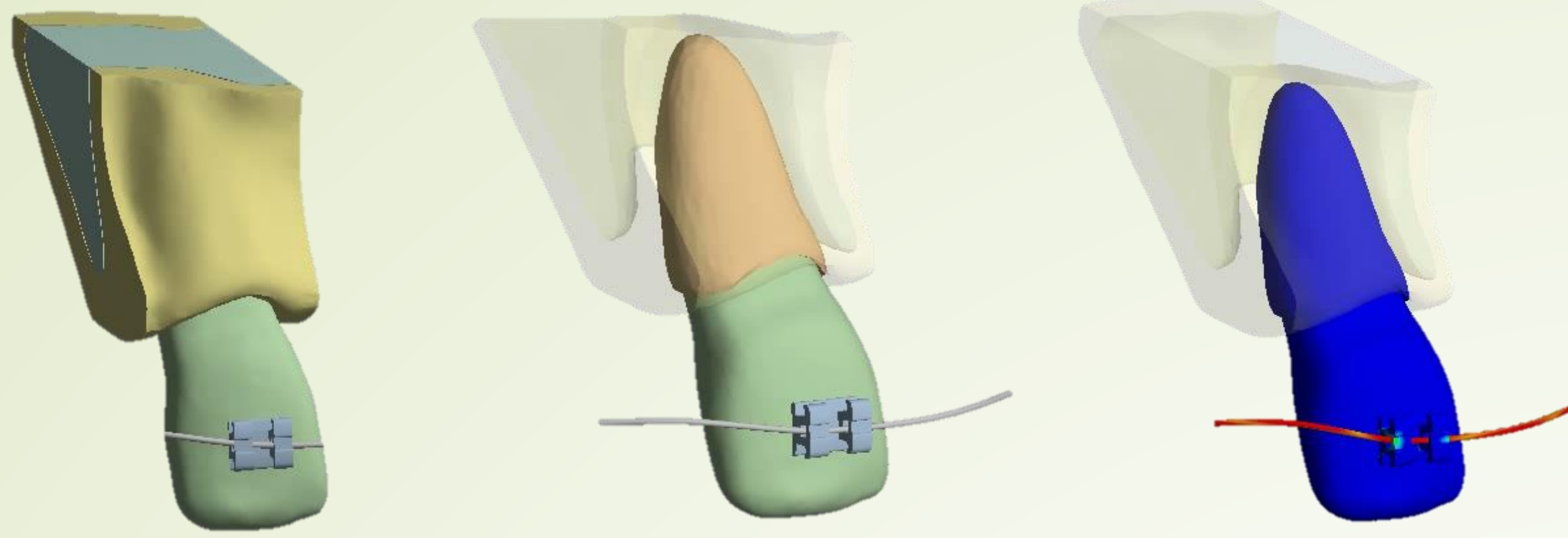


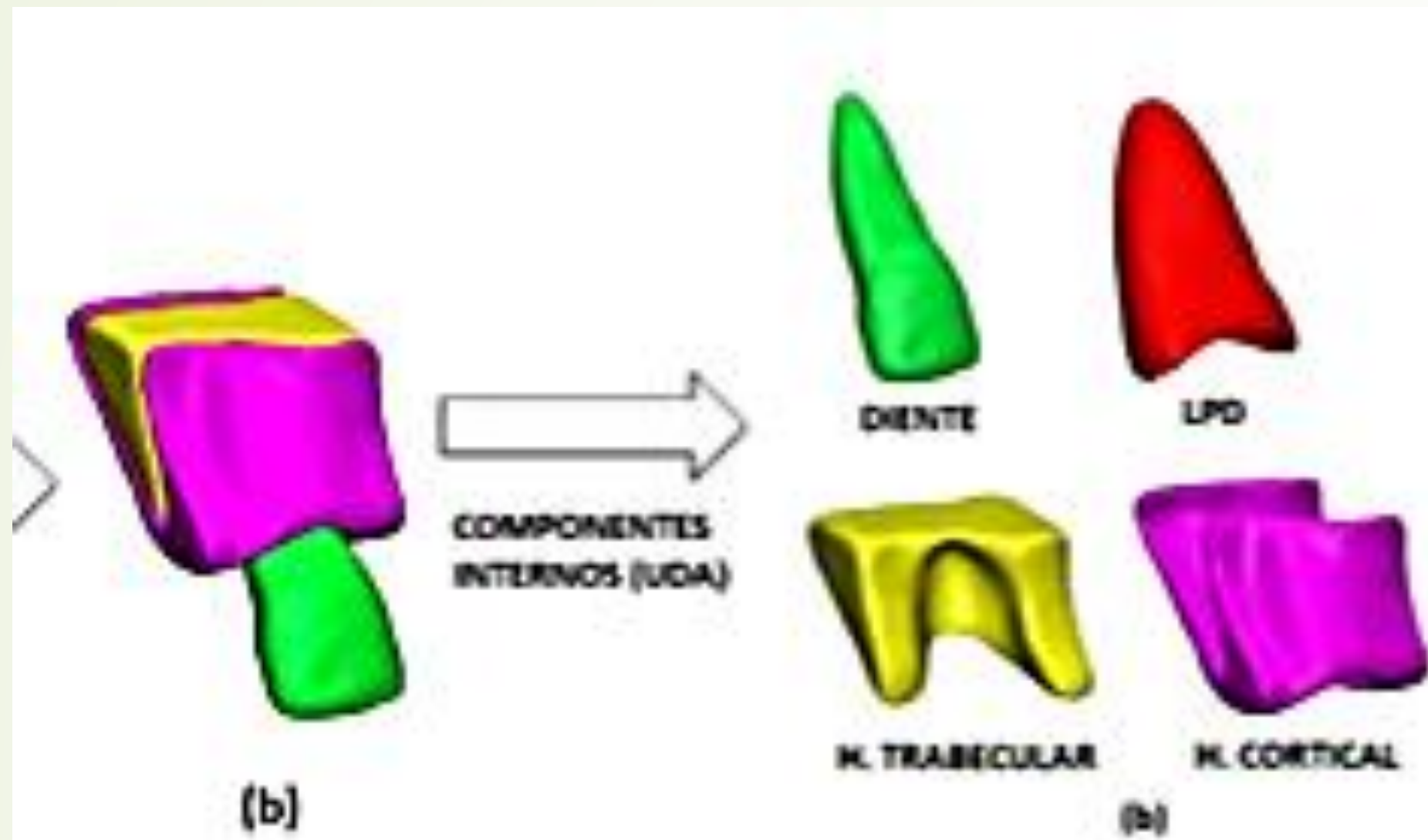
## INTRODUCCIÓN

En ortodoncia se buscan movimientos dentales con la aplicación de fuerzas. A la consulta acuden pacientes longitud radicular corta y periodonto disminuido, por lo que las fuerzas que se aplican deben ser ligeras y constantes, para lo que se utilizan arcos de NiTi y NiTiCu, materiales con memoria de forma (SMA).



