

COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE UN DISPOSITIVO DE ANCLAJE TEMPORAL CON PERFORACIONES MÚLTIPLES Y DOBLES, ESTUDIO DE ELEMENTOS FINITOS.

Asesor Científico: Dra. Liliana Jara López.

Asesor Metodológico: Dra. Luz Andrea Velandia,

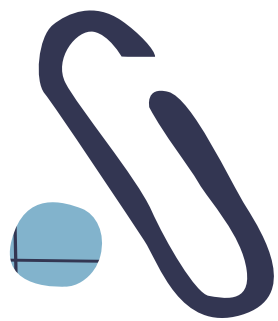
Ingeniero : Ricardo Rios.

Geinny Paola Parada Ortega.

Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

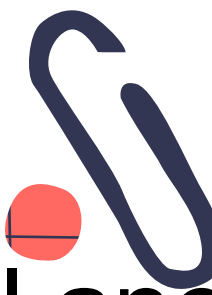
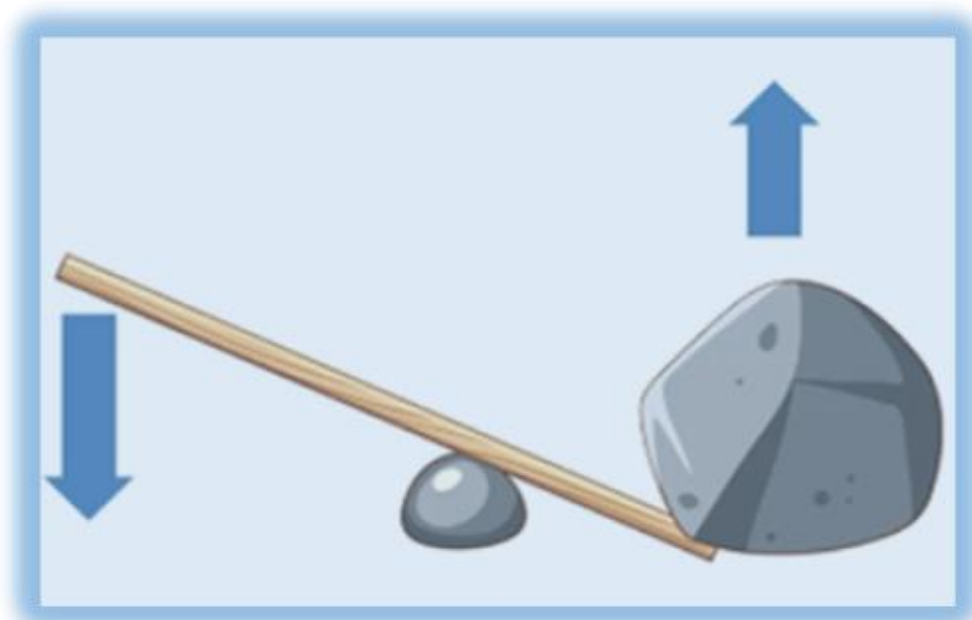


INTRODUCCIÓN

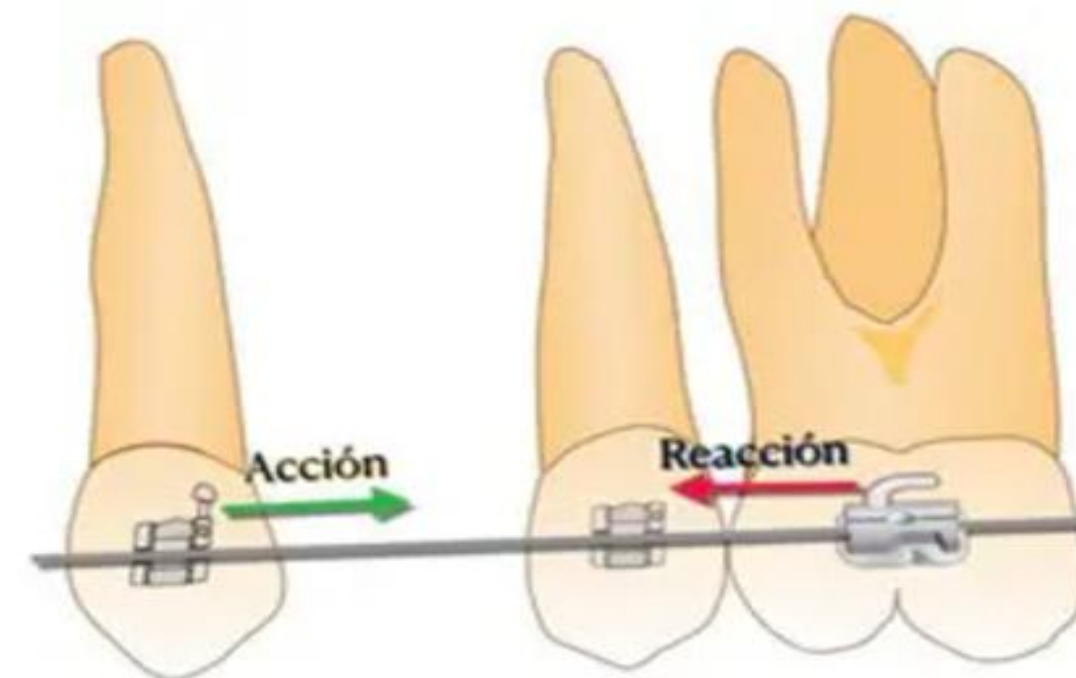


Según la tercera Ley de Newton, toda acción genera una reacción.

Esto significa que, si se aplica una fuerza a un diente, se producirán movimientos en direcciones opuestas



El anclaje en ortodoncia se refiere a la resistencia al movimiento que presentan los dientes ante la aplicación de una fuerza.



Dispositivos de anclaje temporal (DAT)



Dr. Robert Moyers



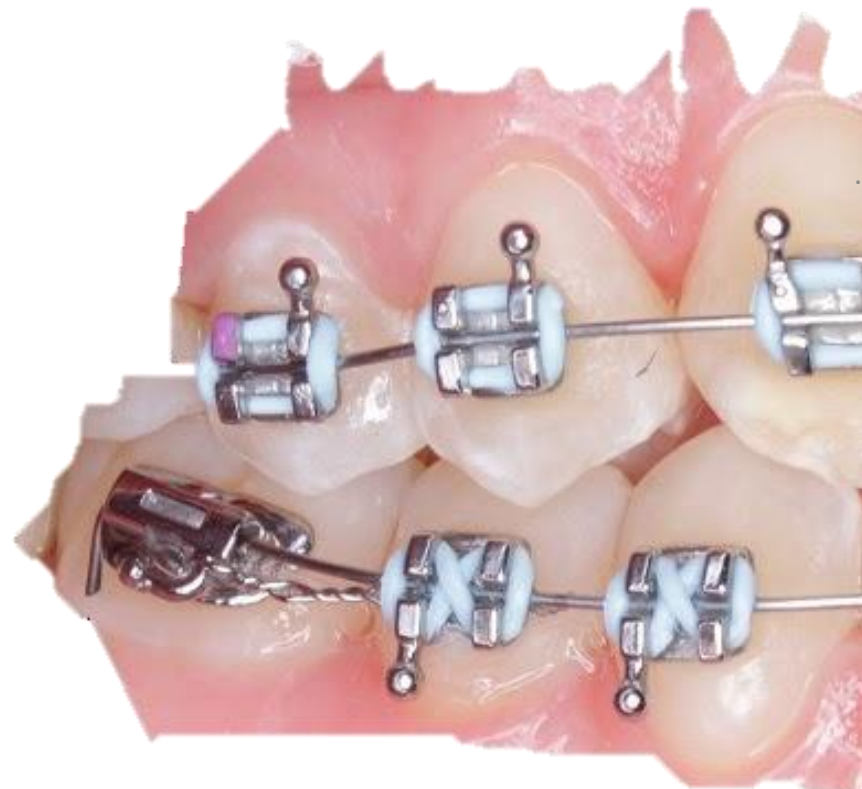
TIPOS DE ANCLAJE INTRAORAL EN ORTODONCIA

**Anclaje
mínimo :
30 % de
resistencia.**

**Anclaje
moderado :
50% de
resistencia.**

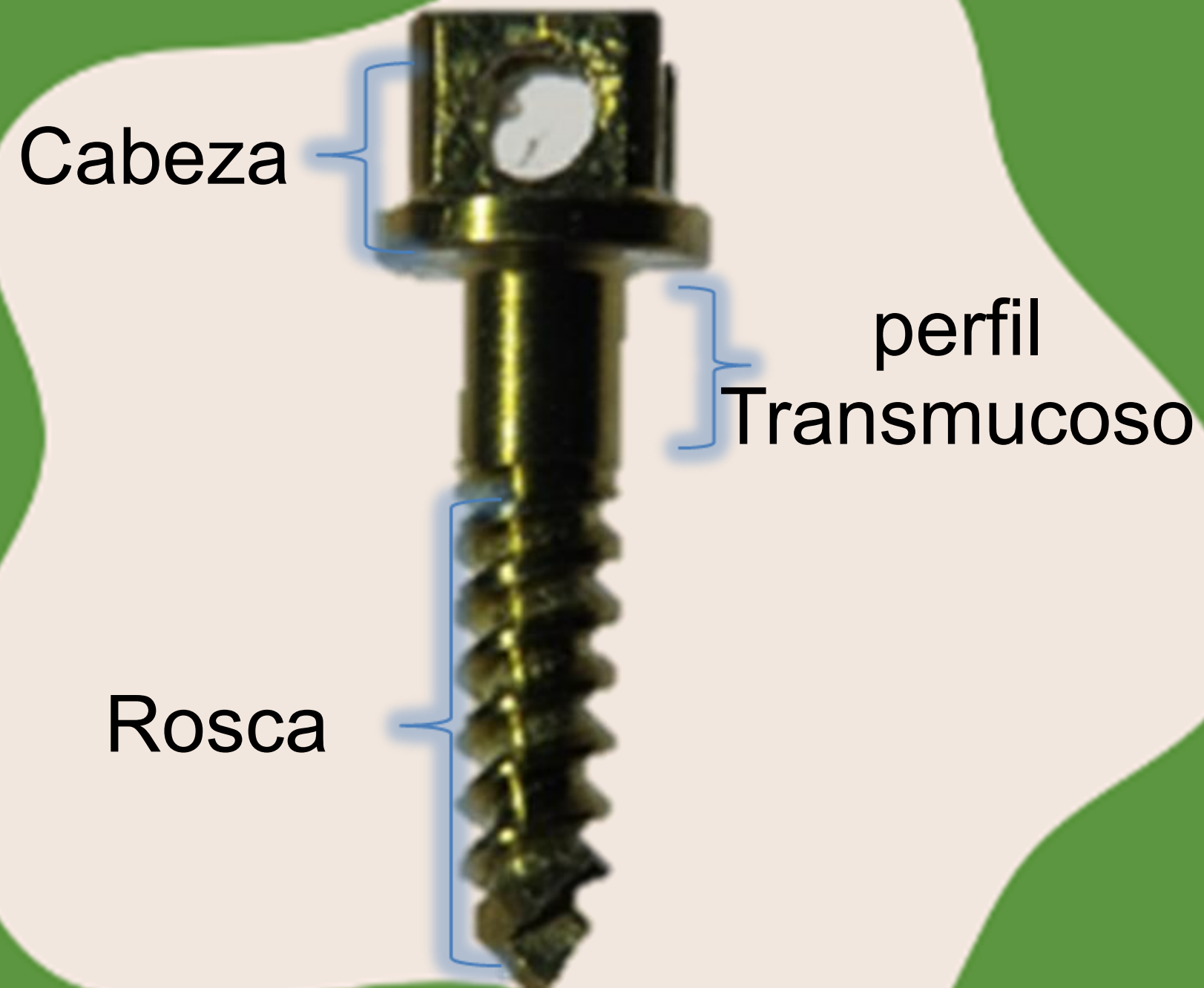
**Anclaje
máximo : 70%
al 90% de
resistencia.**

**Anclaje
absoluto: 100%
del espacio de
extracción**



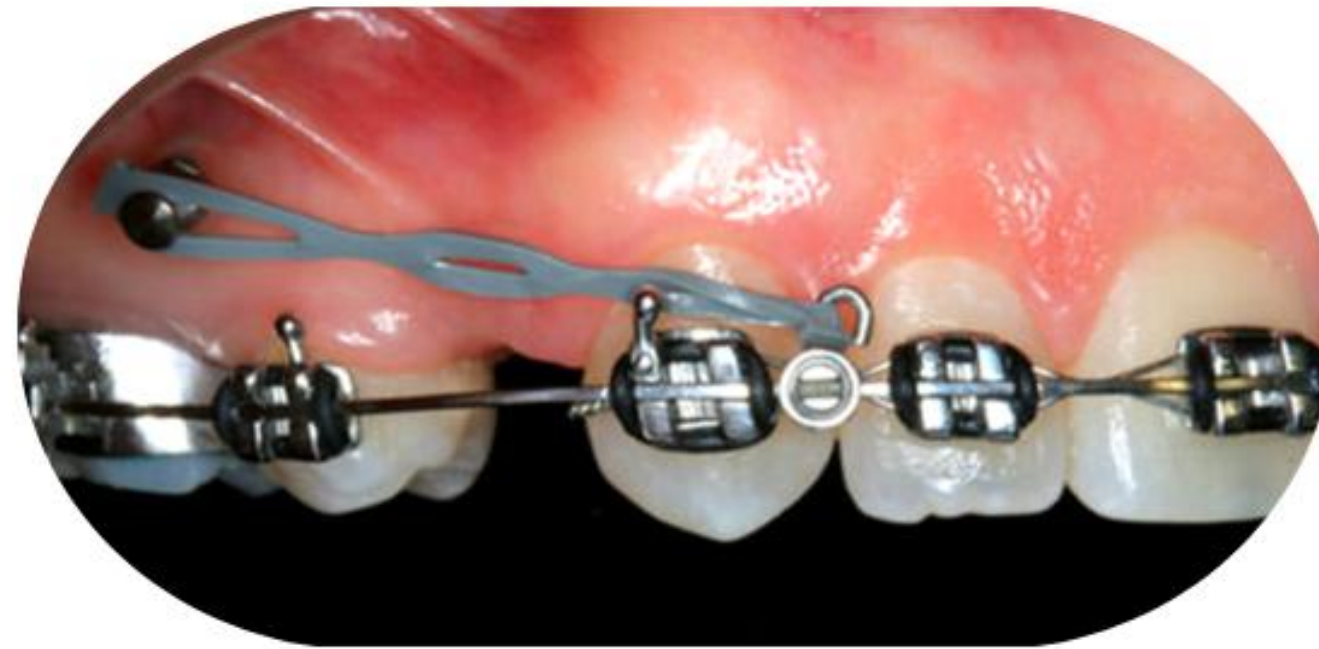
PARTES DEL DAT

**Fabricados con
titanio grado IV
o grado V.**



**Material
resistente
a la
tracción y
fractura.**

INDICACIONES DE DATS



1

**Verticalización de
molares.**

2

Intrusión.

3

Mesialización .

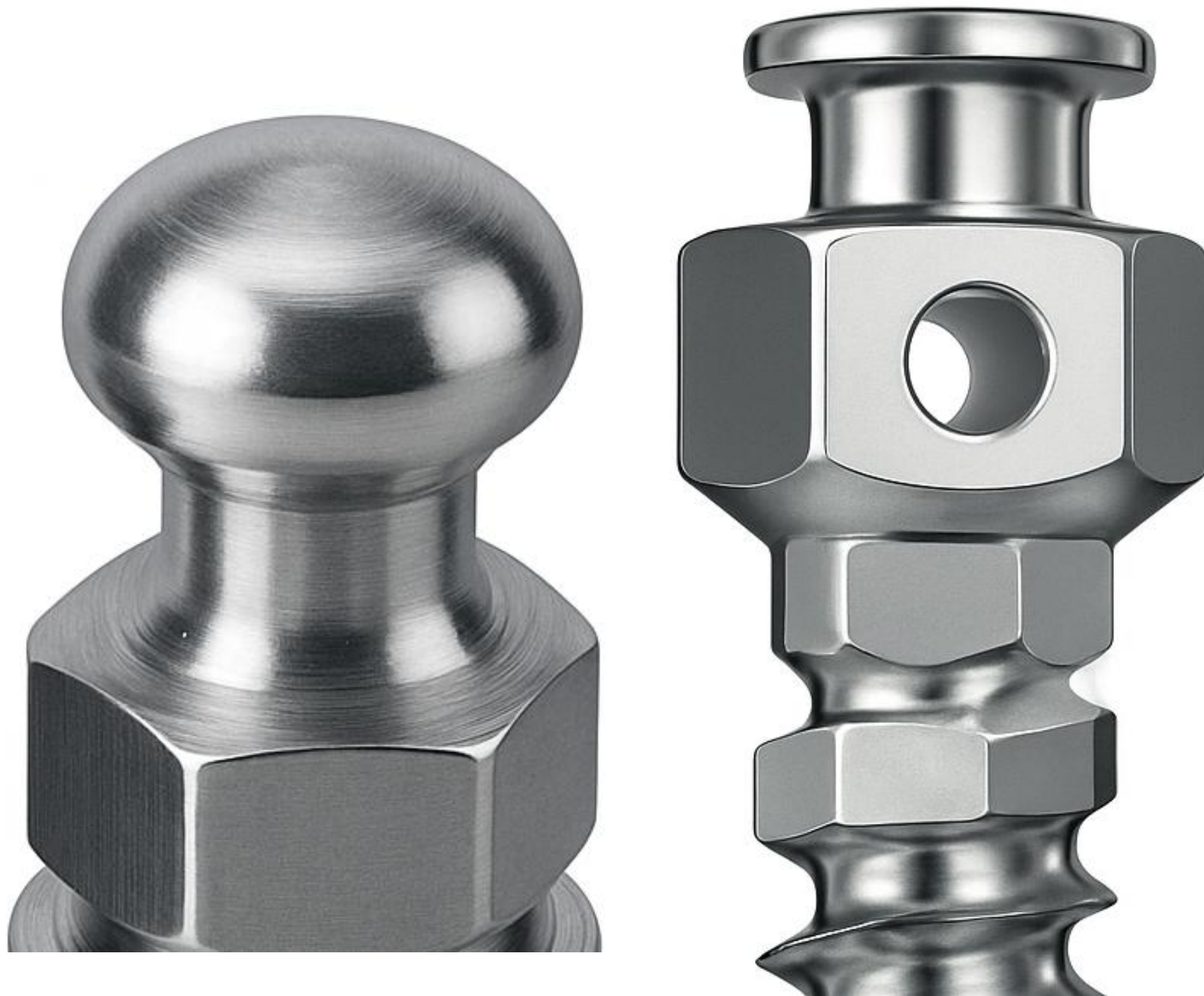
4

**Retracción de
caninos.**

5

**Cierre de
espacios.**

DESAFIOS CON SU DISEÑO.



Actualmente, se enfrentan desafíos en relación con el diseño de la porción coronal de los DAT, particularmente en zonas de difícil acceso , dificultando su activación debido inconvenientes con el diseño de la cabeza.

