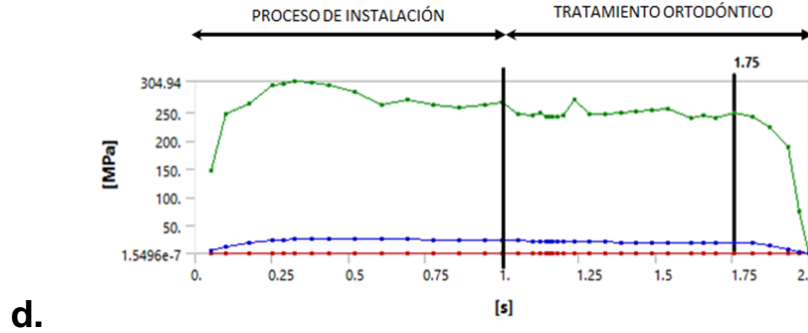
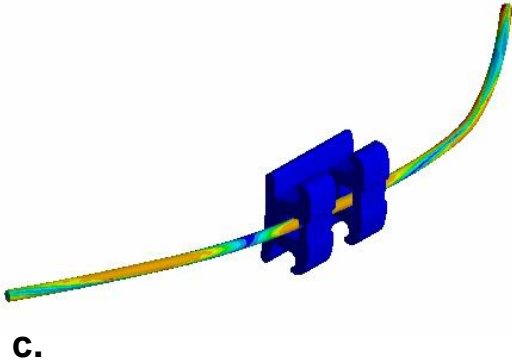
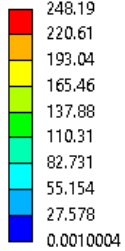


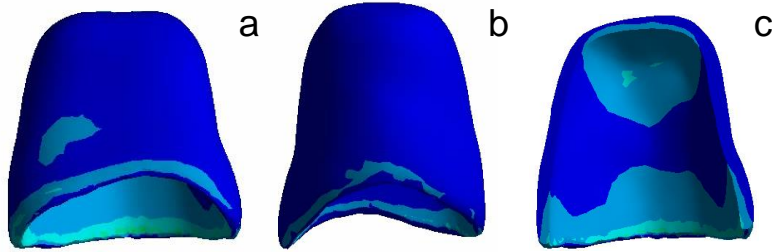
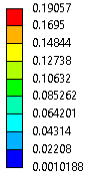
Figura 25. Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

4. RESULTADOS

4.2 RESULTADOS LP – UDA RAÍZ CORTA

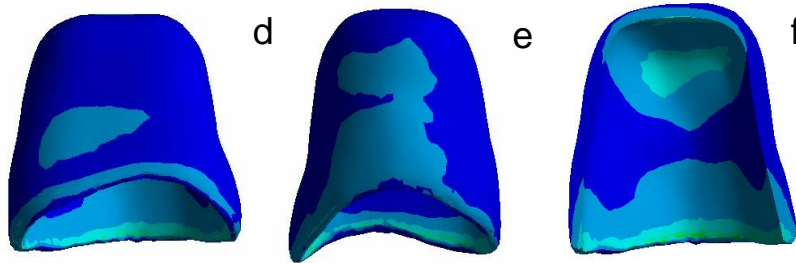
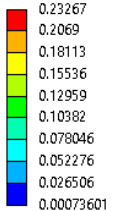
Arco NiTi