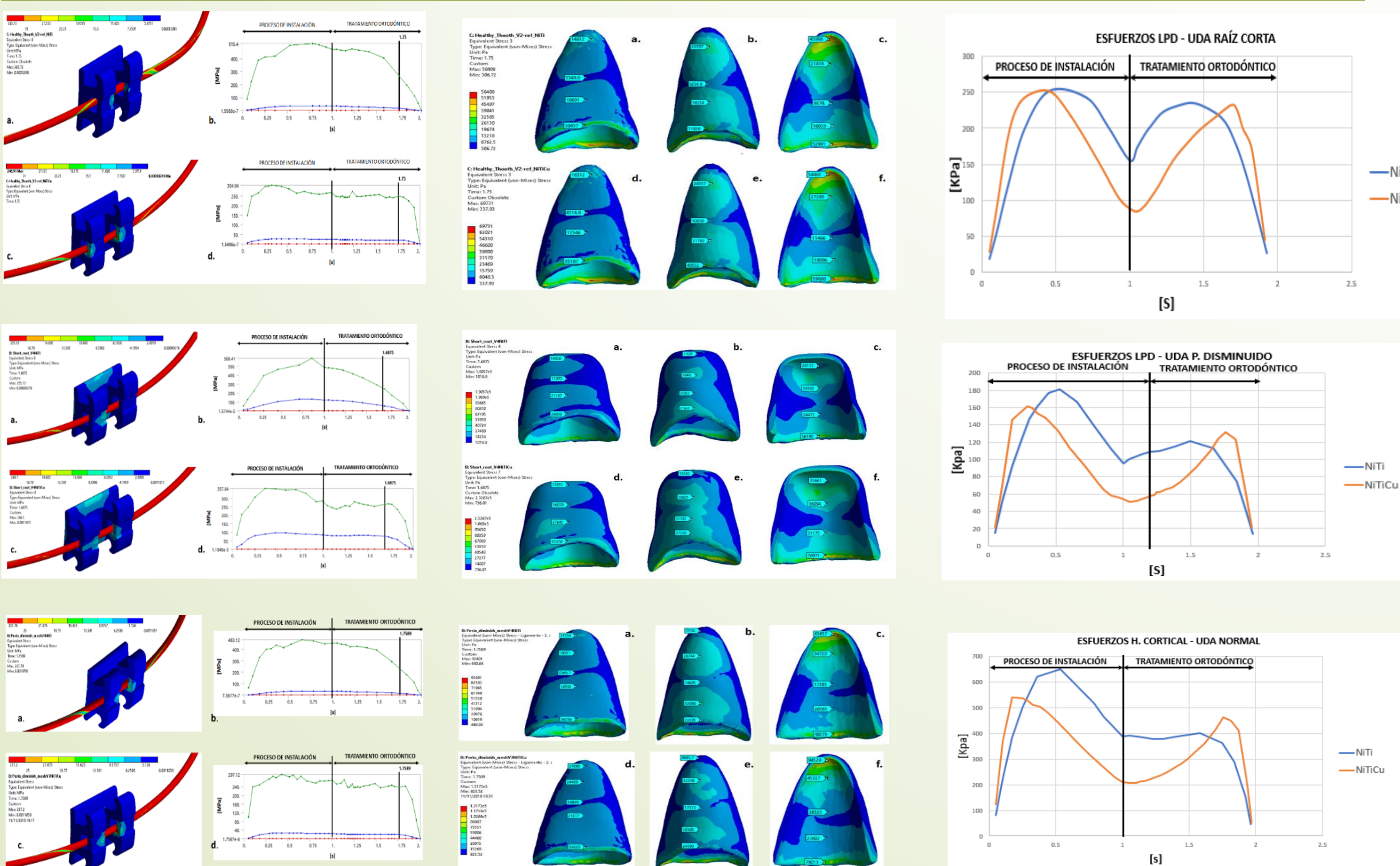
## OBJETIVO

Determinar el comportamiento biomecánico de la UDA sana, con periodonto disminuido y raíz corta, utilizando dos tipos de arcos (NiTi) y (NiTiCu) mediante simulación FEA en fase de alineación y nivelación.



## RESULTADOS

En el estudio se revisaron todos los tejidos que componen la UDA y también los arcos y el bracket, pero se muestran solo los resultados obtenidos para ligamento periodontal y hueso cortical, pues son los componentes de la UDA más impactados con el movimiento de intrusión y los que con más detalles se deben conocer teniendo en cuenta las condiciones de base, adicional por que el comportamiento de estos dos tejidos dan una idea de cómo se distribuyen los esfuerzos en los demás tejidos de la UDA.