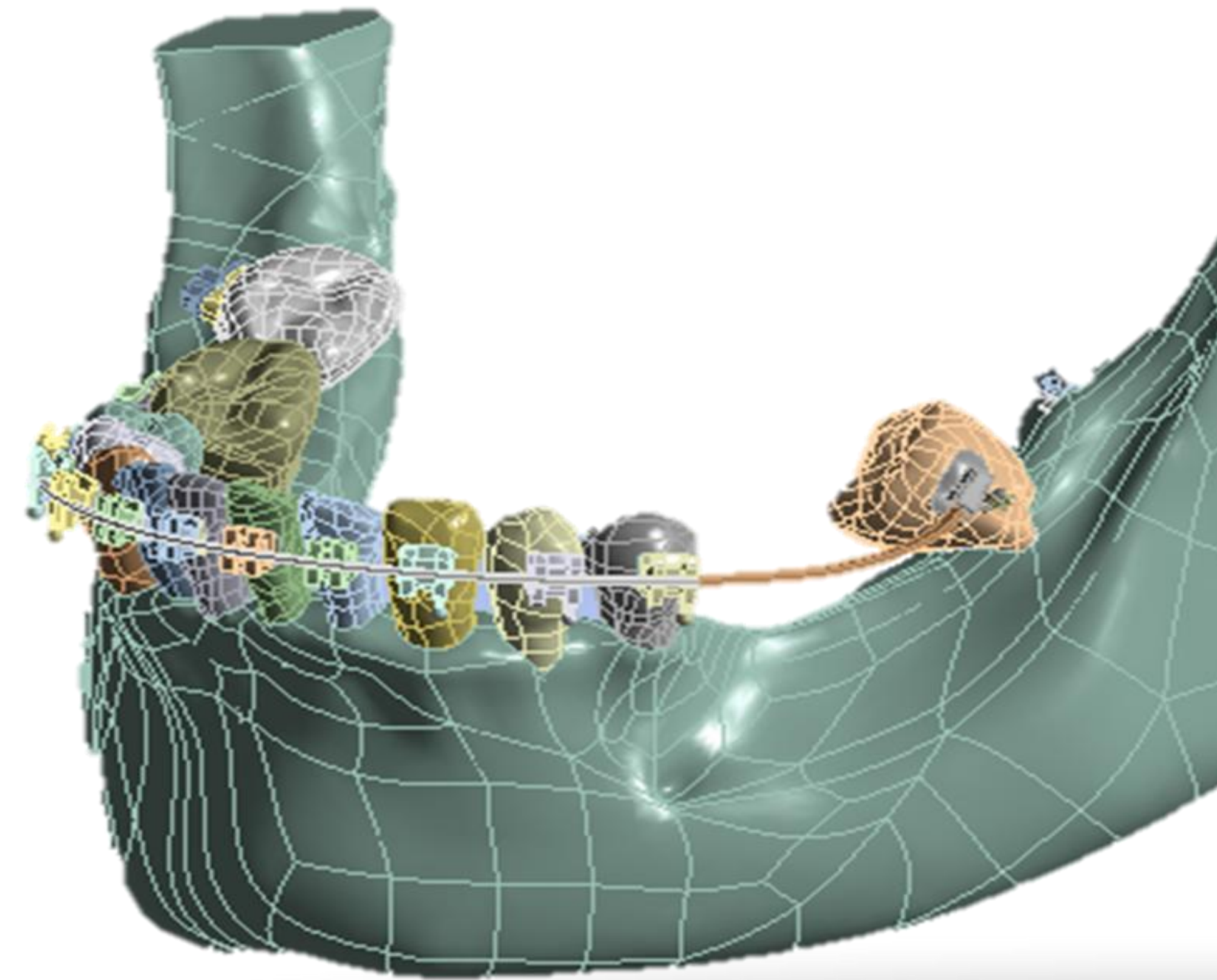
Por consiguiente, actual ha buscado renovar sus diseños

DESAFÍOS CON SU DISEÑO

Pocos estudios que analicen detalladamente como estos DATS interactúan biomecánicamente al aplicar cargas en relación con la deformación y el esfuerzo

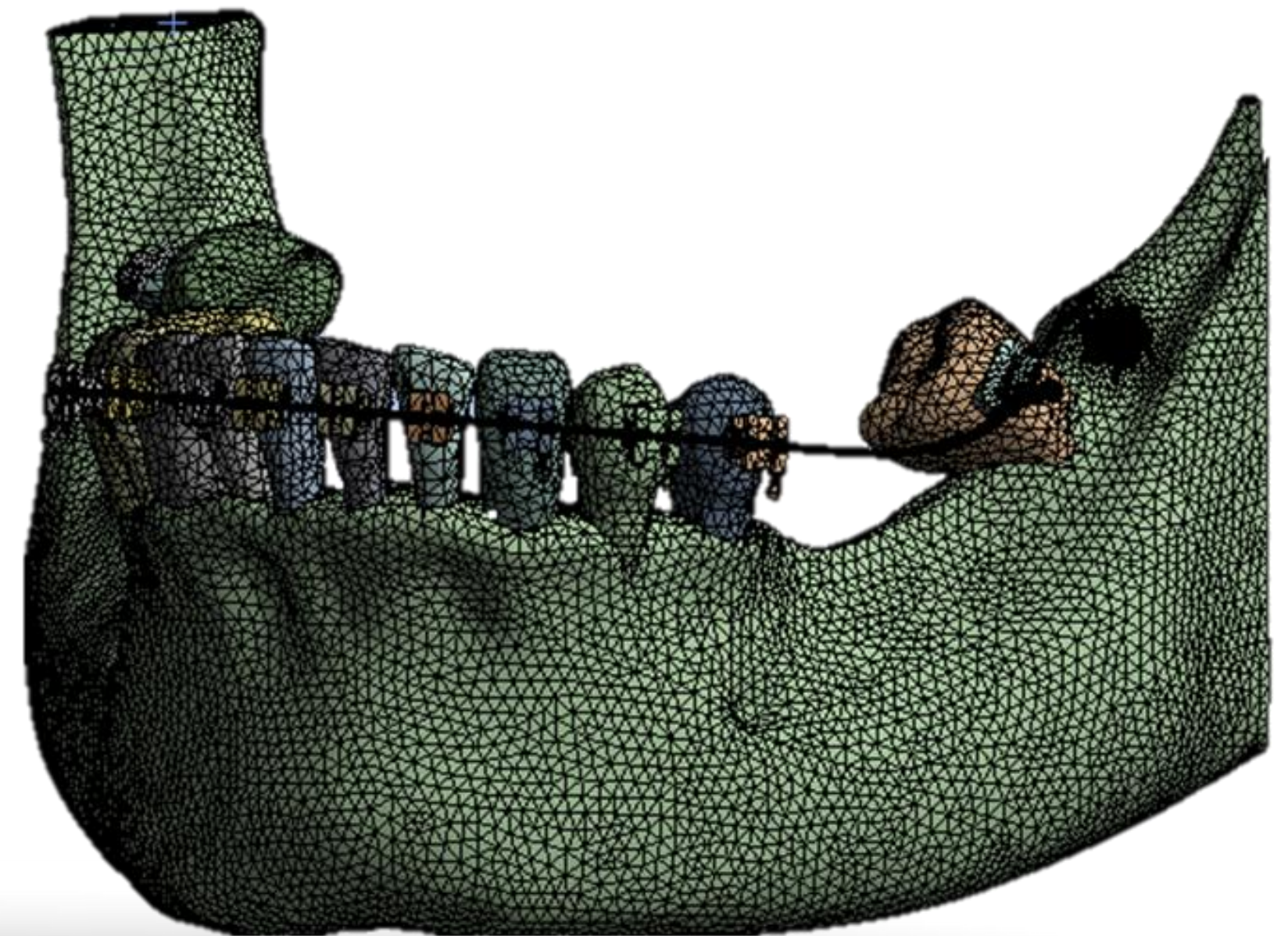
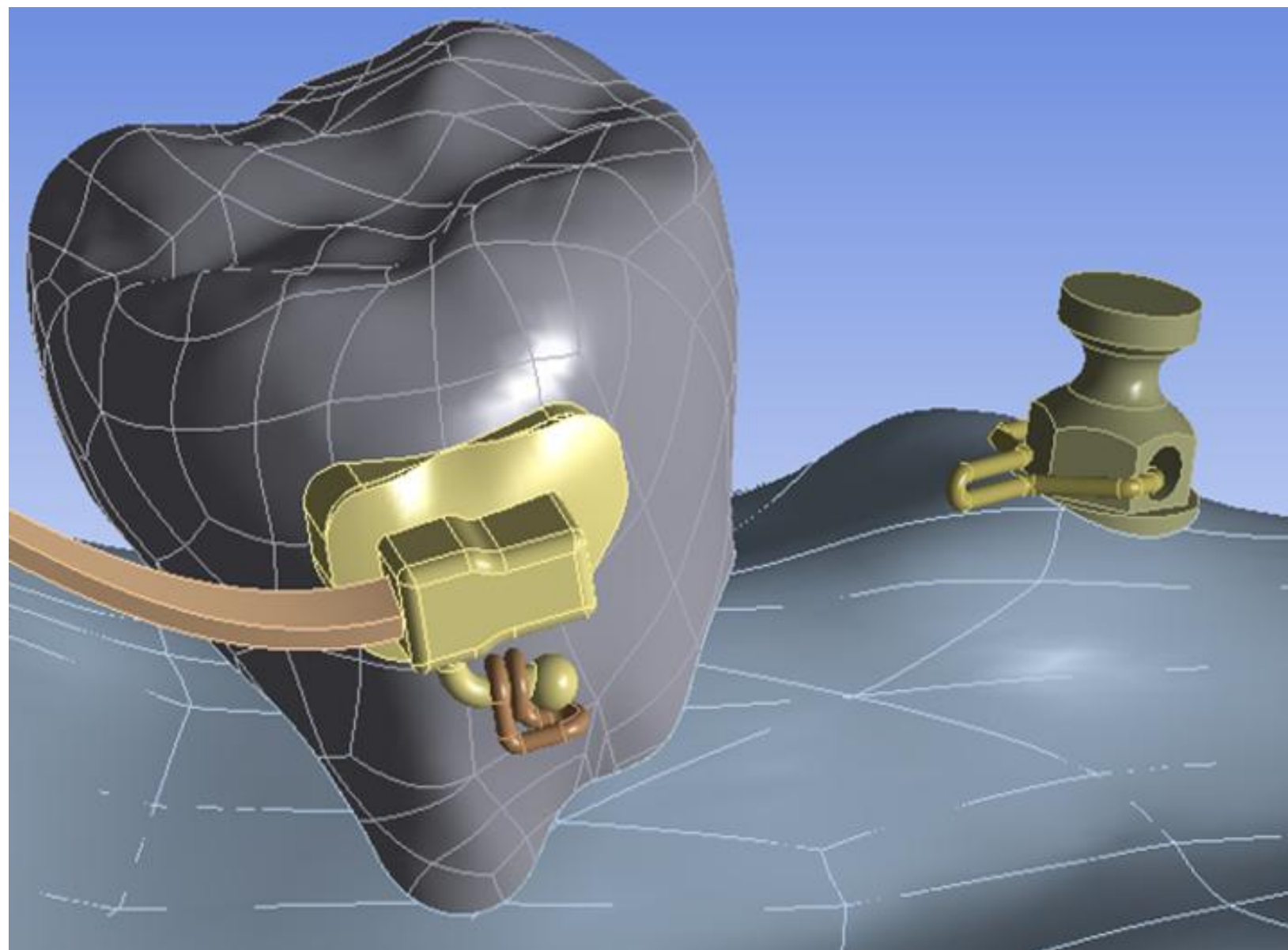


Demuestra la importancia de los diferentes diseños de cabezas de DATS en FEM



FEM es un método matemático para el análisis de deformación y esfuerzo, mediante la construcción computacional de objetos geométricos altamente complejos.

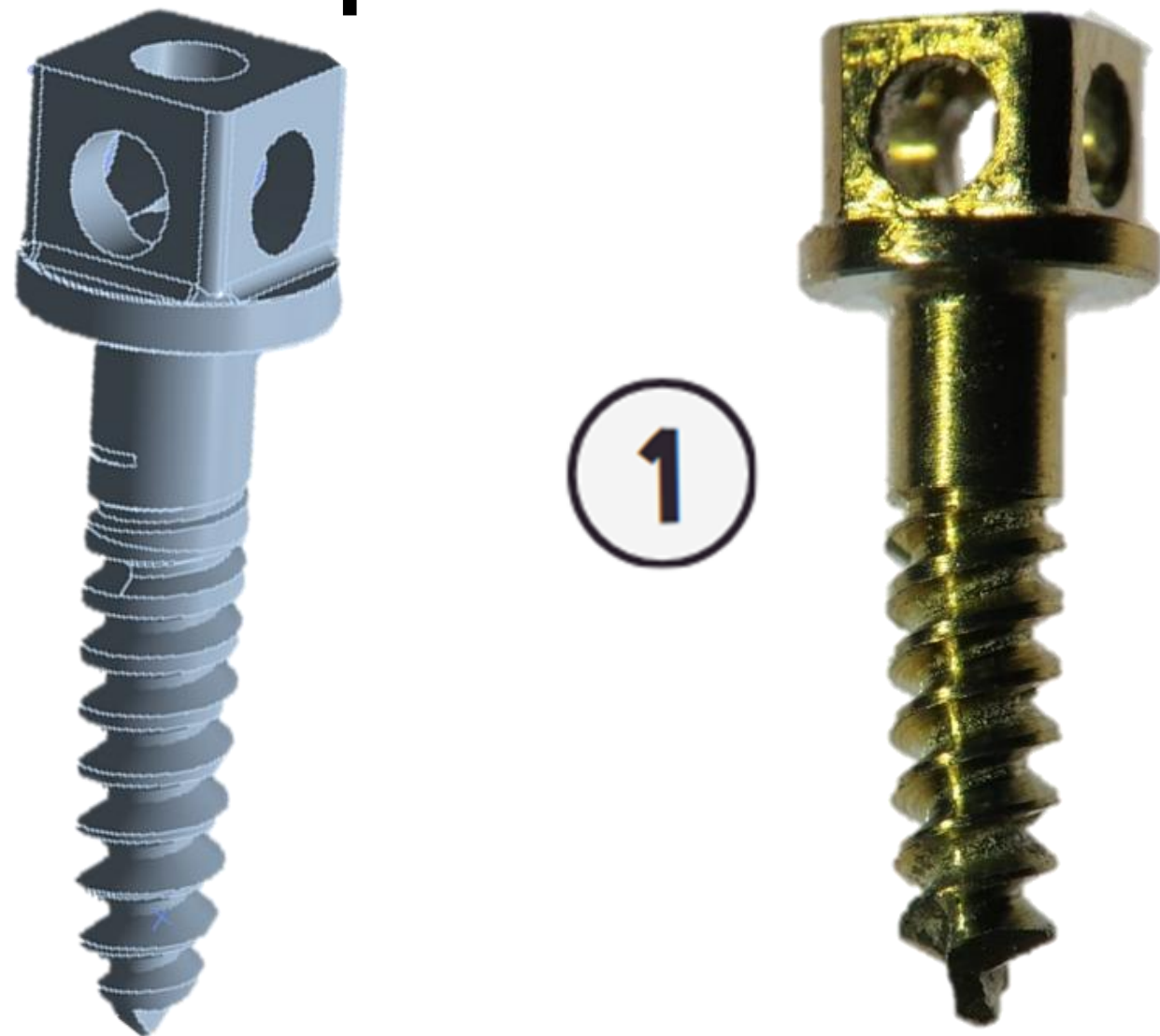
Son concebidos como diminutas porciones de una estructura más amplia. Cada FEM la conexión en puntos específicos conocidos como nodos. La disposición particular de estos elementos se denomina malla



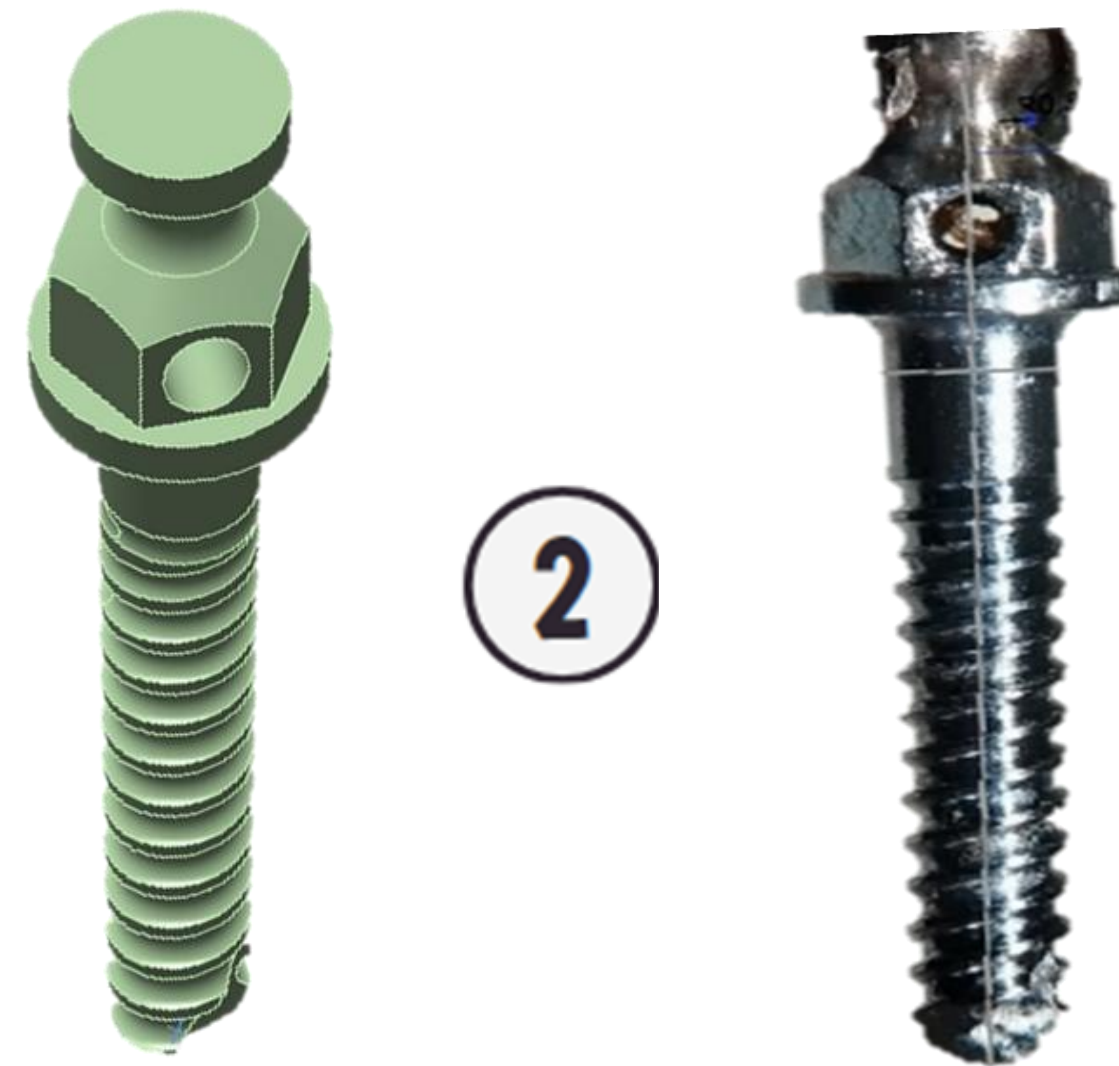
Desde el punto de vista numérico, una malla de elementos finitos se representa mediante un sistema de ecuaciones algebraicas que deben resolverse para determinar las incógnitas en los nodos.



Diseño de del DAT con múltiples perforaciones



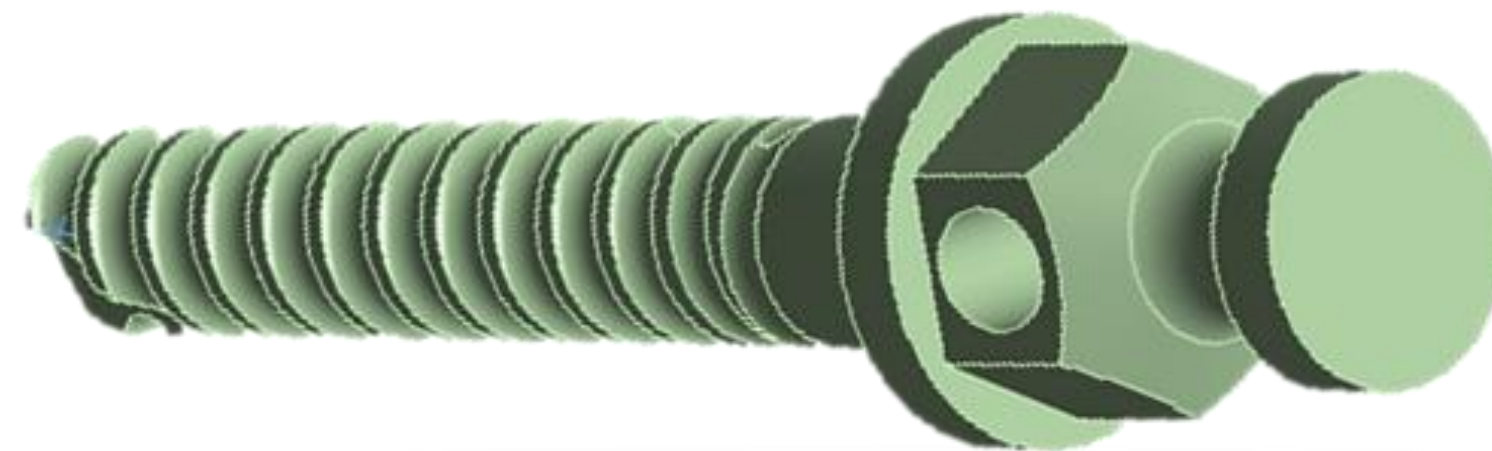
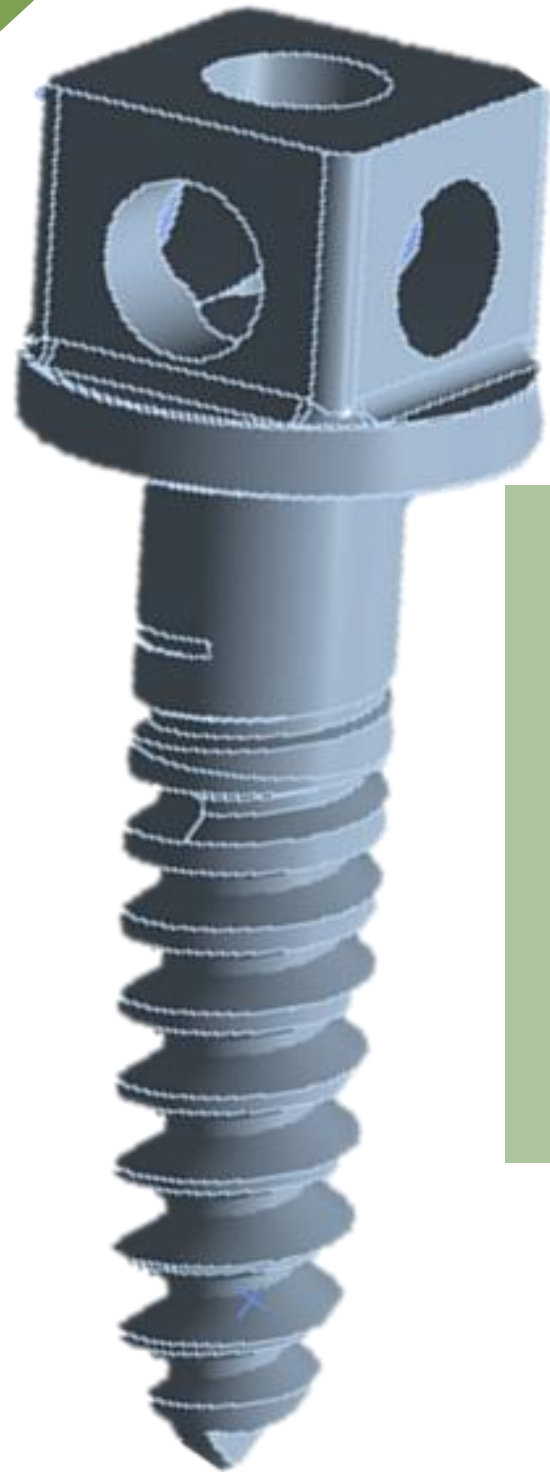
Diseño de DAT con doble perforación



Por lo tanto, se busco abordar a través del estudio de elementos finitos el comportamiento biomecánico evaluando deformación y esfuerzo de un DAT con múltiples perforaciones y un DAT con 2 perforaciones .