Unit: MPa
Time: 1.6875
Custom
Max: 0.19057
Min: 0.0010188



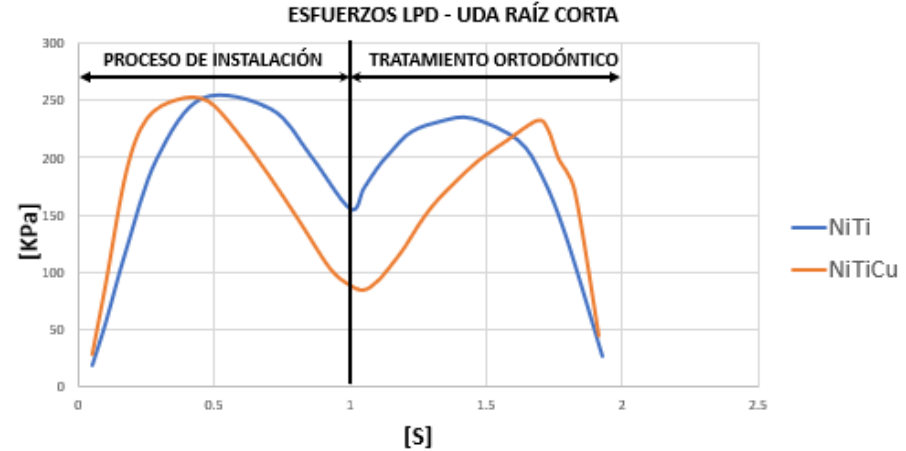
Arco NiTiCu

Unit: MPa
Time: 1.6875
Custom
Max: 0.23267
Min: 0.00073601



Vista vestibular Vista palatina Corte transversal

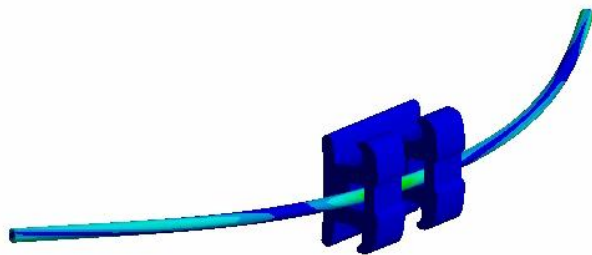
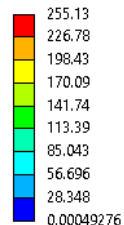
Figura 26. Distribución de esfuerzos (σ) LP. EL NiTiCu produce un σ máximo 224 Kpa, y el NiTi produce un σ de 234 Kpa. 22%



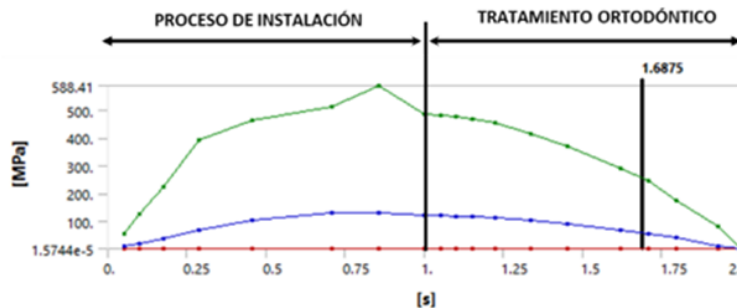
Gráfica 2. Comportamiento del σ en el LP durante el TTO de ortodoncia. Eje (y) el valor de los σ , eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

4. RESULTADOS

Unit: MPa
Time: 1.6875
Custom
Max: 255.13
Min: 0.00049276

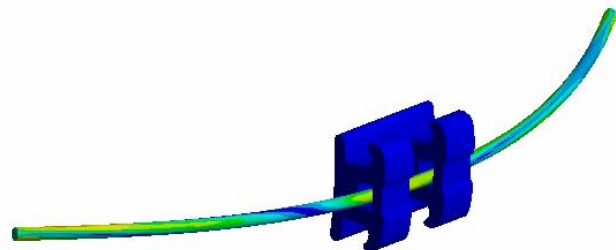
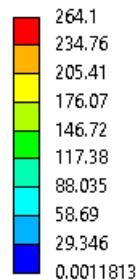


a.

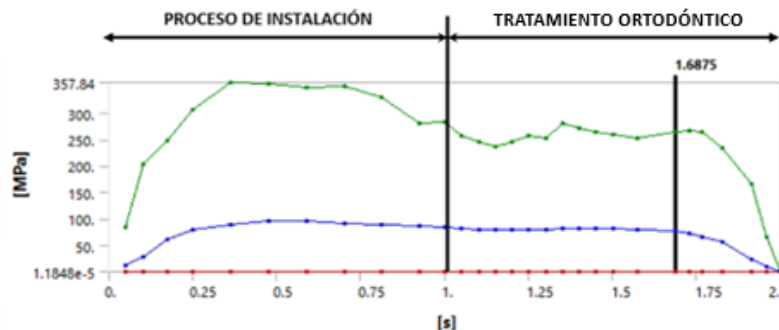


b.