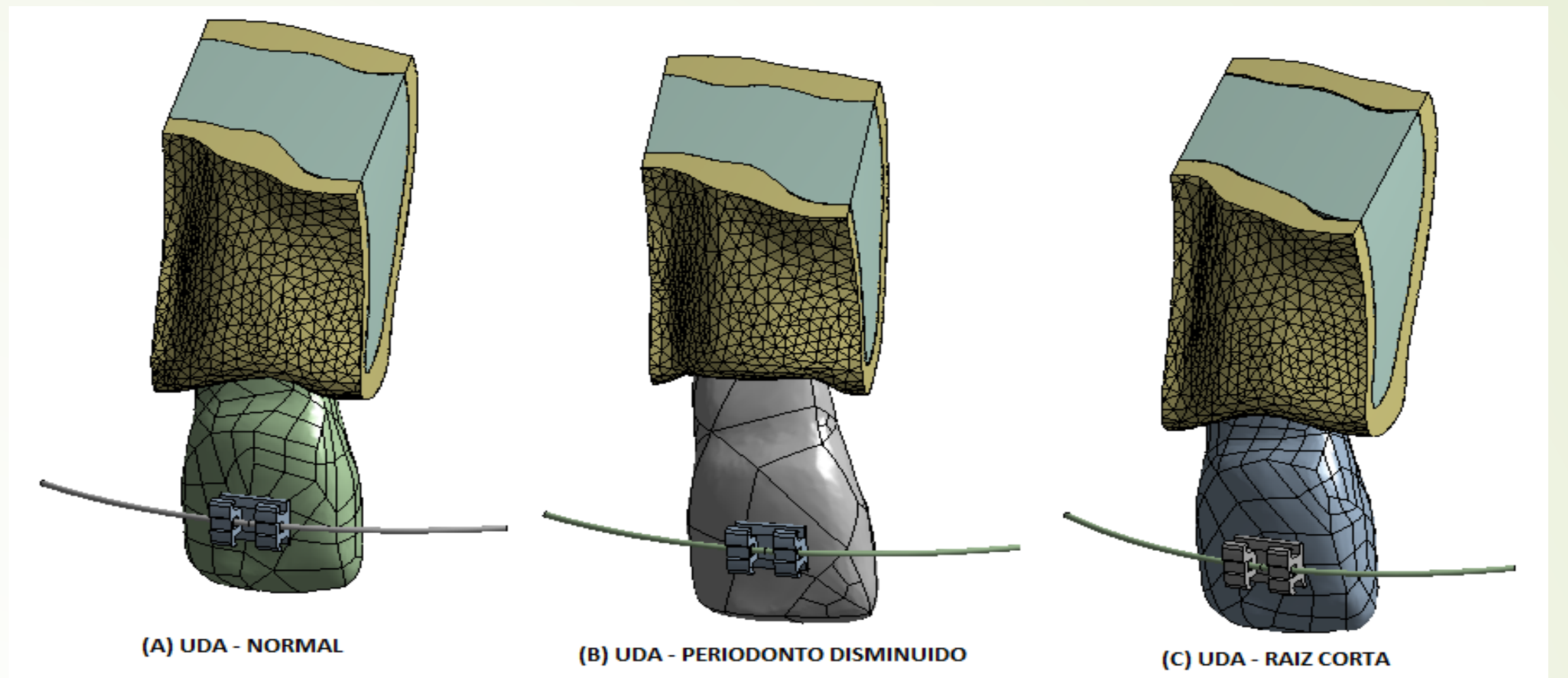