OBJETIVO GENERAL

Evaluar el comportamiento biomecánico de un DAT con múltiples y dobles perforaciones a través de simulaciones con estudio de elementos finitos



OBJETIVO ESPECÍFICOS

**DAT
múltiples
vertical.**



**DAT doble
vertical.**



**DAT
múltiples
horizontal.**



**DAT doble
horizontal.**



Identificar deformación y el esfuerzo en el sistema elástico, en el DAT y en el hueso cortical y trabecular en el momento de la activación del DAT con múltiples perforaciones y doble perforación en sentido ocluso gingival.

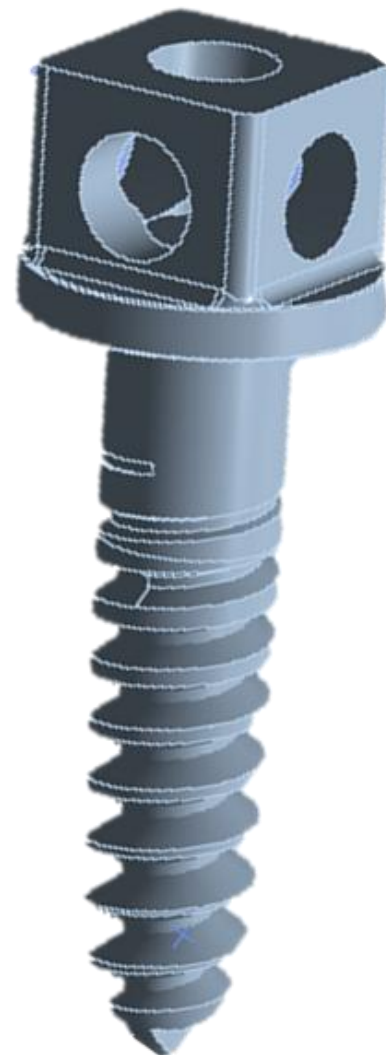
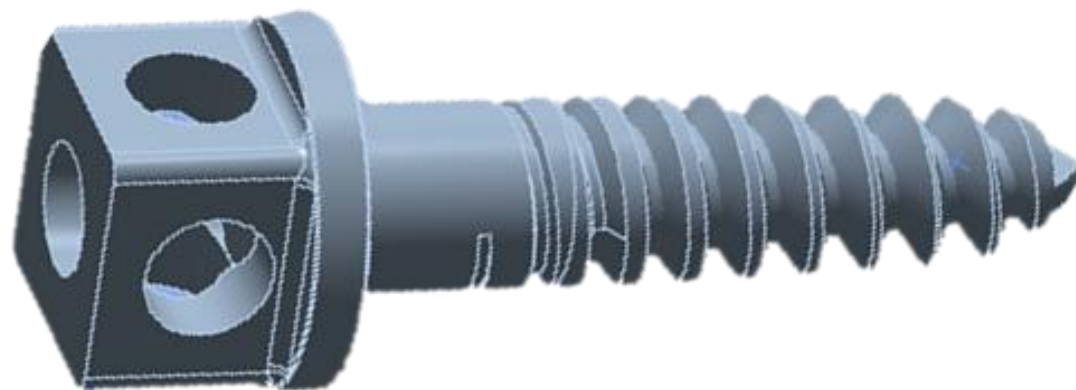
Identificar deformación y esfuerzo en sistema elástico, en el DAT y en el hueso cortical y trabecular en el momento de la activación del DAT con múltiples y doble perforaciones ubicado sentido vestíbulo lingual.

Parada G

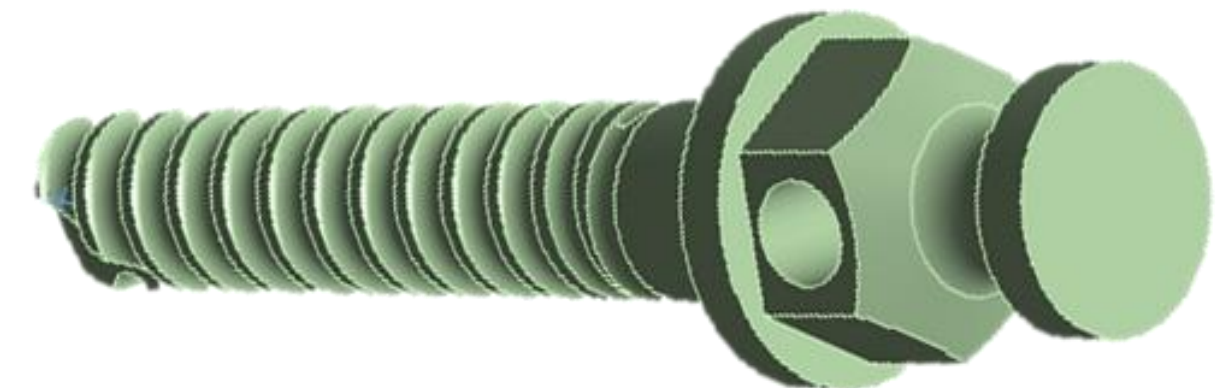
OBJETIVO ESPECÍFICOS

Comparar la deformación y el esfuerzo en el sistema elástico, DAT y el hueso cortical y trabecular, tanto en sentido ocluso gingival como vestíbulo lingual en el momento de la activación del DAT múltiples perforaciones y con doble perforación.

Diseño del DAT con múltiples perforaciones



Diseño de DAT con doble perforación convencional



MATERIALES Y MÉTODOS.

ASPECTOS METODOLÓGICOS

TIPO DE ESTUDIO

Observacional
a través de
modelo
matemático,
estudio de
FEM.

OBJETO DE ESTUDIO

Comportamiento
o biomecánico
de DAT con
múltiples
perforaciones y
con doble
perforación
convencional.

POBLACIÓN

DATS con doble y
múltiples
perforaciones ,
tomografía
sistema elástico,
hueso cortical y
trabecular por
medio de FEM..

MUESTRA

Tomografía de
paciente.

PROCEDIMIENTO DE LA SIMULACIÓN.

Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación .

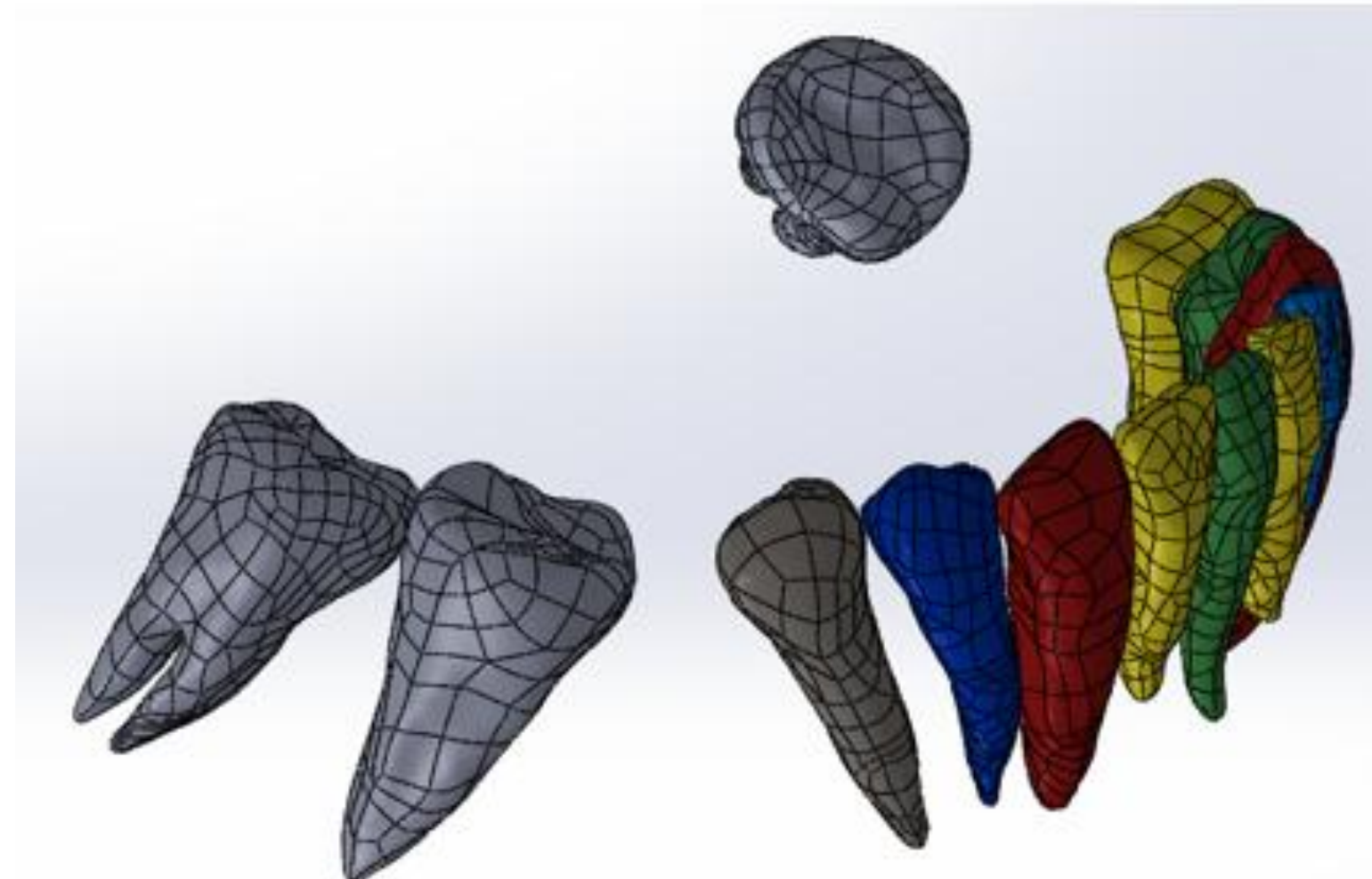
Se seleccionó una tomografía de un paciente para modelado.



Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación .

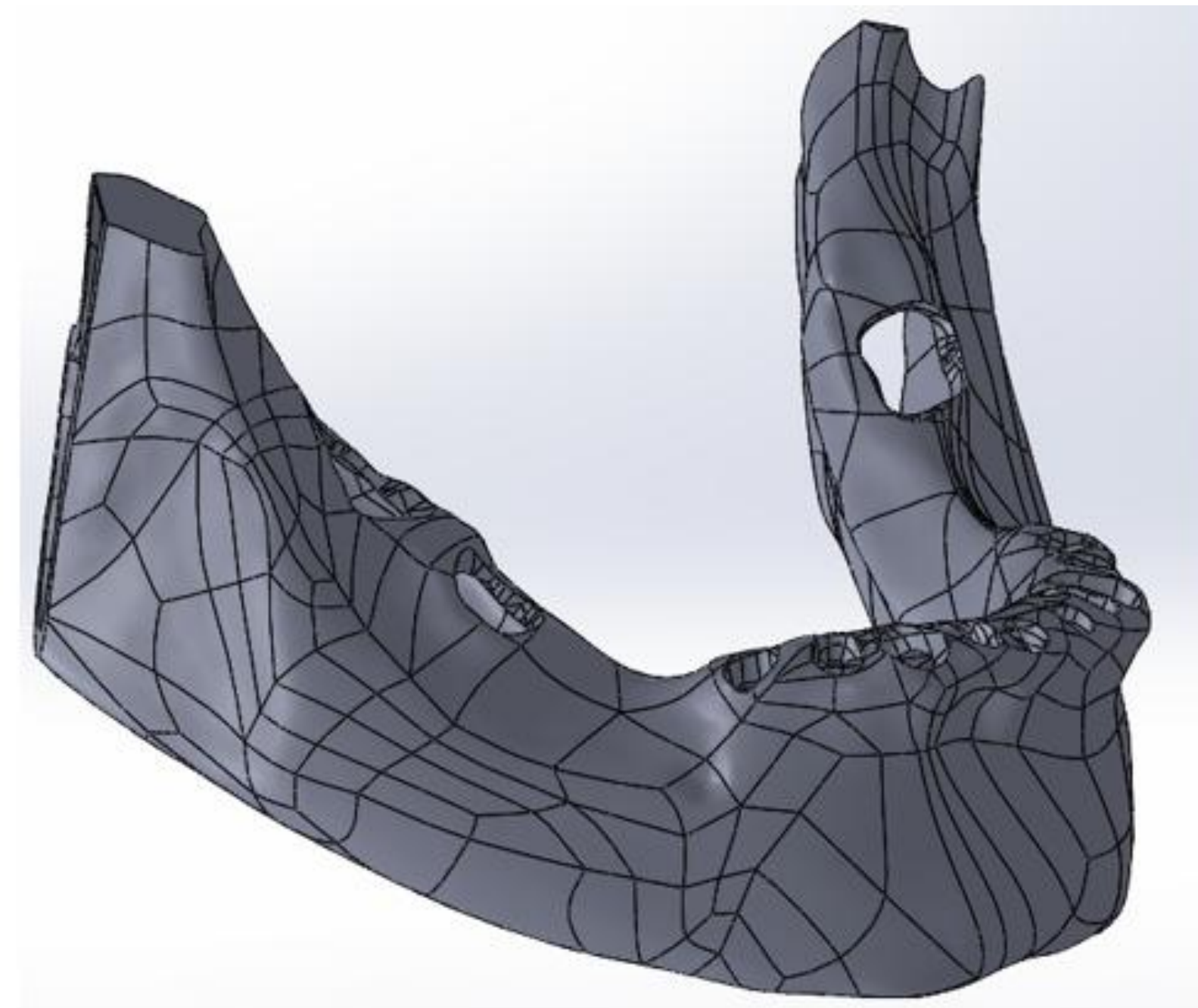
Se reconstruyó las estructuras anatómicas: Dientes :
3 D DOCTOR.

Construcción del
modelo
geométrico.



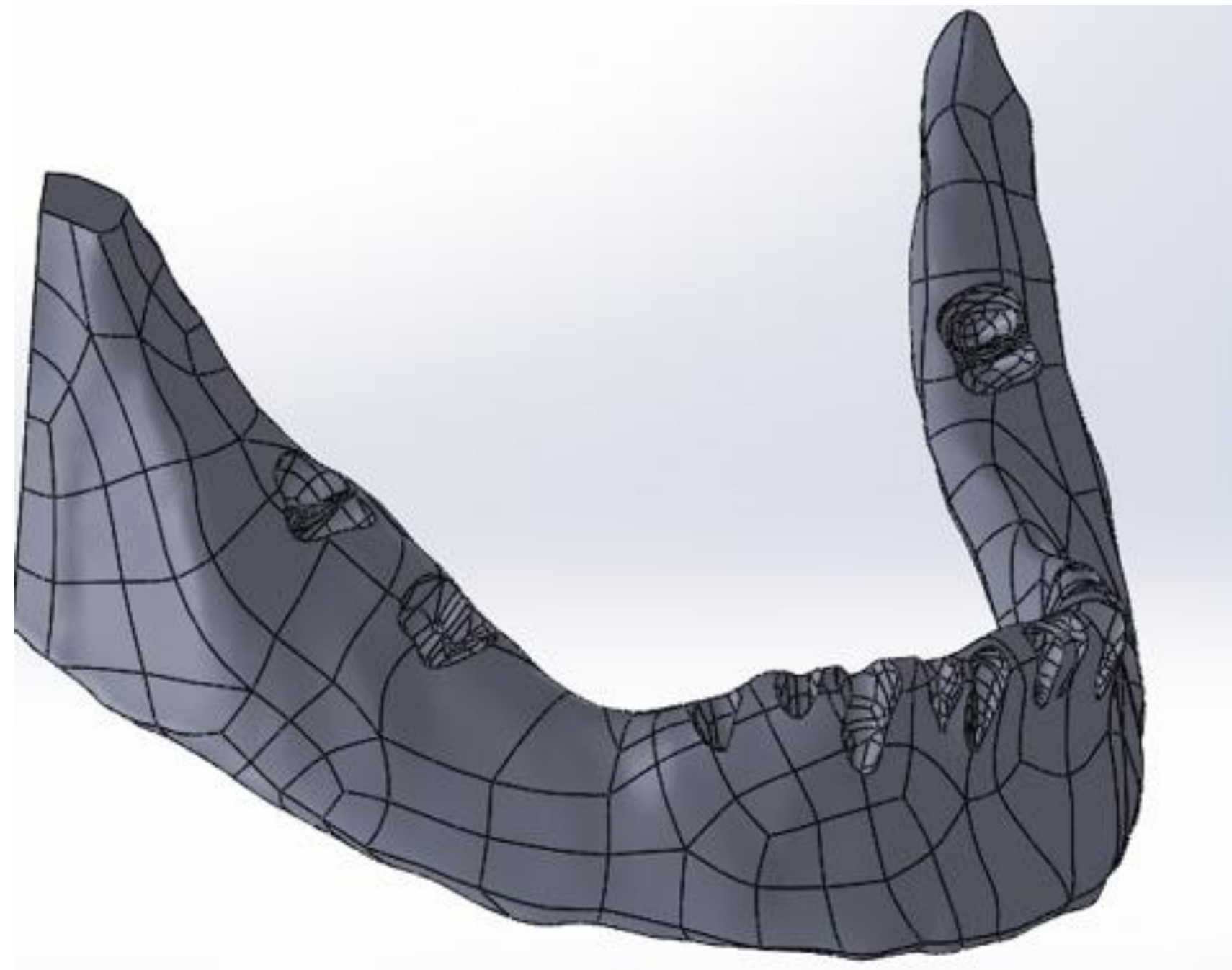
Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación .

Se reconstruyó las
estructuras anatómicas :
Hueso cortical: 3 D
DOCTOR.