Unit: MPa
Time: 1.6875
Custom
Max: 264.1
Min: 0.0011813



c.



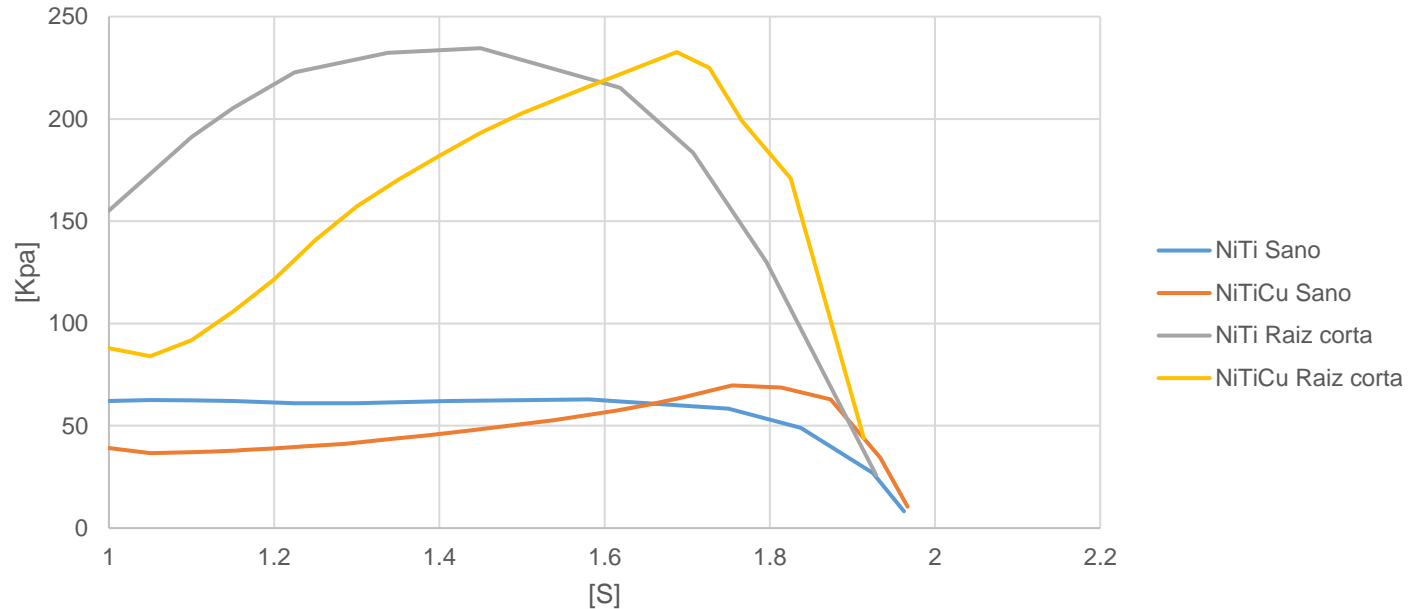
d.

Figura 27. Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

4. RESULTADOS

COMPARACIÓN LP-UDA NORMAL VS. RAÍZ CORTA

LPD SANO - LPD RAIZ CORTA



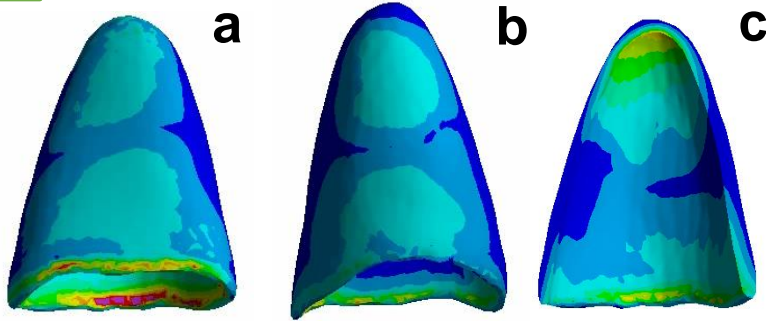
Grafica 3. Comportamiento del σ en el LP UDA normal vs.raíz corta durante el TTO de ortodncia. Eje (y) el valor de los σ , eje (x) pseudotiempo,