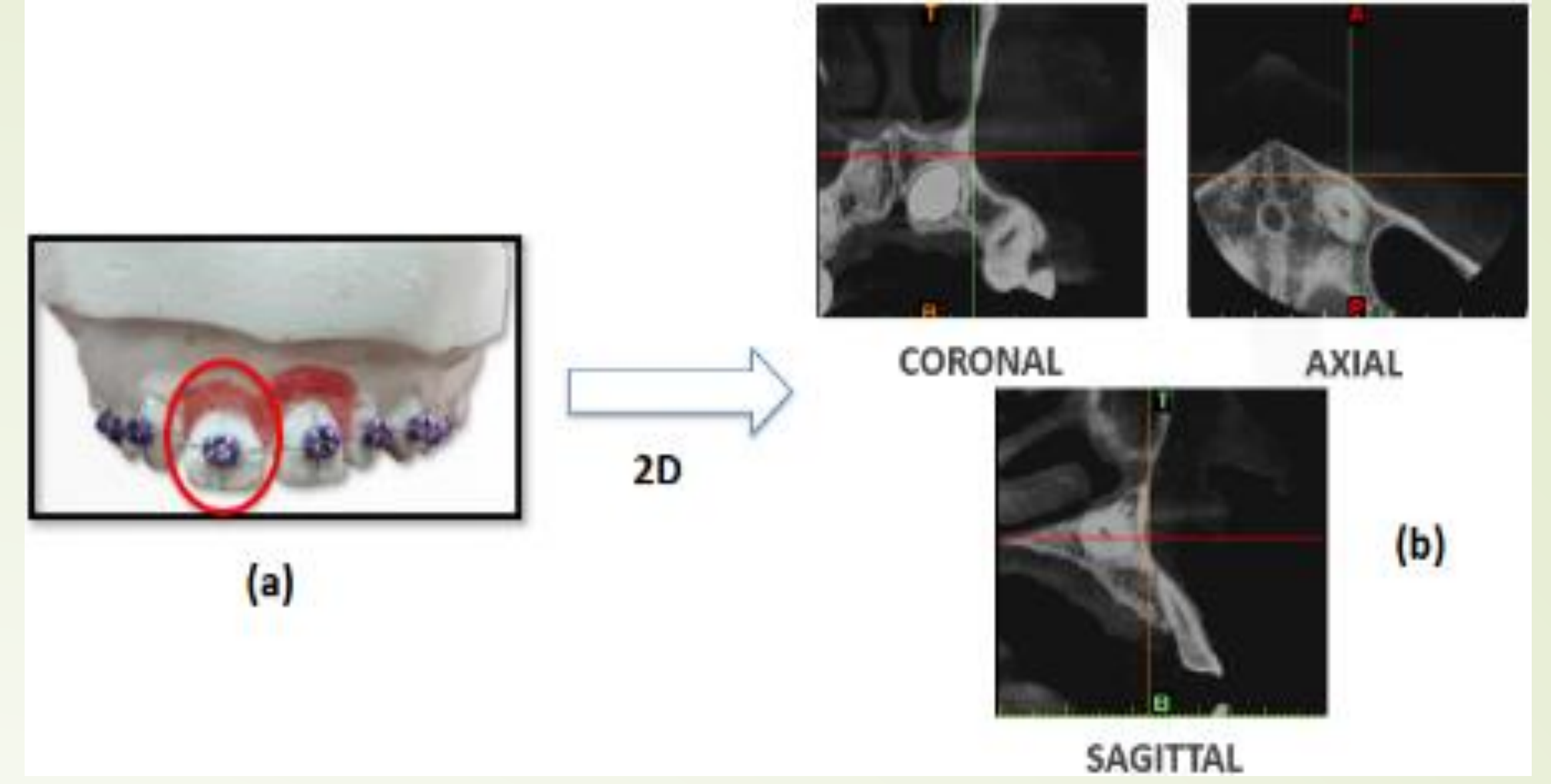