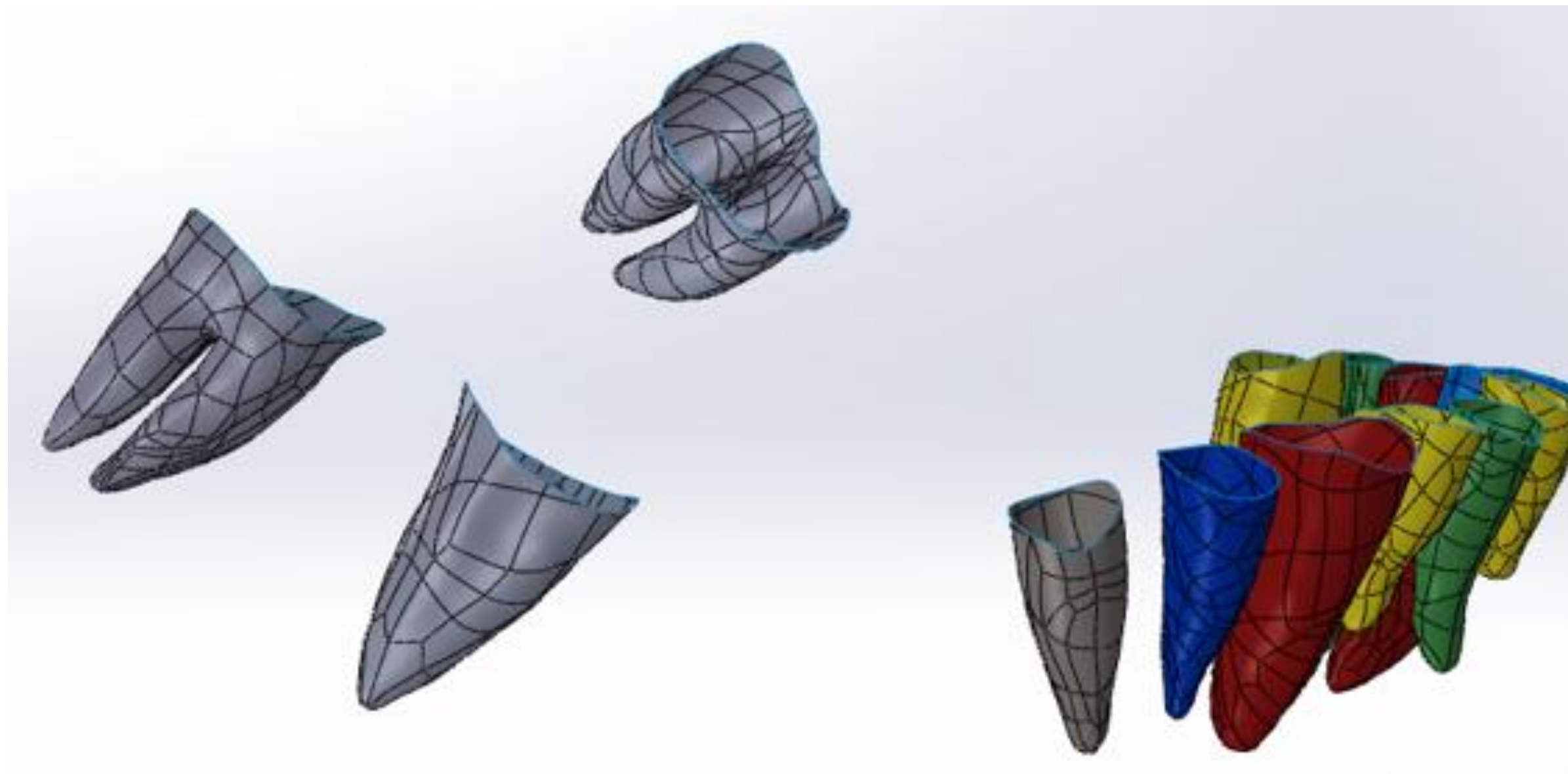
Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación .

Se reconstruyó
las estructuras
anatómicas:
Hueso trabecular:
3 D DOCTOR.



Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación .

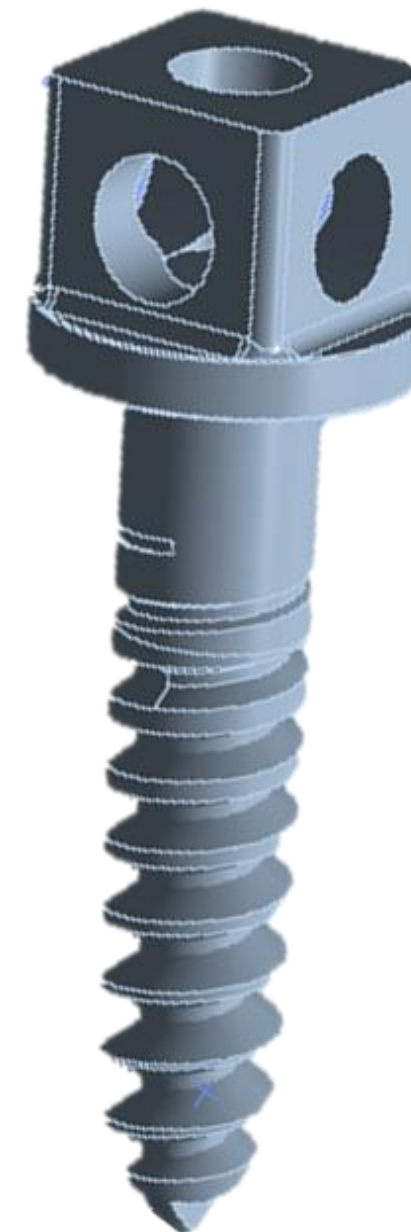
Se reconstruyó las estructuras anatómicas: Ligamentos : 3
D DOCTOR.



Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación .

Se reconstruyó DAT en 3D del diseño de DAT con múltiples perforaciones.

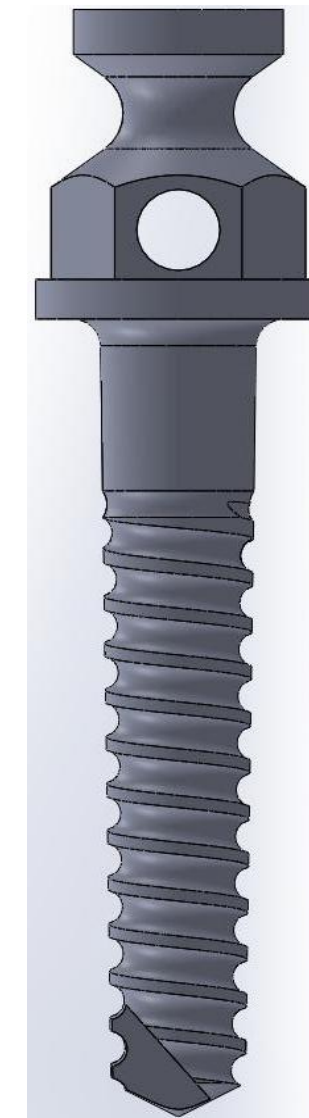
**DISEÑO DE,
MULTIPLES
PERFORACIONES**



Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación .

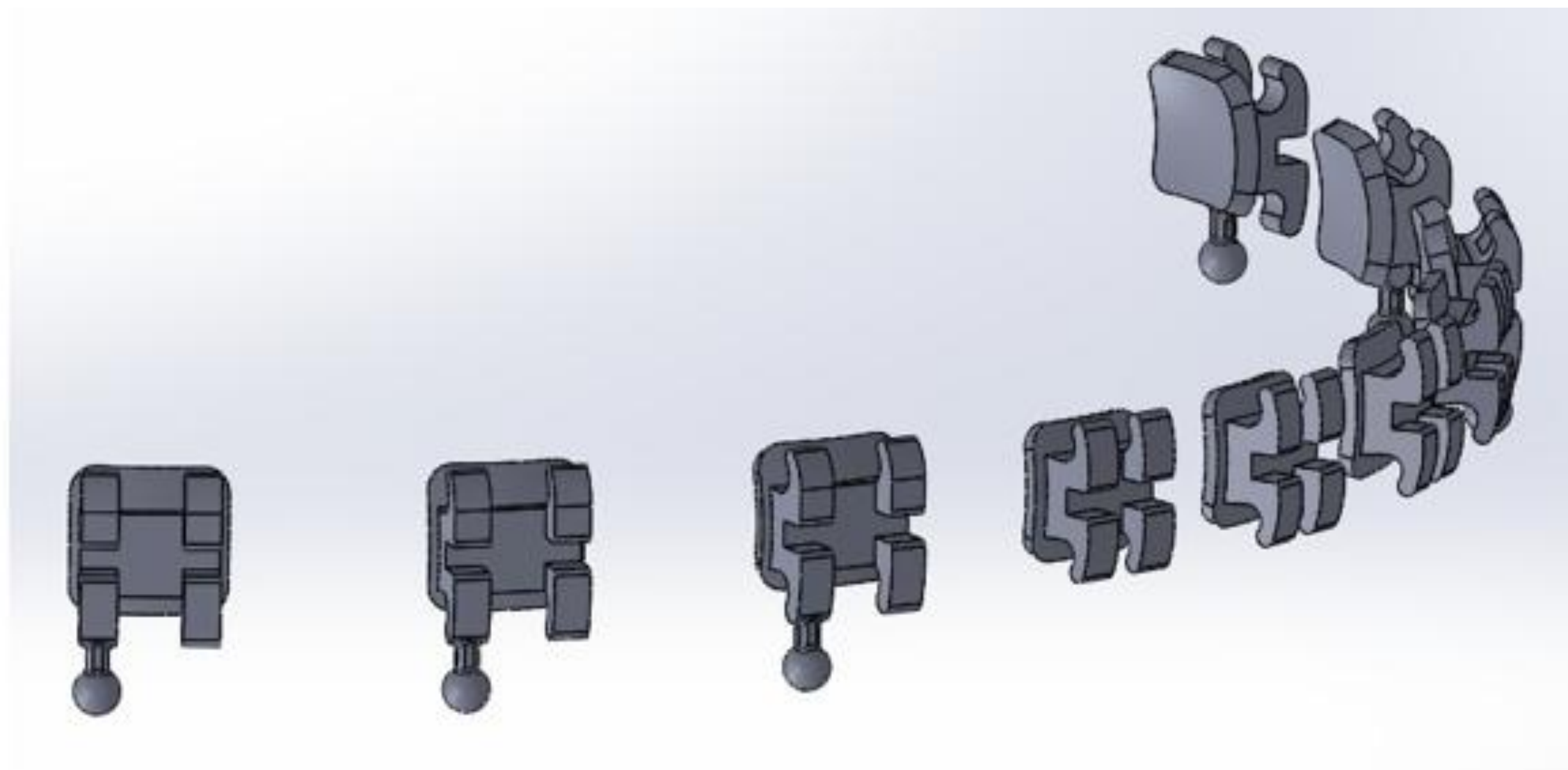
Se reconstruyó el DAT en 3D del diseño de DAT con doble perforación convencional.

**DAT CON
DOBLE
PERFORACIÓN**



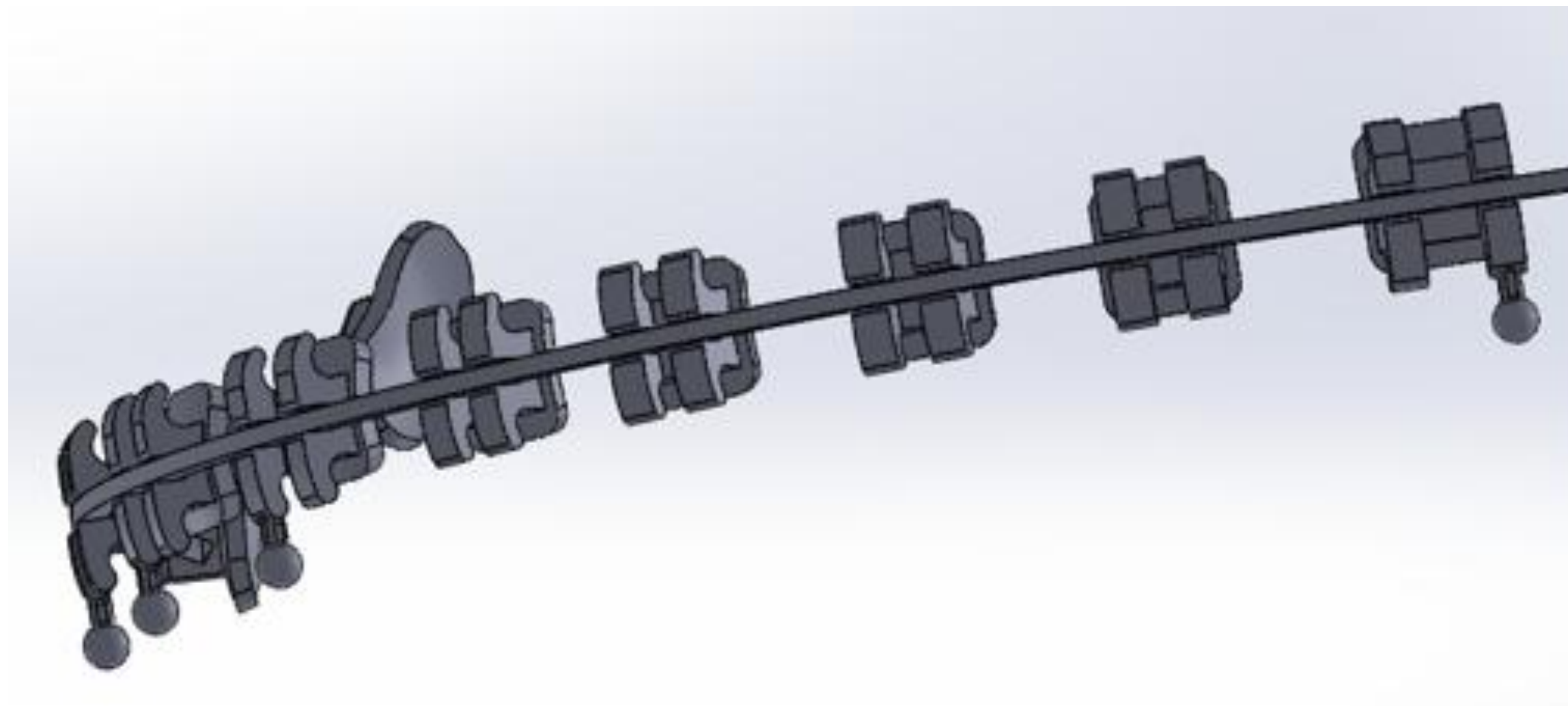
Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación .

Se reconstruyó los Brackets MBT slot 0,22 * 0,28



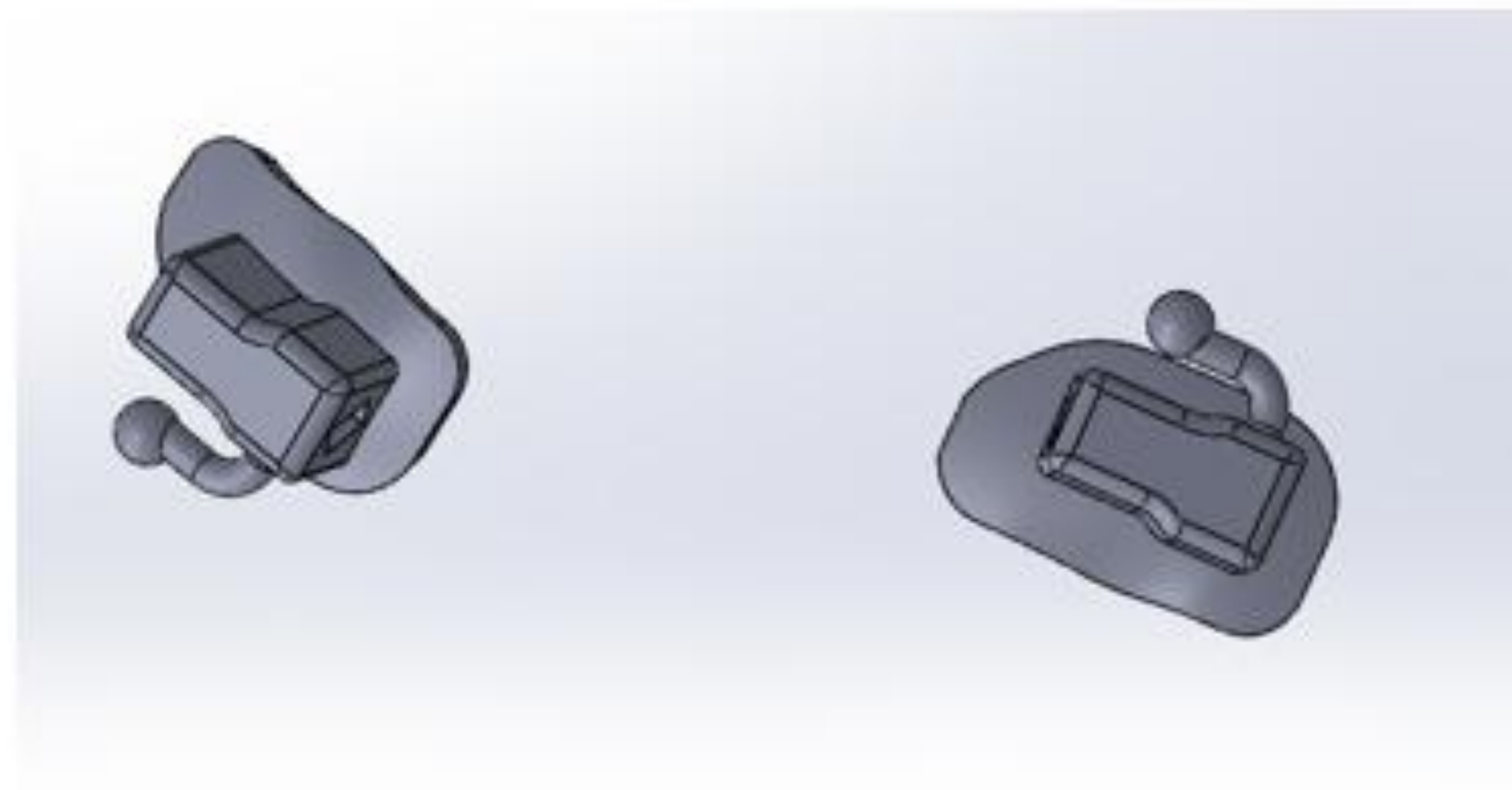
Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación

Se reconstruyó los aditamentos : Arco de acero
 $0,17 * 0,25$



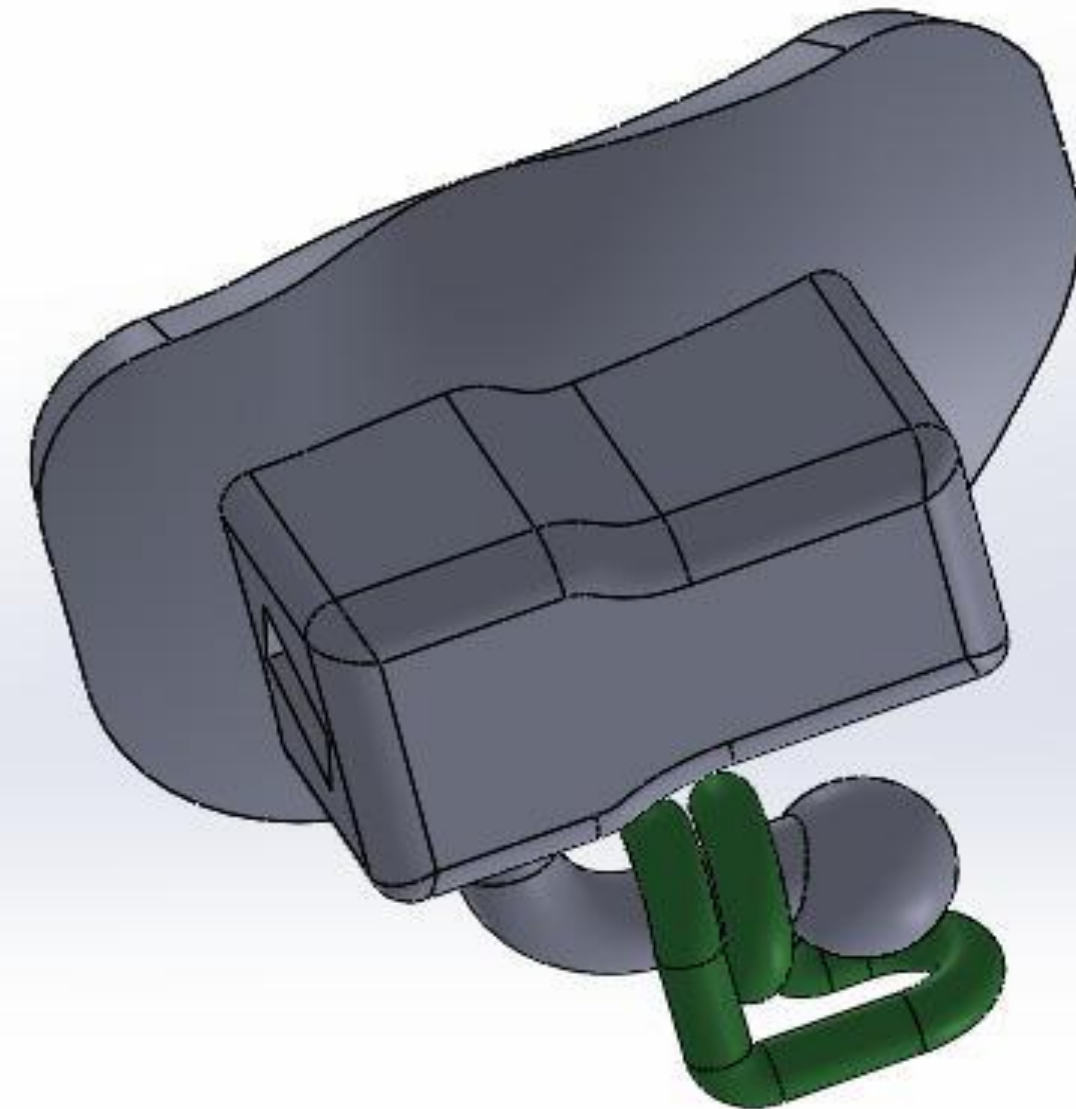
Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación .

Se reconstruyó los aditamentos : Tubos



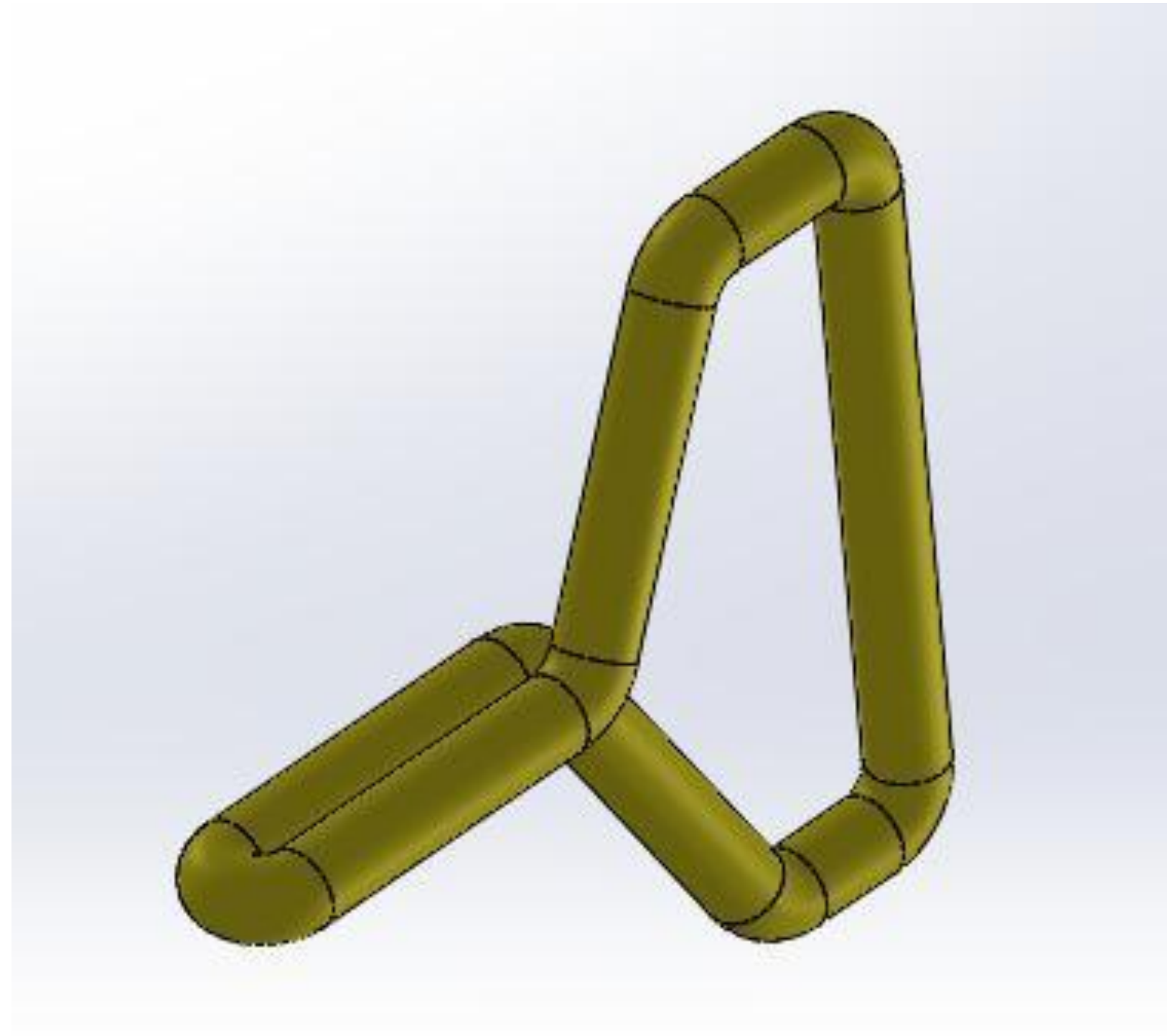
Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación .

Se reconstruyó la ligadura del hook adicionado al tubo para facilitar el agarre del sistema elástico.



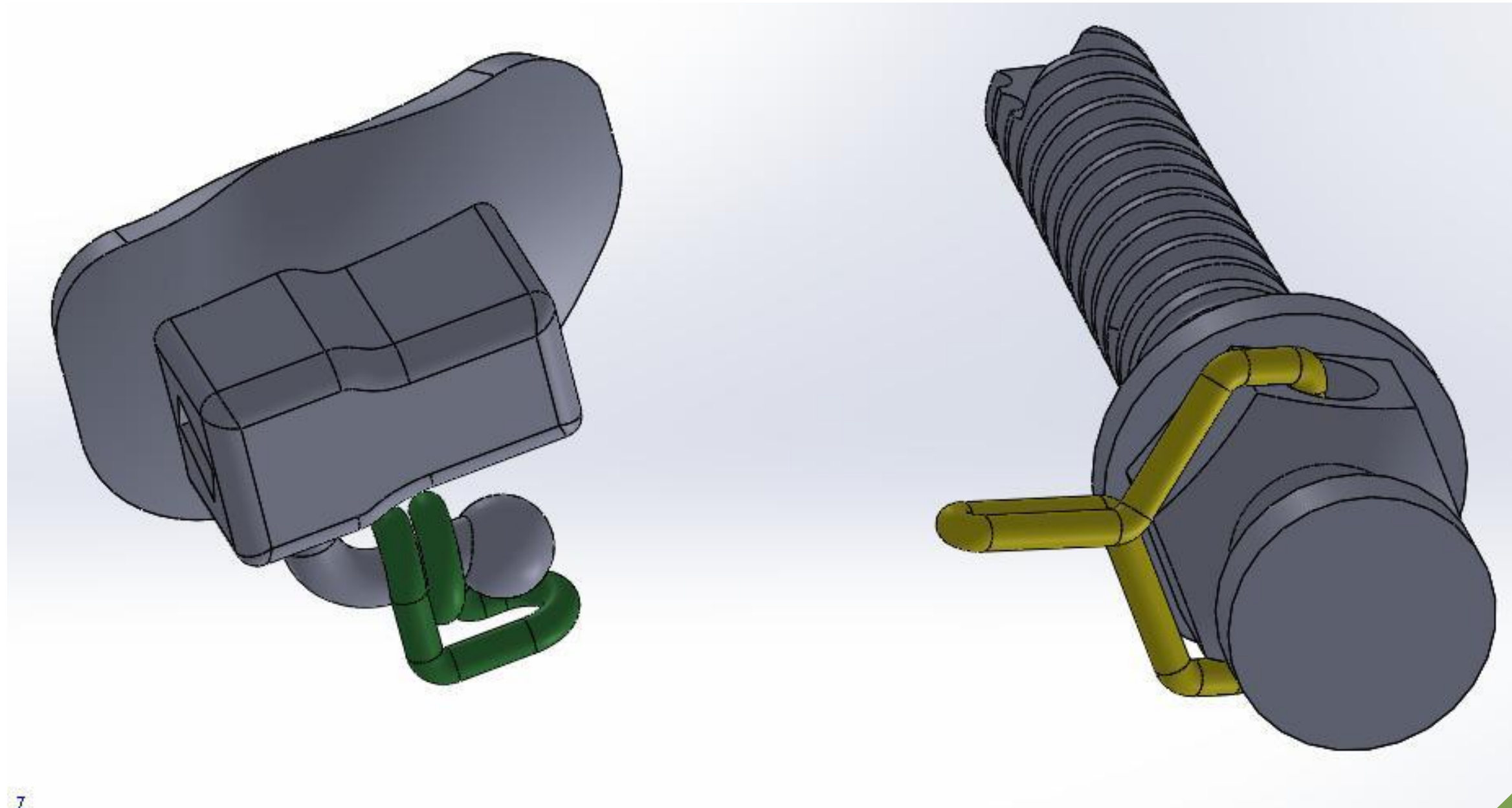
Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación . .

Reconstrucción
del sistema de
ligadura metálico



Preprocesamiento.

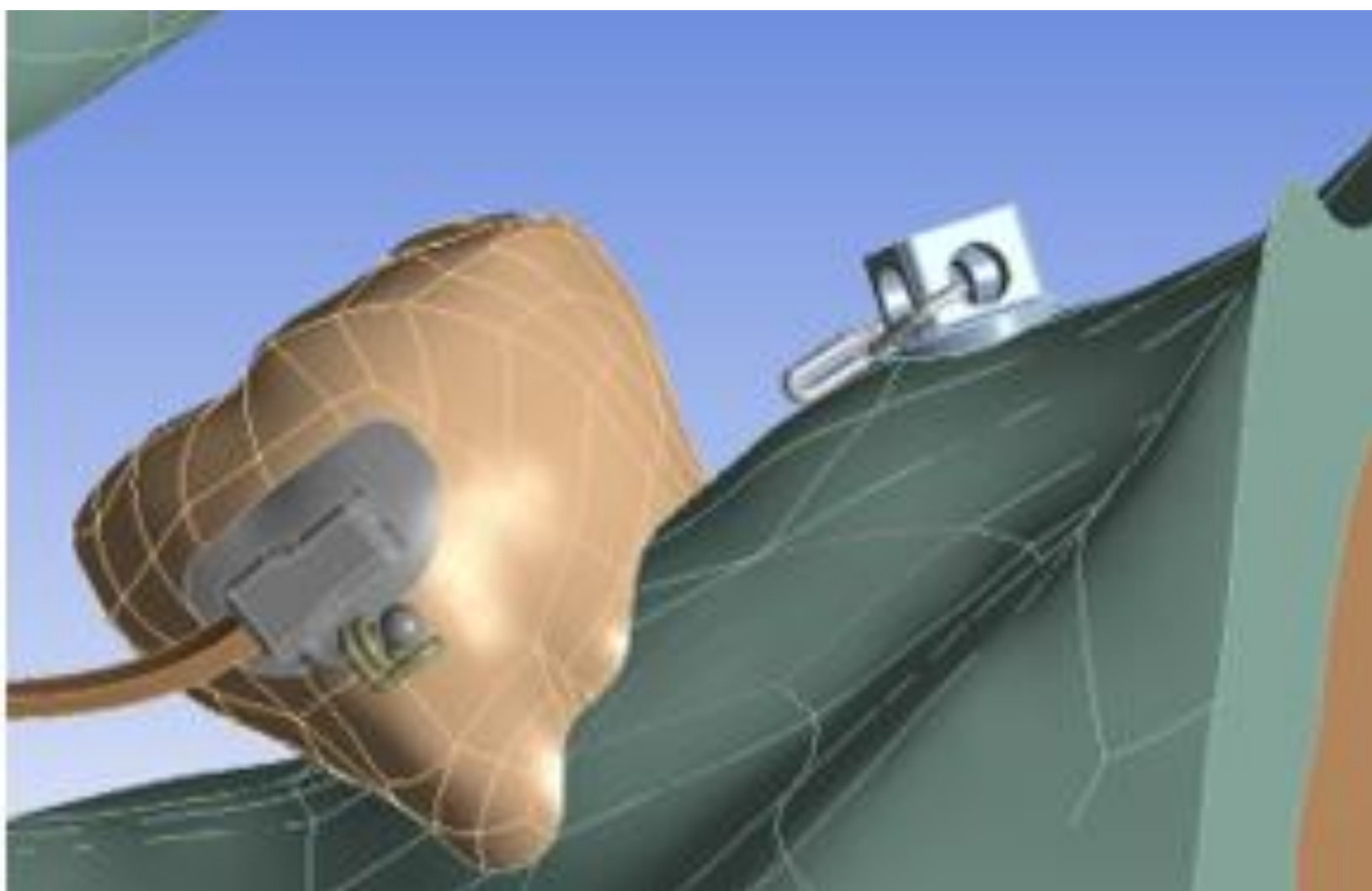
Posicionamiento de la ligadura del sistema metálico
y el hook auxiliar al DAT



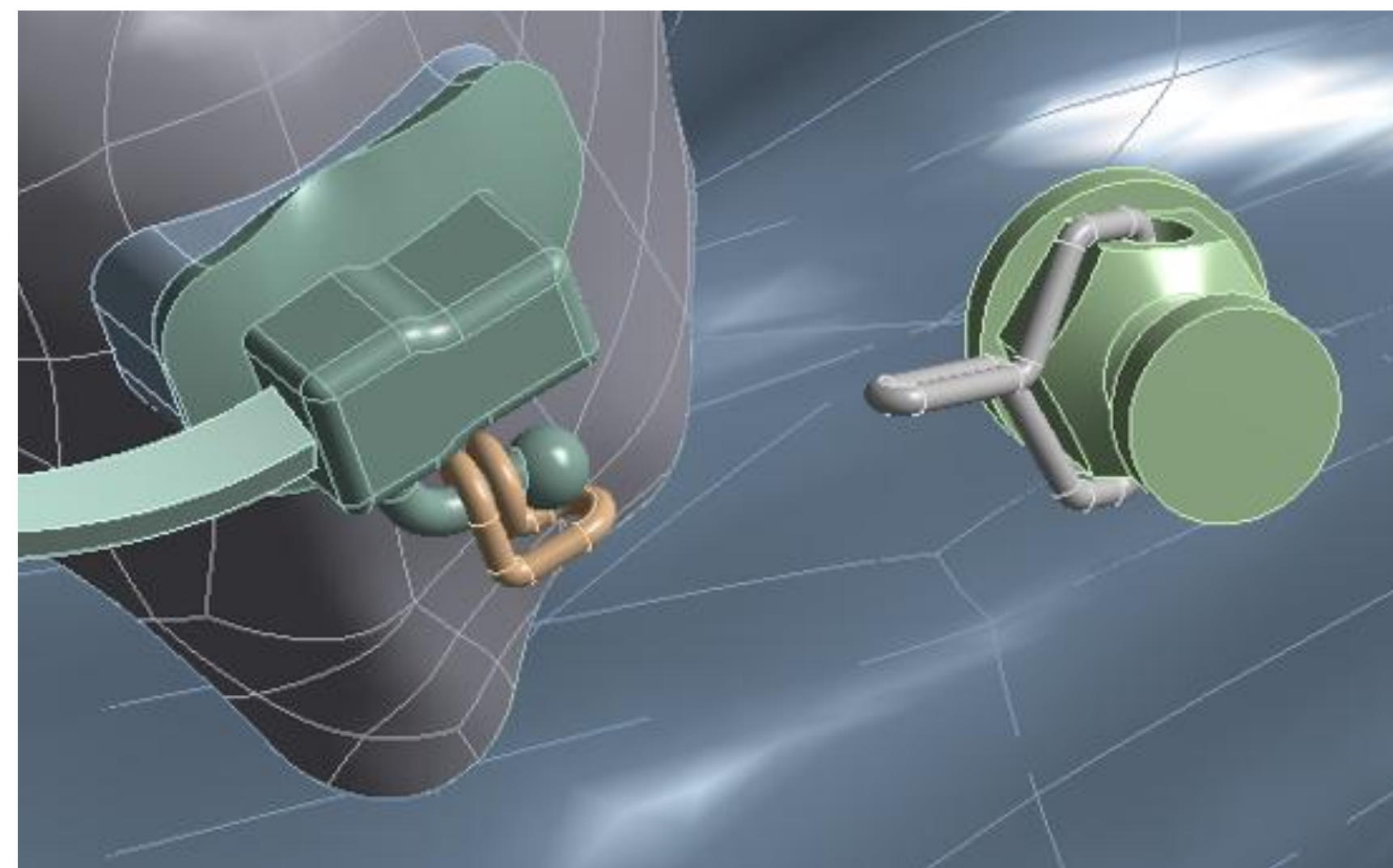
1

Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación . .

Posicionamiento de los DATS



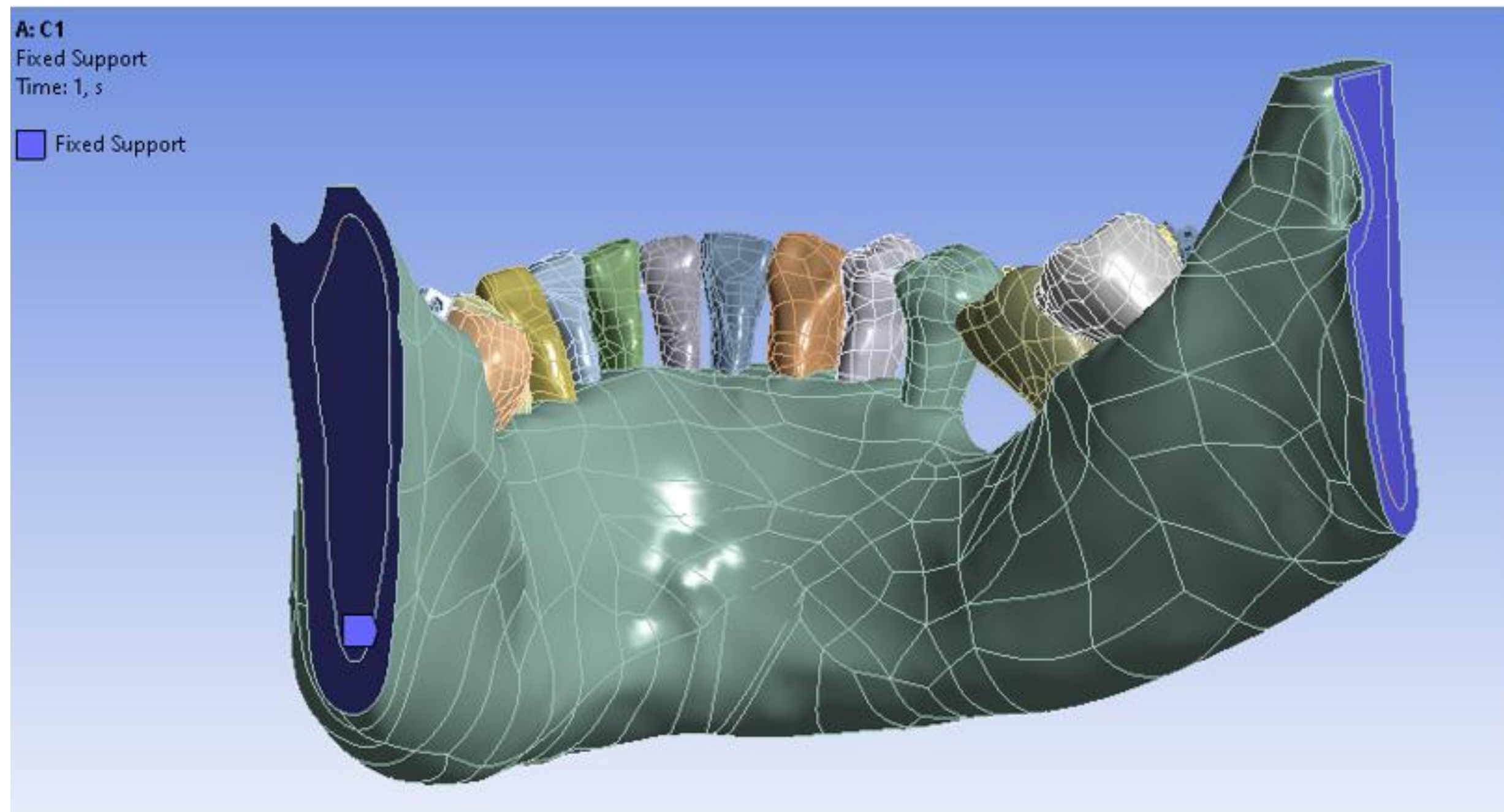
Posición
vertical



Posición
horizontal

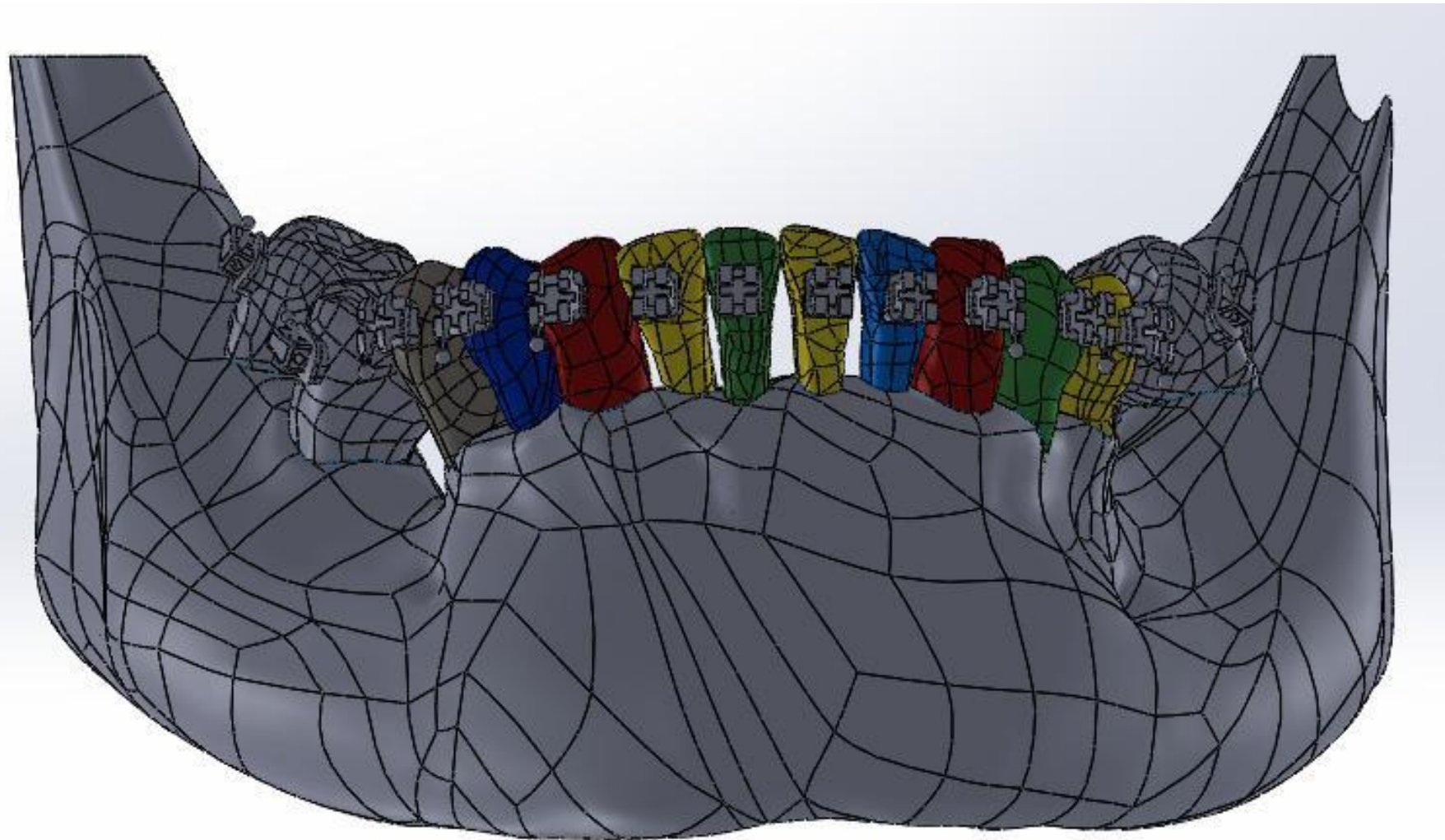
Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación .

Se definió las condiciones de frontera y apoyos ..



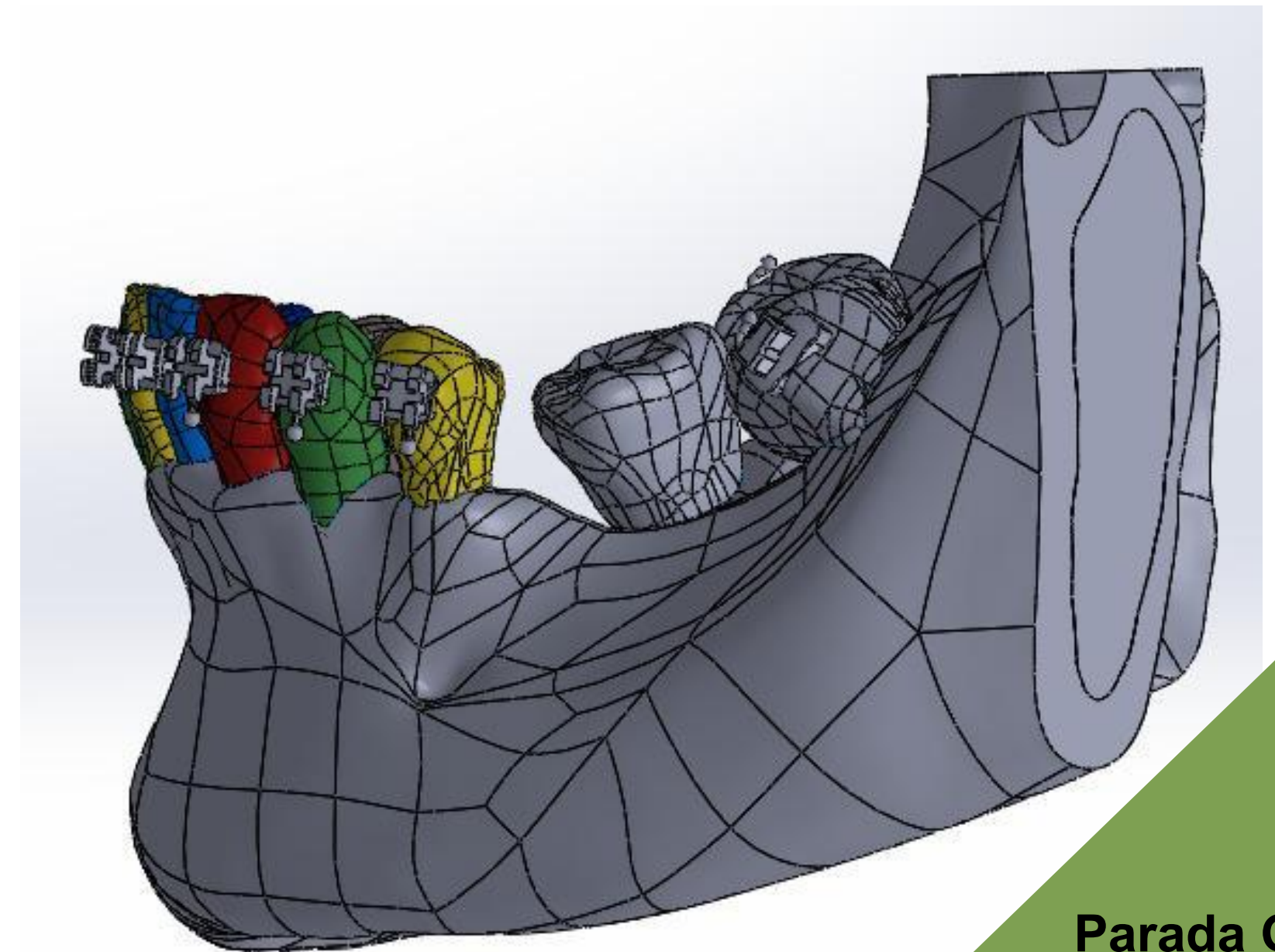
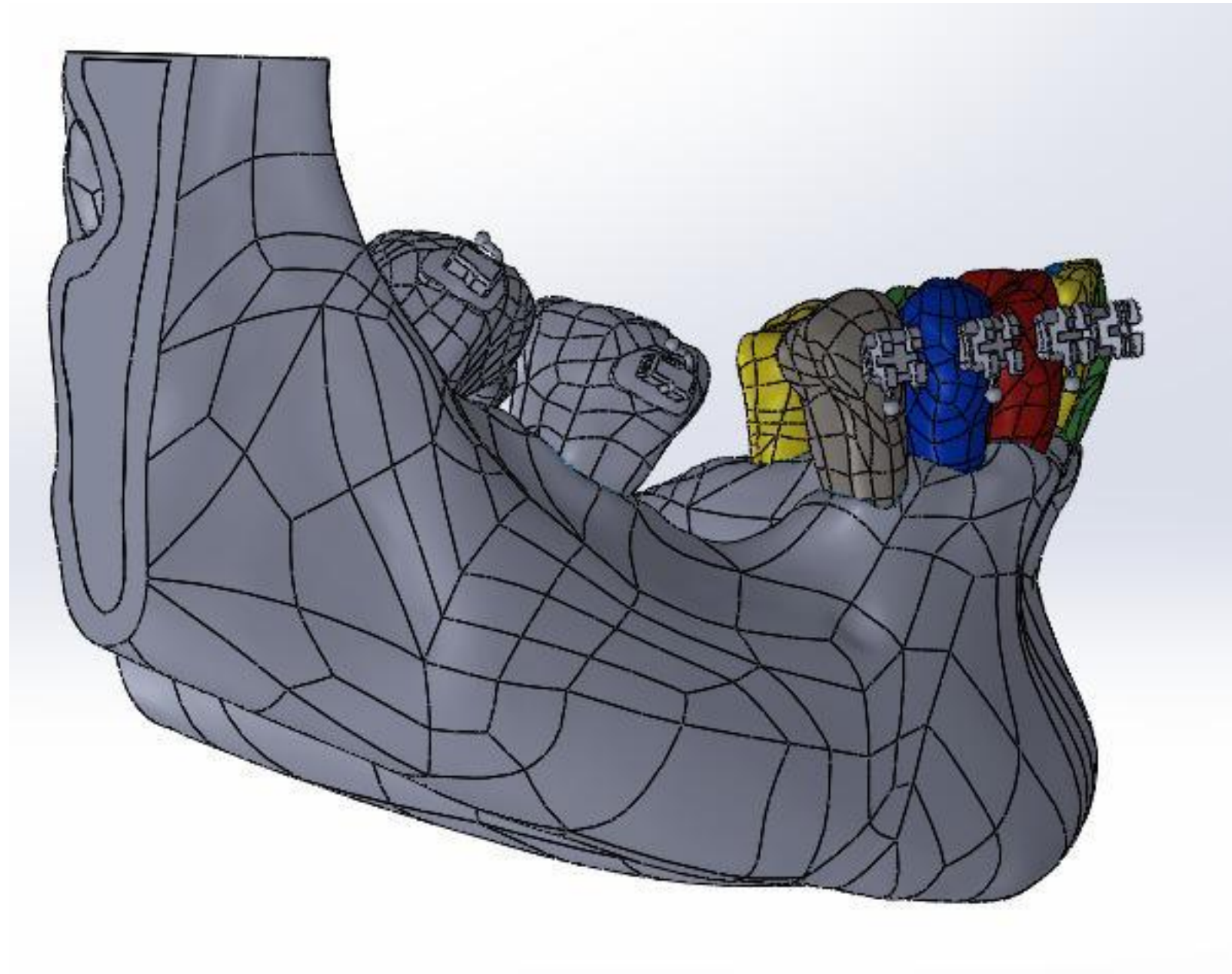
Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación .

Generación del modelo de FEM del complejo
craneofacial por medio de **Software Utilizado:**
ANSYS , Enmallado o discretización



Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación .

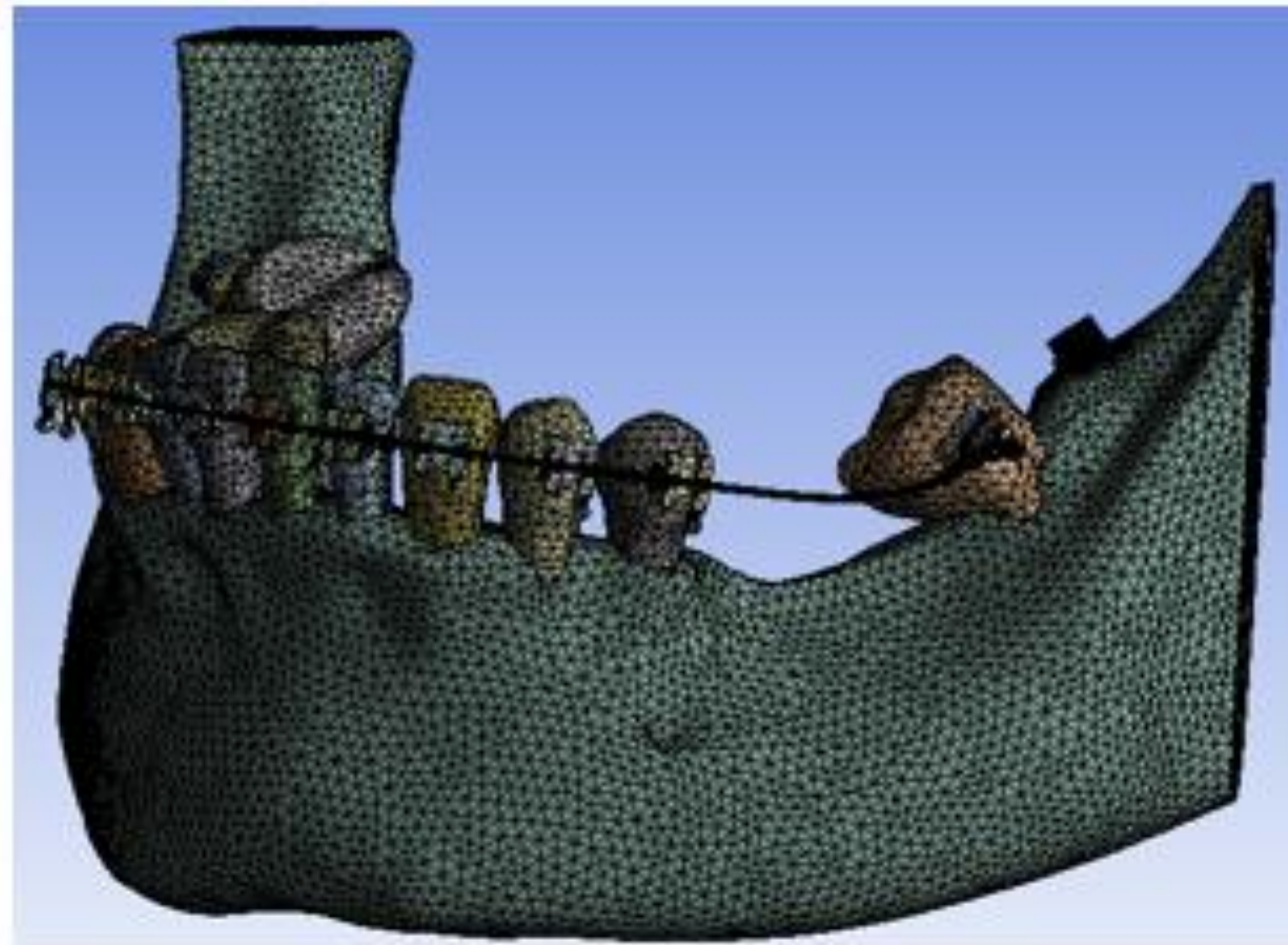
Generación del modelo de FEM del complejo craneofacial por medio de **Software Utilizado:**
ANSYS : Enmallado o la discretización



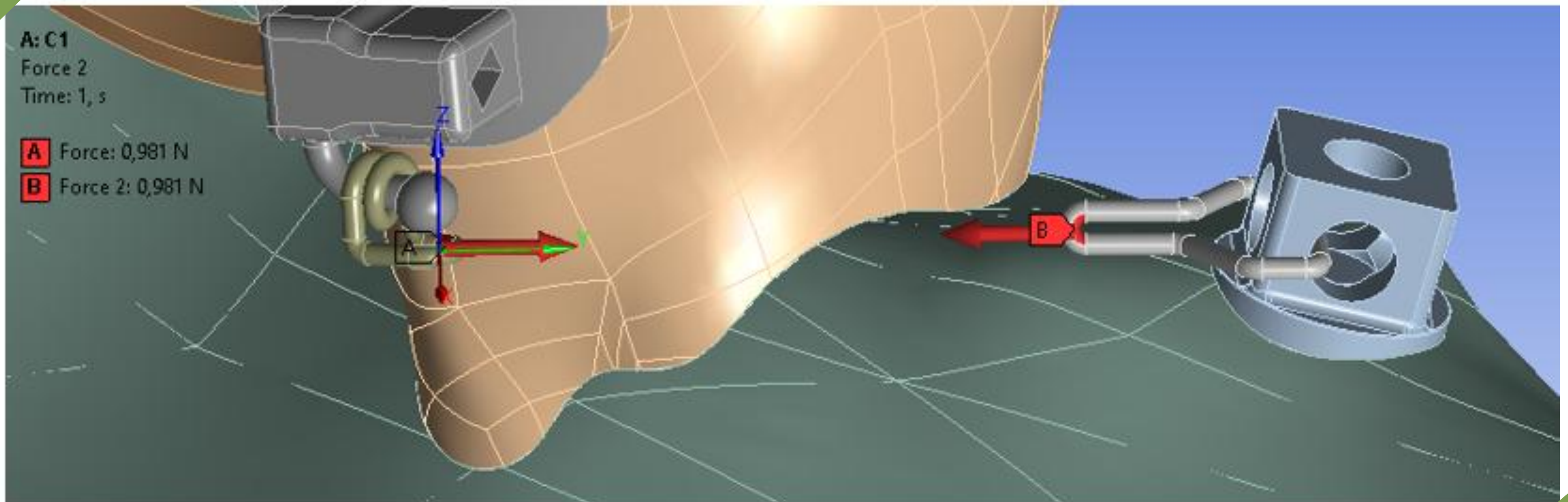
Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación .

Enmallado

Conversión del
modelo geométrico en
un modelo de
elementos finitos



Procedimiento para el Preprocesamiento de la simulación . .

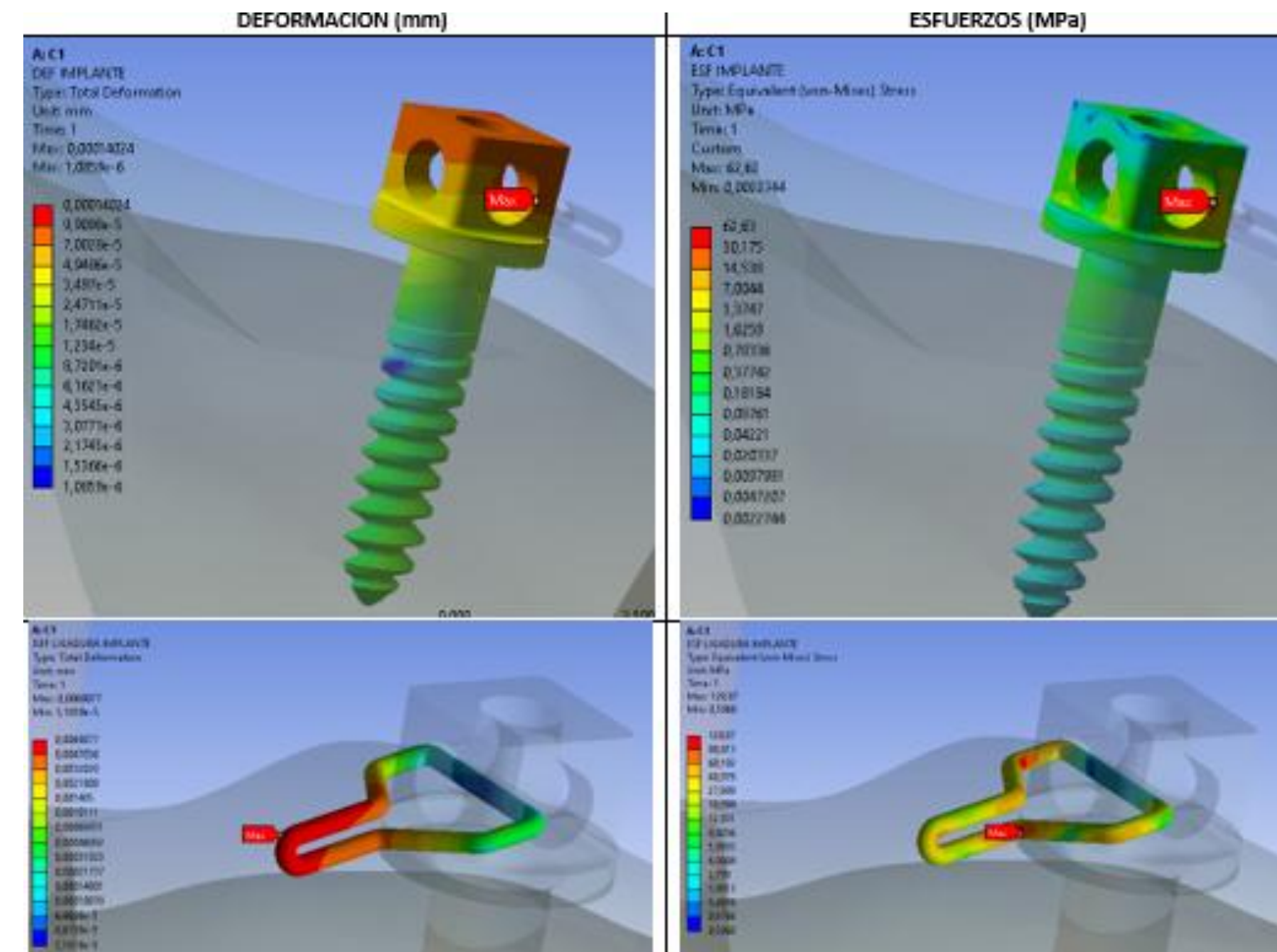


Aplicación de cargas .