4.3 RESULTADOS LP – PERIODONTO DISMINUIDO

Arco NiTi

Unit: MPa
Time: 1.7589
Custom
Max: 0.092401
Min: 0.00044004

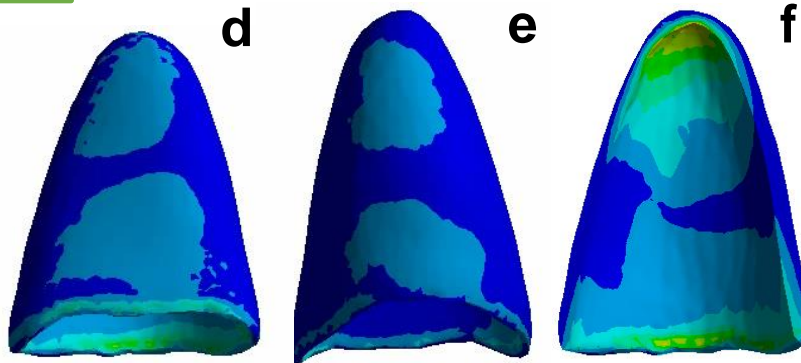
0.092401
0.082183
0.071965
0.061748
0.05153
0.041312
0.031094
0.020876
0.010658
0.00044004



Arco NiTiCu

Unit: MPa
Time: 1.7589
Custom
Max: 0.13173
Min: 0.00082352

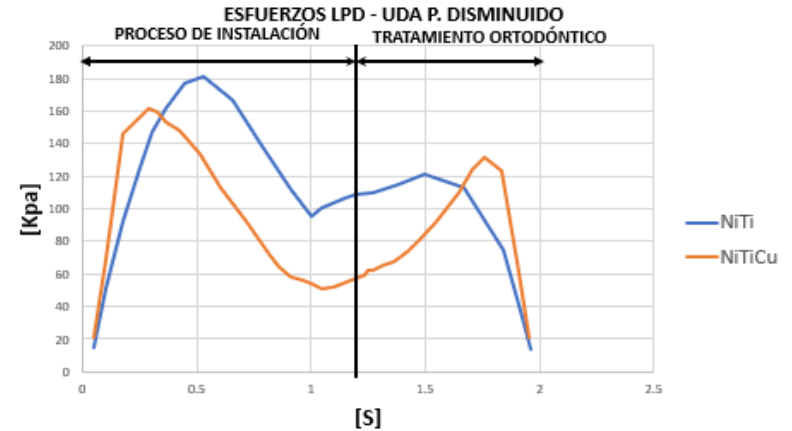
0.13173
0.11719
0.10264
0.088097
0.073551
0.059006
0.04446
0.029915
0.015369
0.00082352



Vista vestibular Vista palatina Corte transversal

4. RESULTADOS

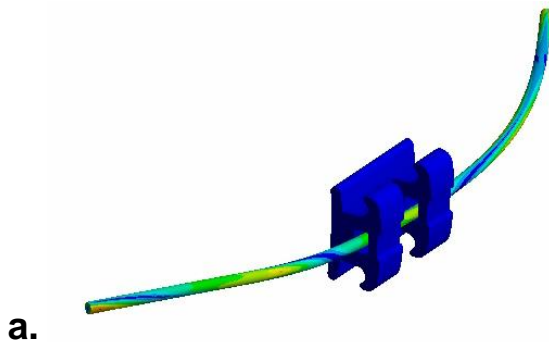
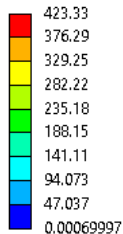
Figura 28. Distribución de esfuerzos(σ) LP. EL NiTiCu produce un σ máximo 131 Kpa, y el NiTi produce un σ de 121 Kpa. 42%