El modelo realizado fue desarrollado en dos procesos de carga, el primero relacionado con el proceso de instalación del arco de ortodoncia, y el segundo con la acción del arco deformado sobre la estructura dental (tratamiento ortodóntico). La Fig. 9 muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el LP, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).

Los resultados presentados en la Fig. 9 evidencia que el estado de esfuerzos en el LP presentes en el instante de llevar el arco a la posición deformada, es menor para el arco de NiTiCu que para el arco de NiTi. En esta posición el arco de NiTiCu produce un esfuerzo máximo en el LP de 69 Kpa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 63 Kpa. Durante el paso del tiempo se puede apreciar que los esfuerzos en el arco de NiTi se mantienen constantes hasta el pseudotiempo igual a 1.6 s, en donde comienzan a descender por el retorno del arco a su posición inicial. 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 en el pseudotiempo igual a 1.75 (s), en este instante su valor es de 69 KPa, 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 ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la Fig. 10

## MATERIALES Y MÉTODOS

De la tomografía del diente 11 se realizan modelos 2D, 3D, set-up para simular extrusión del diente 11 y se lleva al "desing modeler" (ANSYS), se realizan modelos de UDA sana, periodonto disminuido y raíz corta.



## DISCUSIÓN

El esfuerzo ( $\sigma$ ) máximo en el ligamento periodontal se presentó en el ápice y a nivel cervical; en el modelo sano. En el modelo de NiTiCu los esfuerzos máximos se presentaron a nivel del ápice en cervical. La diferencia entre los dos modelos no es altamente significativa.