PROCESAMIENTO DE LA SIMULACION:

**Resolución de ecuaciones
algebraicas lineales.**

POSTPROCESAMIENTO PARA LA SIMULACIÓN .



Parada G

Recolección y tabulación de datos

CONJUNTO	ESTRUCTURA	RESULTADO	VALOR
C1	IMPLANTE	ESFUERZO	62,63
C1	LIGADURA IMPLANTE	ESFUERZO	129,87
C1	TUBO	ESFUERZO	136,52
C1	LIGADURA TUBO	ESFUERZO	272,48
C1	CORTICAL	ESFUERZO	0,81075
C1	TRABECULAR	ESFUERZO	0,059203
C2	IMPLANTE	ESFUERZO	125,02
C2	LIGADURA IMPLANTE	ESFUERZO	195,17
C2	TUBO	ESFUERZO	134,63
C2	LIGADURA TUBO	ESFUERZO	321,56
C2	CORTICAL	ESFUERZO	0,77941
C2	TRABECULAR	ESFUERZO	0,056772
C3	IMPLANTE	ESFUERZO	99,086
C3	LIGADURA IMPLANTE	ESFUERZO	120,39
C3	TUBO	ESFUERZO	64,885
C3	LIGADURA TUBO	ESFUERZO	99,467
C3	CORTICAL	ESFUERZO	2,3048
C3	TRABECULAR	ESFUERZO	0,08052
C4	IMPLANTE	ESFUERZO	54,132
C4	LIGADURA IMPLANTE	ESFUERZO	134,1
C4	TUBO	ESFUERZO	60,553
C4	LIGADURA TUBO	ESFUERZO	118,2
C4	CORTICAL	ESFUERZO	1,841
C4	TRABECULAR	ESFUERZO	0,07312

CONJUNTO	ESTRUCTURA	RESULTADO	VALOR
C1	IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,00014024
C1	LIGADURA IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,0069077
C1	TUBO	DEFORMACIÓN	0,075914
C1	LIGADURA TUBO	DEFORMACIÓN	0,094895
C1	CORTICAL	DEFORMACIÓN	5,4574E-05
C1	TRABECULAR	DEFORMACIÓN	6,1216E-05
C2	IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,00019663
C2	LIGADURA IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,028441
C2	TUBO	DEFORMACIÓN	0,075956
C2	LIGADURA TUBO	DEFORMACIÓN	0,094285
C2	CORTICAL	DEFORMACIÓN	5,8587E-05
C2	TRABECULAR	DEFORMACIÓN	5,6894E-05
C3	IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,00033504
C3	LIGADURA IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,0031008
C3	TUBO	DEFORMACIÓN	0,030855
C3	LIGADURA TUBO	DEFORMACIÓN	0,037889
C3	CORTICAL	DEFORMACIÓN	9,4341E-05
C3	TRABECULAR	DEFORMACIÓN	6,3351E-05
C4	IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,00034007
C4	LIGADURA IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,0037783
C4	TUBO	DEFORMACIÓN	0,029002
C4	LIGADURA TUBO	DEFORMACIÓN	0,036373
C4	CORTICAL	DEFORMACIÓN	9,041E-05
C4	TRABECULAR	DEFORMACIÓN	5,9438E-05

Parada G

RESULTADOS

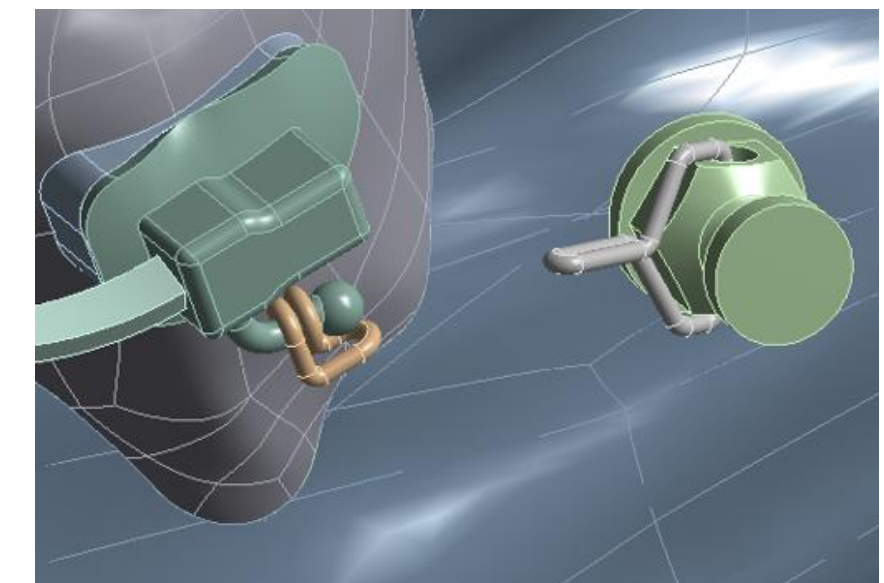
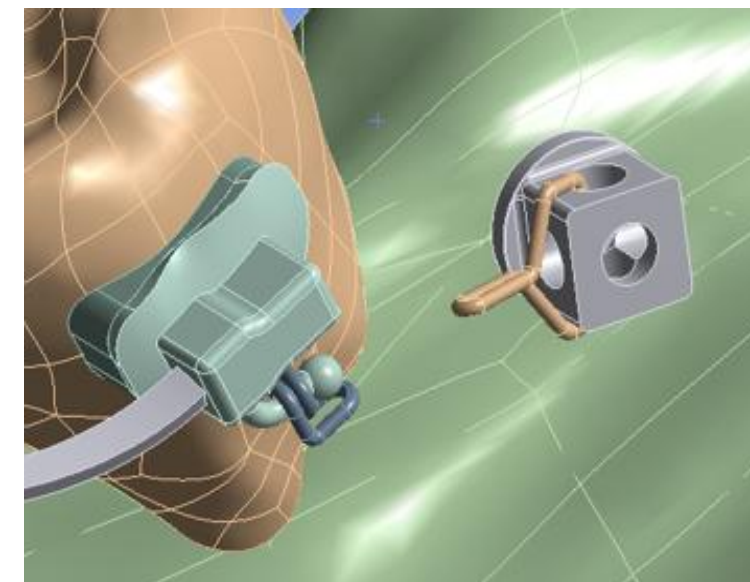
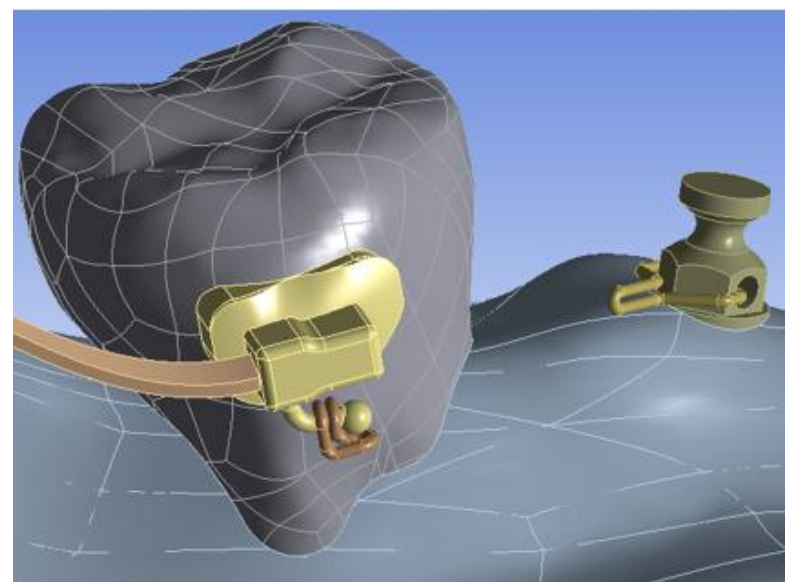
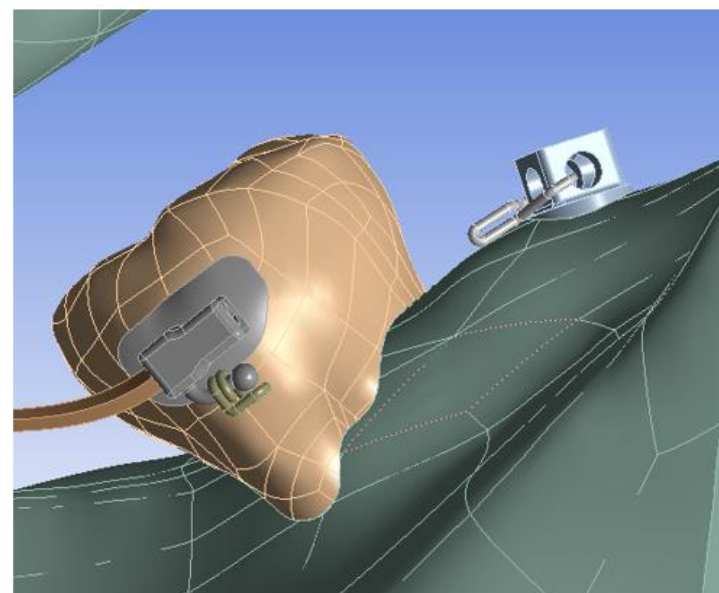
Parada G

Se realizó el análisis comparativo de la deformación y los esfuerzos entre :

DAT con múltiples perforaciones (C1) , DAT de dos perforaciones(C2), posición vertical

COMPARARLO

DAT de Múltiples perforaciones (C3) , DAT de dos perforaciones (C4), posición horizontal



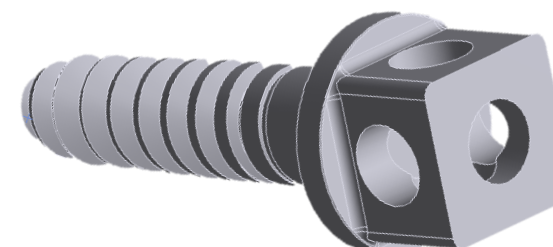
C1



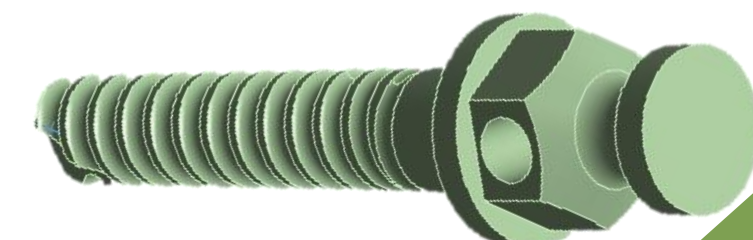
C2



C3



C4



DEFORMACIÓN C1 – C2

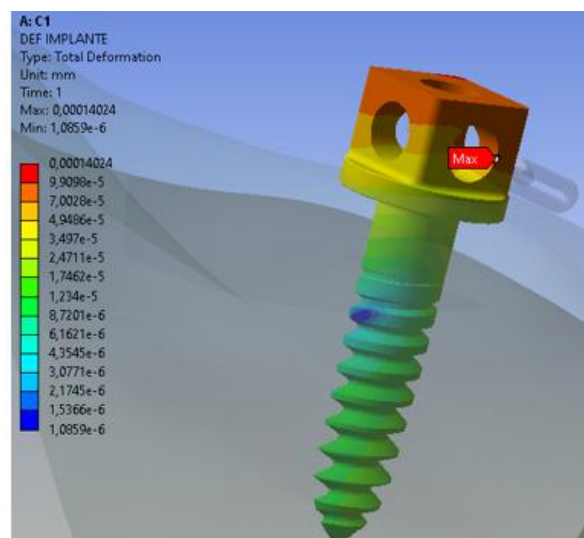
C1



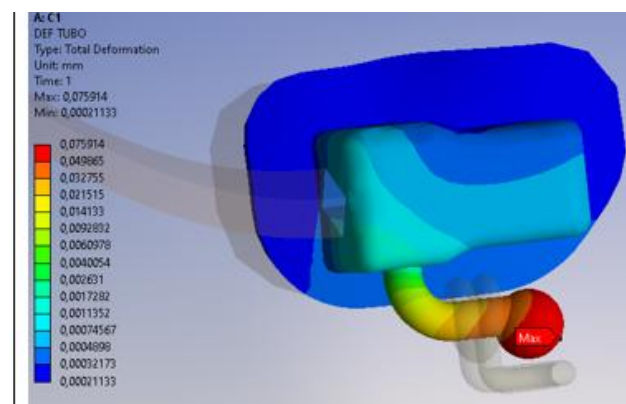
C2



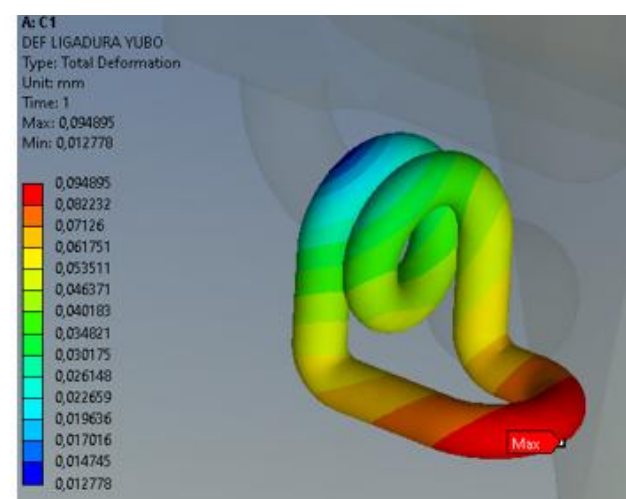
DAT



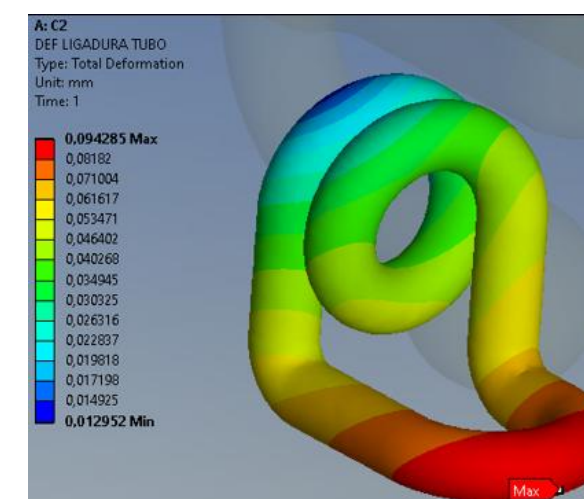
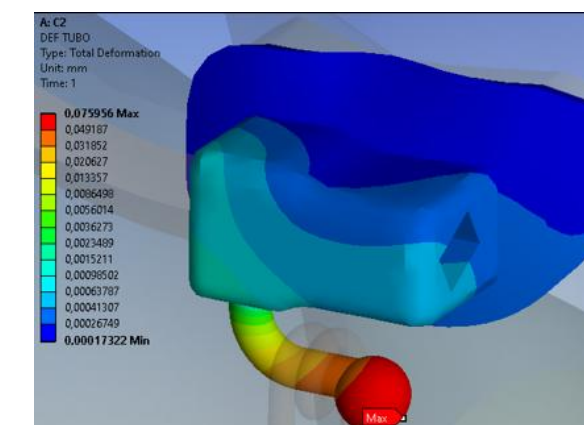
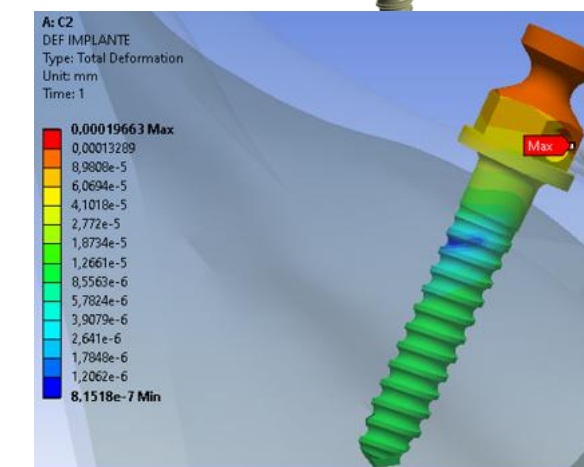
TUBO



LIGADURA
TUBO

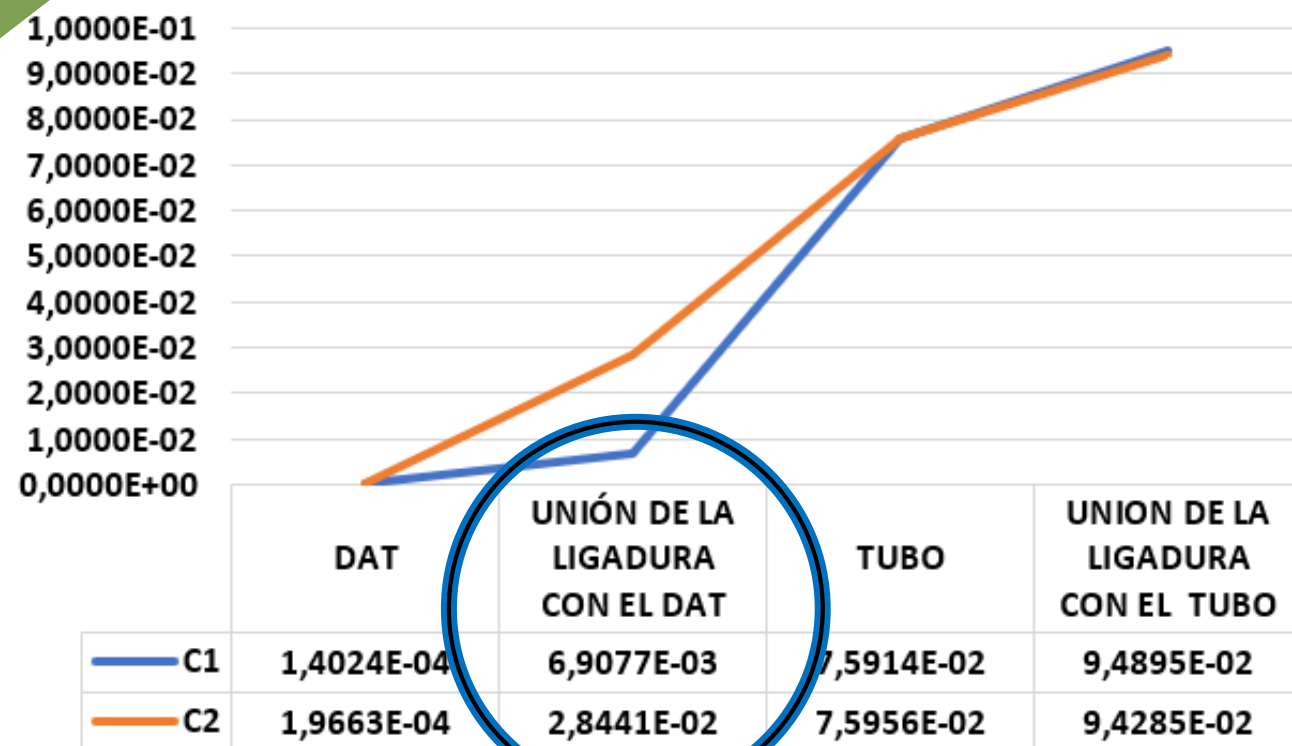


A nivel de deformación entre los modelos C1 Y C2 en el DATS, tubo y ligadura tubo , se observo un comportamiento similar