Gráfica 4. Comportamiento del σ en el LP durante el TTO de ortodoncia. Eje (y) el valor de los σ , eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

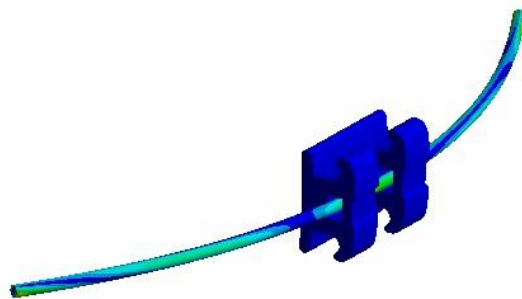
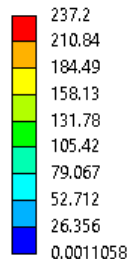
4. RESULTADOS

Unit: MPa
Time: 1.7589
Custom Obsolete
Max: 223.74
Min: 0.0010705

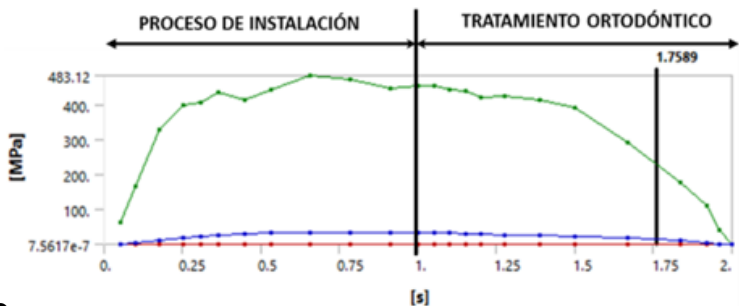


a.

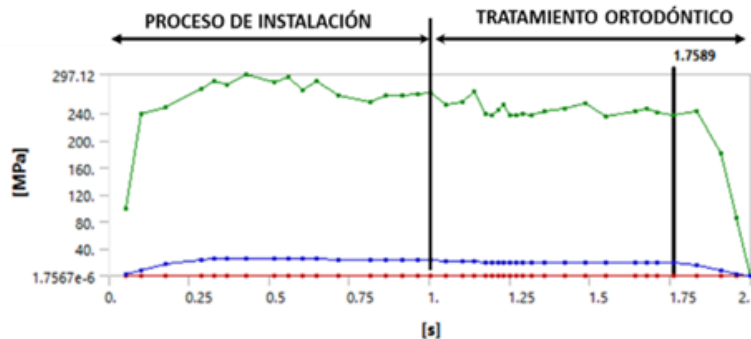
Unit: MPa
Time: 1.7589
Custom
Max: 237.2
Min: 0.0011058



c.



b.