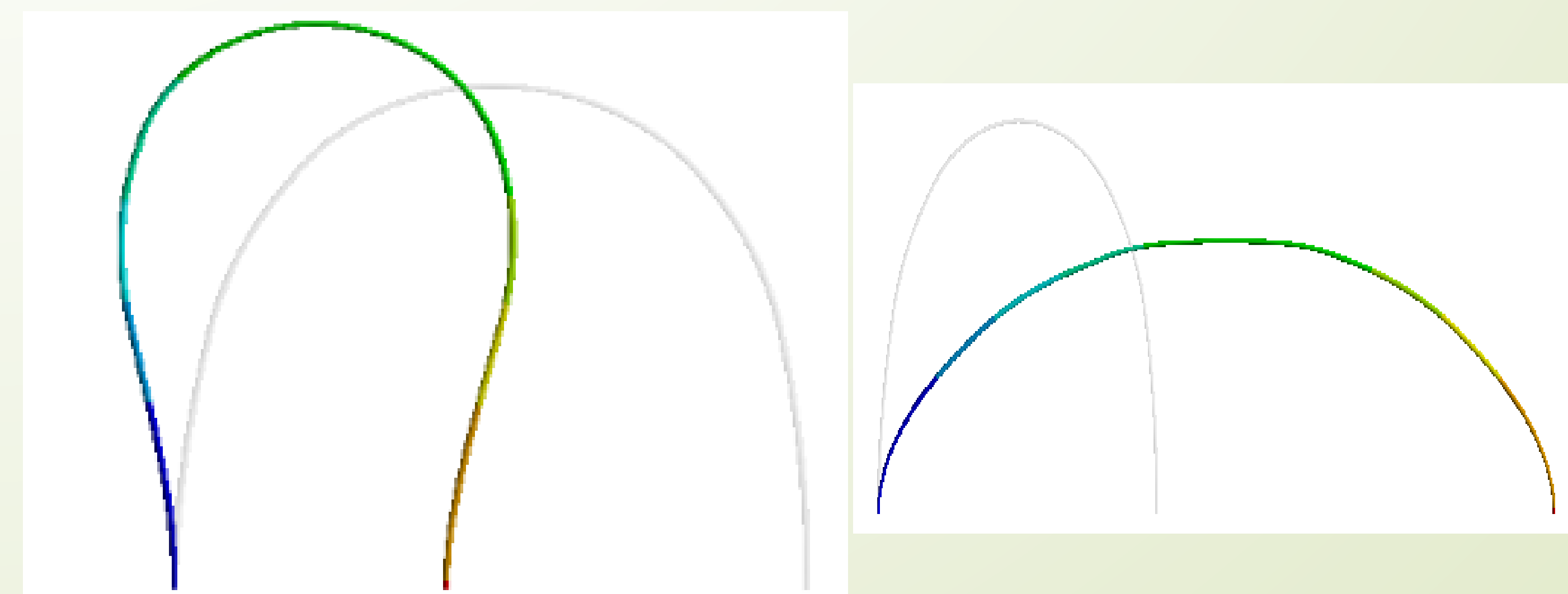
En cuanto al modelo de raíz corta y periodonto disminuido los  $\sigma$  máximos también fueron encontrados a nivel cervical y del tercio apical del LP.

En el periodonto disminuido se presentó el  $\sigma$  máximo a nivel del ápice comparado con el modelo sano y de raíz corta, así como también el esfuerzo máximo aumento a nivel cervical; a medida que va disminuyendo el nivel de inserción ósea, los mayores esfuerzos sobre el ligamento periodontal se encuentran sobre la región cervical.

Para el hueso cortical respecto a la ubicación anatómica de los esfuerzos se concentran en la zona apical del diente y se transfieren a la zona correspondiente del hueso tanto cortical como trabecular.

## CONCLUSIONES

Al comparar los resultados de las aleaciones estudiadas los dos tipos de arcos pueden ser usados en UDA normal 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 recuperar su geometría inicial



## REFERENCIAS

- 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
- Cardaropoli D, Gaviglio L, Abou-arraj R V. defects : Rationale , timing, and clinical implications. Se min Orthod. 2014;20(3):177-87
- Pacheco D, Malaver P, Forero C, Girón F, Sánchez C. Comparación de la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dento alveolar, el alambre y el bracket utilizando arco de gummetal y nitinol 0.018 x 0.022 mediante análisis de elementos finitos. Rev Odontol. 2014;42:27-35.
- Bhat FA, Shetty N, Ahmad F, Bhat M, Husain A. Comparative Evaluation of Load - deflection Property of Different Brands of Nickel - titanium Archwires. Dent Press J Orthod. 2012;17(3):23-8.
- Ryniewicz W, Ryniewicz AM, Bojko L, 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.