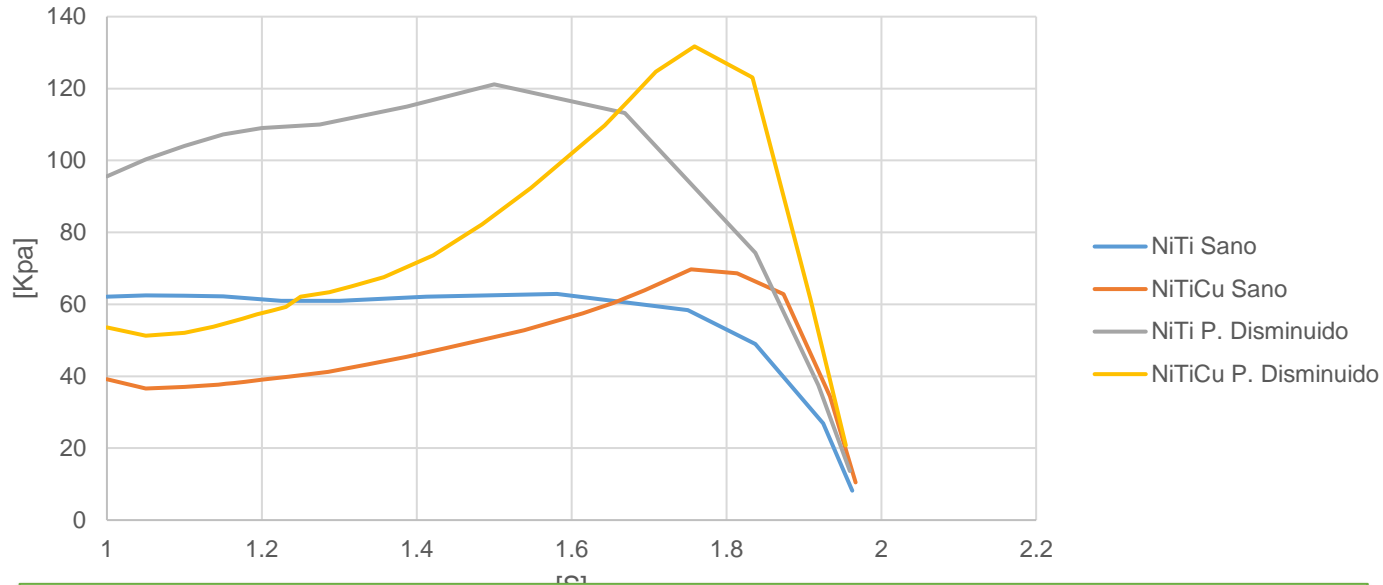
d.

Figura 29. Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

4. RESULTADOS

COMPARACIÓN LP-UDA NORMAL VS. PERIODONTO DISMINUIDO

LPD NORMAL - LPD P. DISMINUIDO



Gráfica 5. Comportamiento del σ en el LP UDA normal vs. Periodonto disminuido durante el TTO de ortodoncia. Eje (y) el valor de los σ , eje (x) pseudotiempo,

5. DISCUSIÓN

5. DISCUSIÓN

Kamble y cols. (2012)	Investigaron la distribución del esfuerzo al aplicar una fuerza ortodóntica en raíces cortas por EFM. Modelo lineal.	Existe un aumento significativo de esfuerzo concentrado en el tercio cervical de la raíz.	En el presente estudio concentración de σ es a nivel cervical y en la zona del ápice, se diferencia que es un modelo más complejo y más exacto al ser no lineal.
Kumar y col. (2016)	Realizaron un estudio a través de EFM para determinar las tensiones iniciales producidas en el diente, LP y el hueso cuando se aplicaba una fuerza de intrusión e inclinación V y L en presencia de altura de hueso alveolar variable. Modelo lineal	Concluyeron que la pérdida de hueso alveolar provoca un aumento de las tensiones iniciales máximas en relación con las alturas de hueso alveolar normal y que una fuerza intrusiva causa una mayor concentración de estrés a nivel apical	

Kamble R, Lohkare S, Hararey P V., Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies A finite element study. Angle Orthod. 2012;82(5):799–805.

Kumar JB, Reddy GJ, Sridhar M, Reddy TJ, Reddy PJ, Rao SS. A finite element analysis of initial stresses and displacements in the tooth and the periodontium in periodontally compromised simulations : Labial versus lingual force application. J Dr NTR Univ Heal Sci. 2016;5(1):34–43.

5. DISCUSIÓN

Geramy (2000) Concluyó que en un movimiento de intrusión las concentraciones de estrés fueron mayores en el nivel sub-apical del LP



Rudolph y col. (2001) encontraron que las tensiones se concentraban en la cresta alveolar cuando se aplicaba un movimiento labial y en el ápice de la raíz para los movimientos intrusivos y extrusivos

En el presente estudio el esfuerzo máximo en el ligamento periodontal se presentó en el ápice y a nivel cervical en el modelo normal, periodonto disminuido y raíz corta, tanto con NiTi como en el modelo de NiTiCu. Al comparar los tres modelos se evidencia que los σ máximos son mayores en raíz corta a nivel cervical y apical; así mismo se observa que los esfuerzos en raíz corta son más uniformes en NiTiCu. Estos resultados coinciden con los de Kamble y Kumar donde se evidencia las mismas zonas de máximo esfuerzo.

Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT. A Finite Element Model of Apical Force Distribution From Orthodontic Tooth Movement. Angle Orthod. 2001;71(2):127-31.

Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3D analysis by means of the finite element method). Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 2000; 117(4): 339-405.

6. CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES

Al realizar la simulación con FEA para determinar el comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar normal en el ligamento periodontal, la mayor concentración de esfuerzos se presentó a nivel cervical y en la zona del ápice. Estos esfuerzos aumentan cuando se aplica las condiciones de carga en las condiciones de base estudiadas

En el alambre de NiTiCu se puede observar que a medida que el arco recupera su geometría inicial los esfuerzos aumentan hasta encontrar su máximo valor una magnitud mayor a la que presenta los esfuerzos producidos por el arco de NiTi. Este fenómeno del aumento del estado de esfuerzos producido en el LP por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación mayor que presenta este arco.

6. CONCLUSIONES

En el modelo del LP con periodonto disminuido la mayor concentración de σ se presenta en el modelo de NiTiCu en comparación con el NiTi, en la zona cervical y apical del LP. Así mismo, la deformación del arco fue mayor en NiTiCu.

En cuanto al modelo de ligamento periodontal con longitud radicular corta se observó una mayor concentración de σ a nivel cervical y en la zona del ápice, siendo mayor la concentración de σ en el modelo de NiTiCu, así mismo se evidencia que la distribución de esfuerzos en el ligamento periodontal es más uniforme. Con referencia a la deformación que presentó el arco de ortodoncia fue mayor en NiTiCu.



6. CONCLUSIONES

Al comparar los resultados de las aleaciones estudiadas los dos tipos de arcos pueden ser usados en UDA sana y con condiciones de base como periodonto disminuido y raíz corta. Sin embargo, el NiTiCu puede proporcionar mayores beneficios a nivel clínico ya que su comportamiento biomecánico permite que los tejidos de la UDA se preparen o se recuperen para una aplicación de esfuerzo máximo cuando el arco empieza a recupera su geometría inicial.

7. PRODUCTOS DE INVESTIGACIÓN



IX Congreso Latinoamericano de Ingeniería
Mecánica (COLIM 2018)
Universidad de Pamplona – Colombia
Programa de Ingeniería Mecánica
28 – 30 de Noviembre de 2018



COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE LA UNIDAD DENTOALVEOLAR (UDA) DE UN
INCISIVO CENTRAL BAJO UN TRATAMIENTO ORTODÓNTICO, UTILIZANDO ARCOS DE NiTi
Y NiTiCu: SIMULACIÓN 3D MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

Rodrigo López*, Rafael Ortega*
Diana Pacheco**, Jimena Soler**, Fernanda Pantoja**, Fernanda Naranjo**

* Universidad Santo Tomás, Facultad de Ingeniería Mecánica, Grupo de estudios y
aplicaciones en ingeniería Mecánica GEAMEC.
Bogotá, Cundinamarca, Colombia.

E-mail: {oscarlopez, rafaelortega}@usantotomas.edu.co.

** Institución Universitaria Colegios de Colombia “UNICOC”, Posgrado en Ortodoncia
y Ortopedia maxilar, Ciencias odontológicas, Biomateriales y tecnología para la
restauración dental.

Bogotá, Cundinamarca, Colombia.

E-mail: dpacheco@unicoc.edu.com, jsoler@unicoc.edu.co

PRODUCTOS DE INVESTIGACIÓN



Finite element 3D simulation of the biomechanical behavior of
dentoalveolar unit (UDA) with normal conditions for central
incisive in a orthodontic treatment initial stage with NiTi and
NiTiCu wires

Oscar Rodrigo Lopez vaca
Rafael Ricardo Ortega Roncancio
Universidad Santo Tomas

Diana Pacheco
Jimena Soler, Fernanda Pantoja, Fernanda Naranjo
Institución universitaria “UNICOC”

03 de Octubre de 2018 | Bogotá – Colombia
Encuentro Académico ESSS & ANSYS 2018



GRACIAS