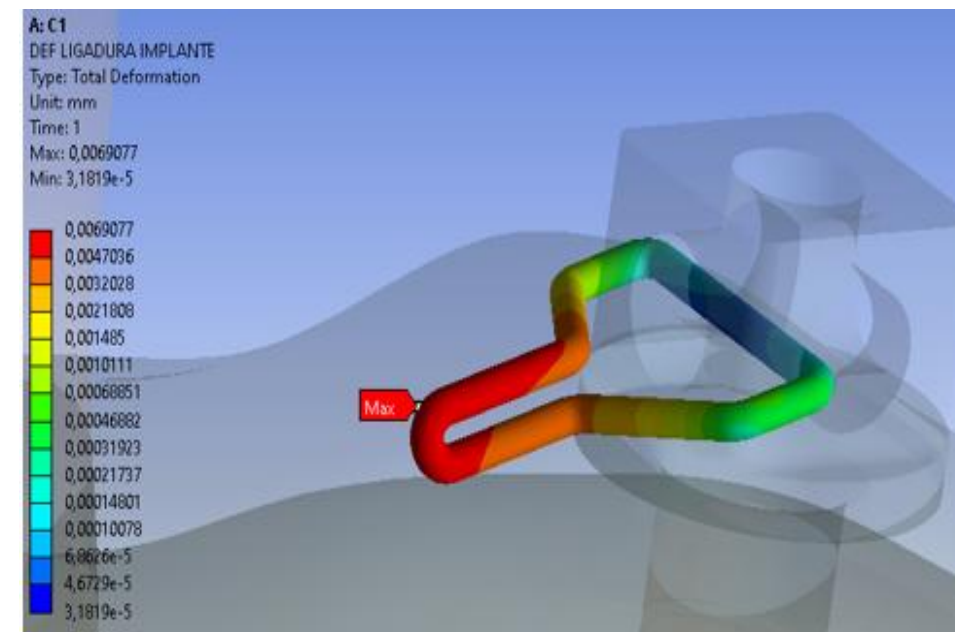


DEFORMACIÓN C1 – C2

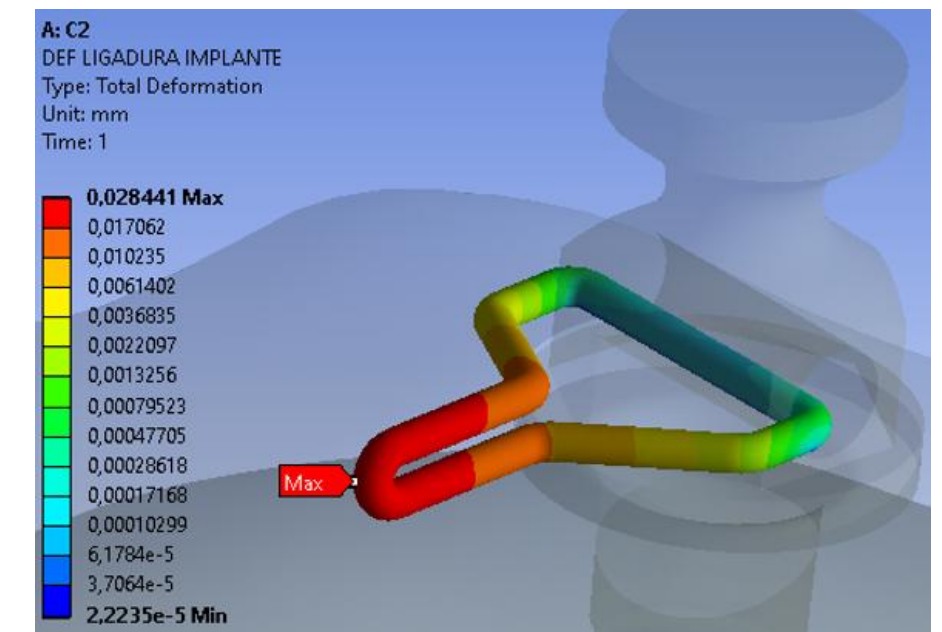
DEFORMACIÓN (mm)



— C1
— C2

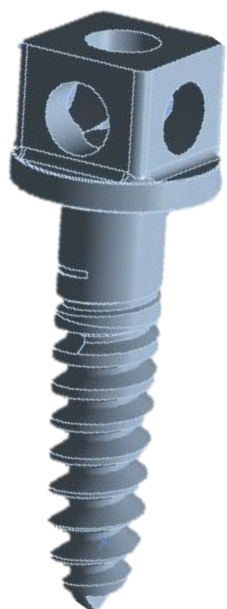


C1



C2

C1



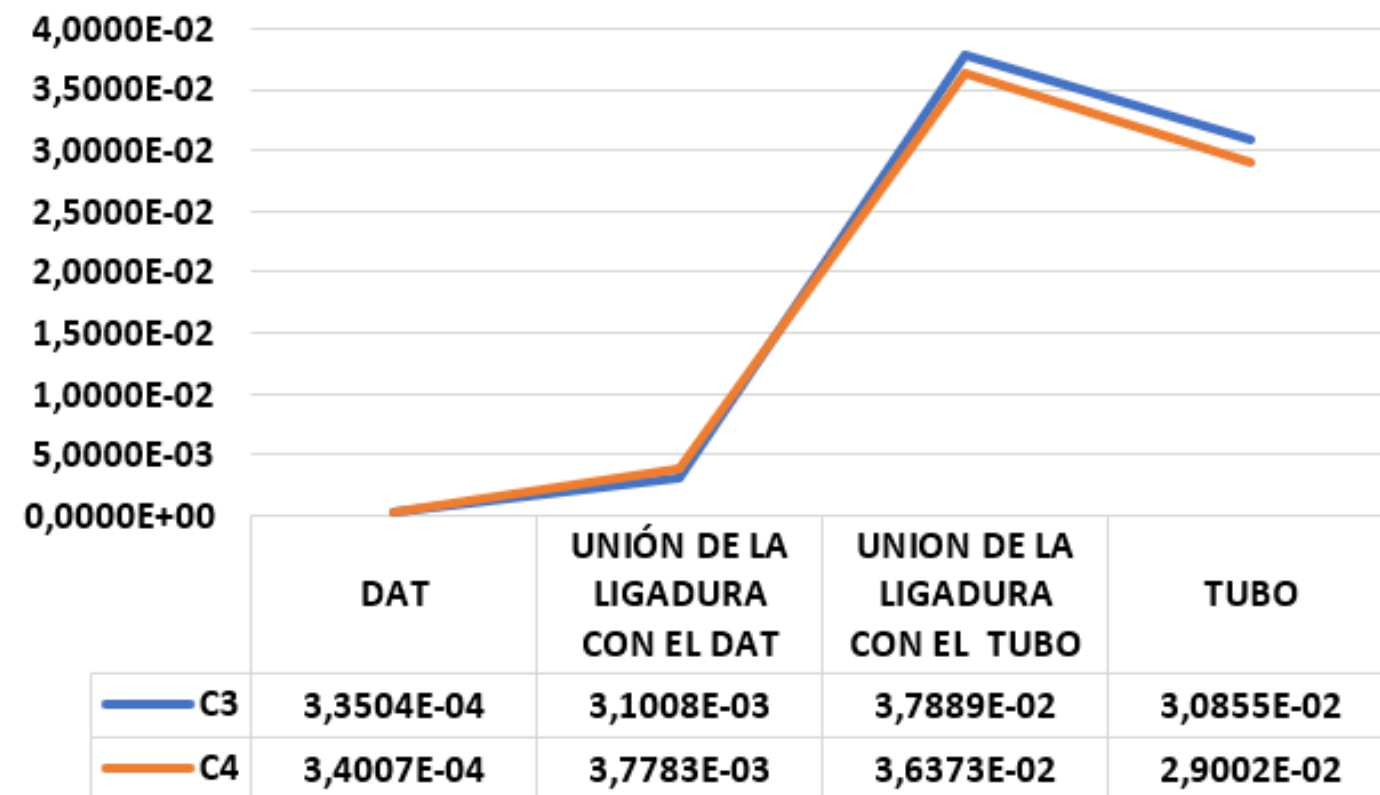
C2



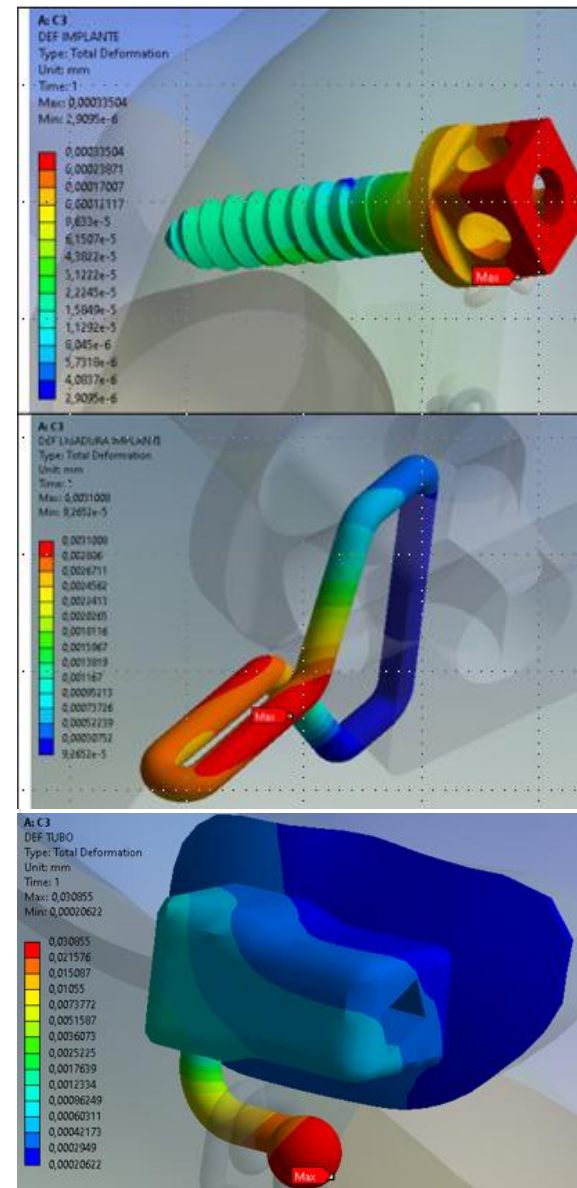
excepto en la unión de la ligadura con el del DAT en C1, donde se observa una mayor deformación.

DEFORMACIÓN C3 – C4

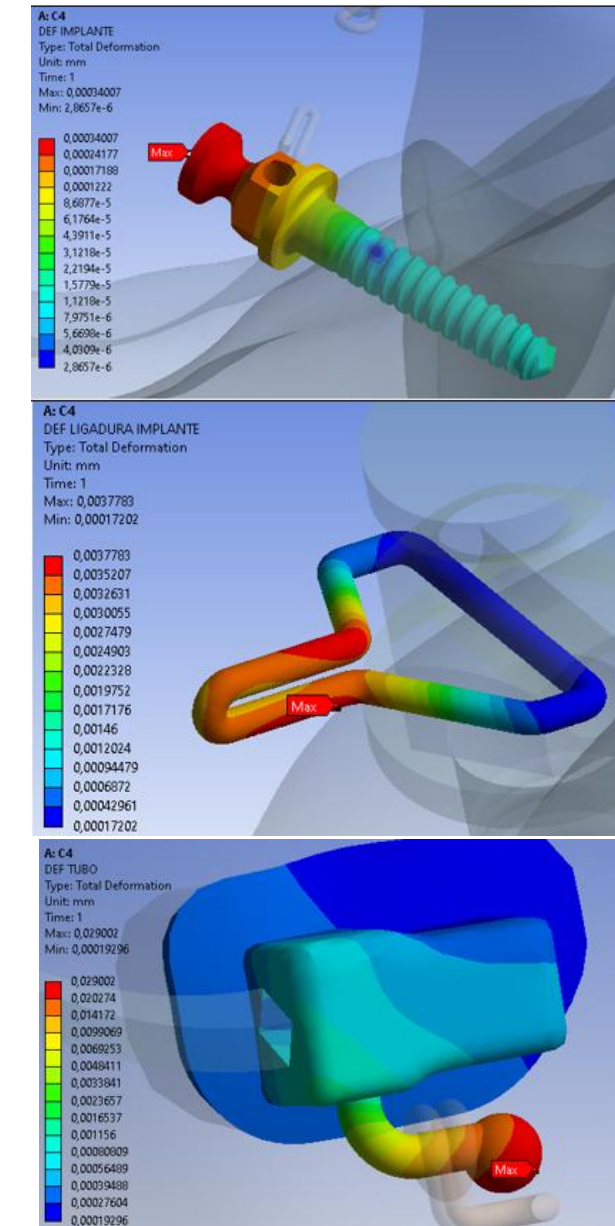
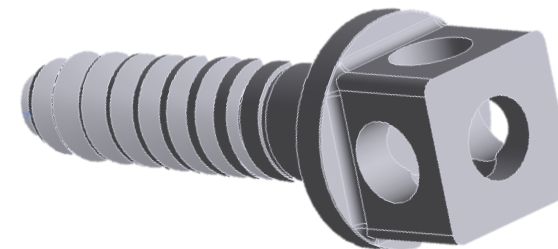
DEFORMACIÓN (mm)



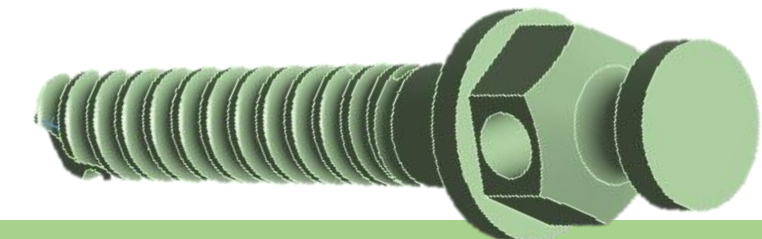
— C3
— C4



C3



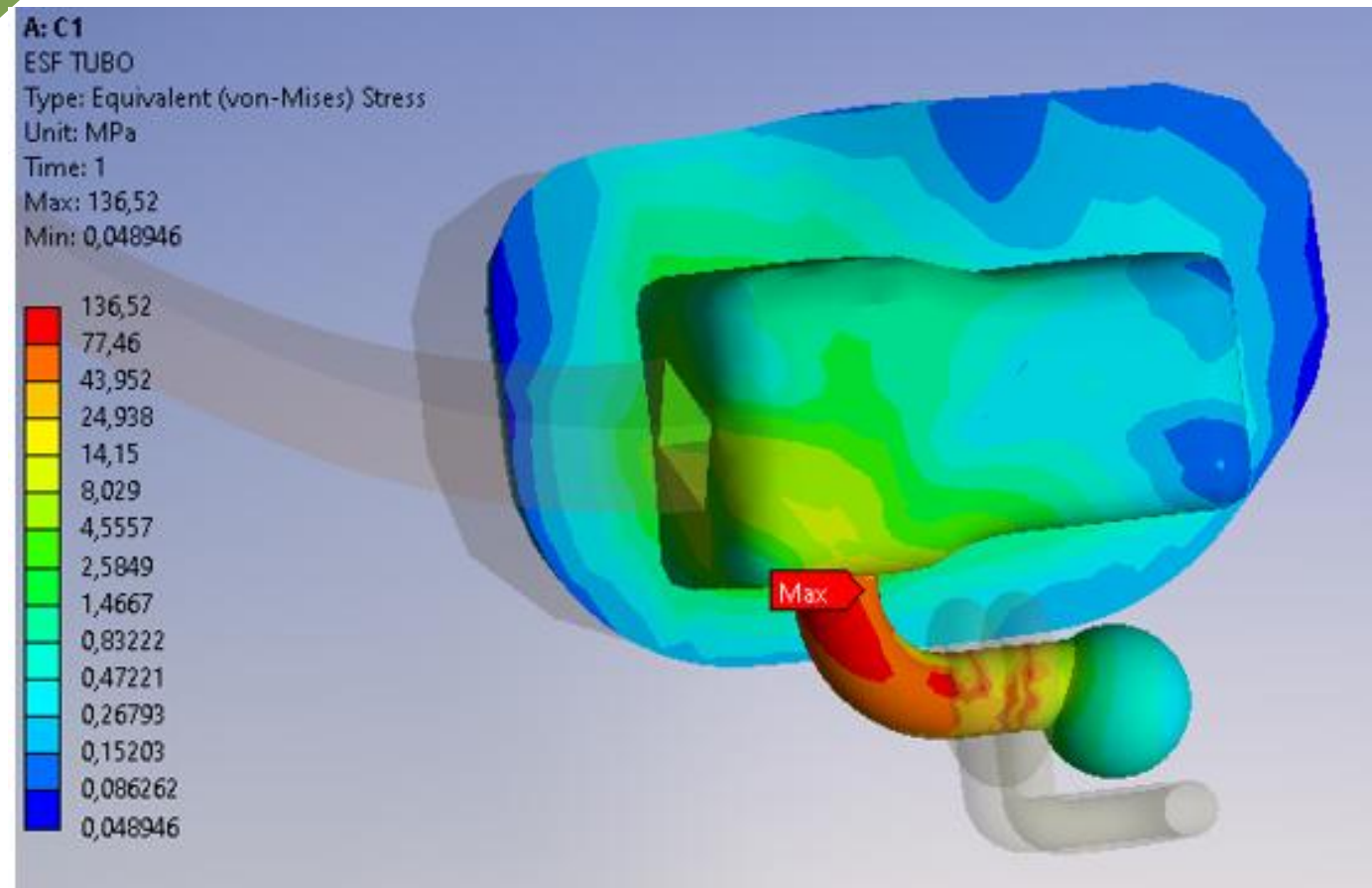
C4



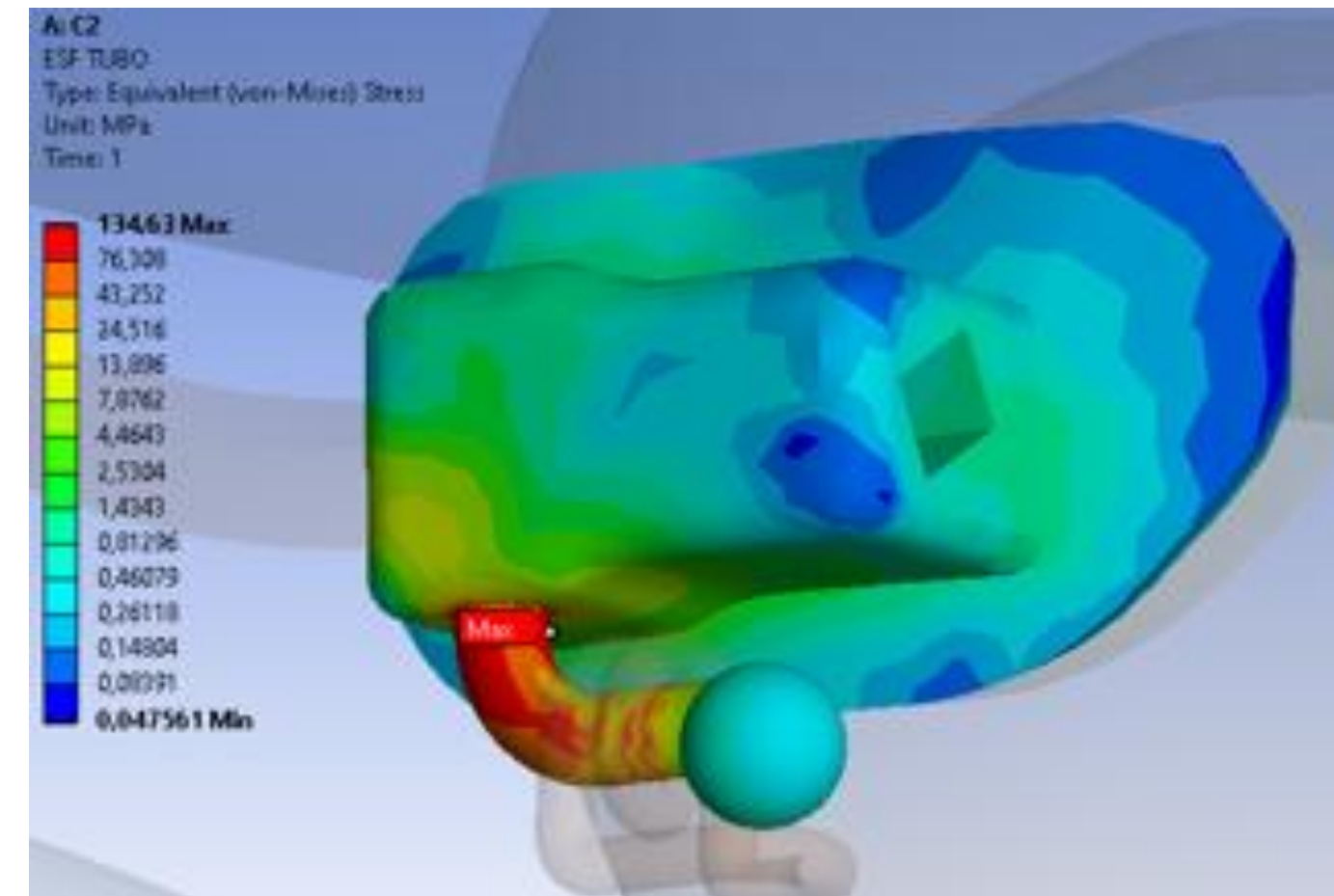
Las diferencias fueron mínimas en las zonas evaluadas, lo que indica que ambos diseños tienen un comportamiento similar.

ESFUERZOS C1 – C2

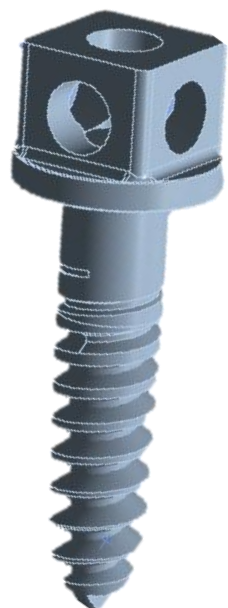
C1



C2



C1



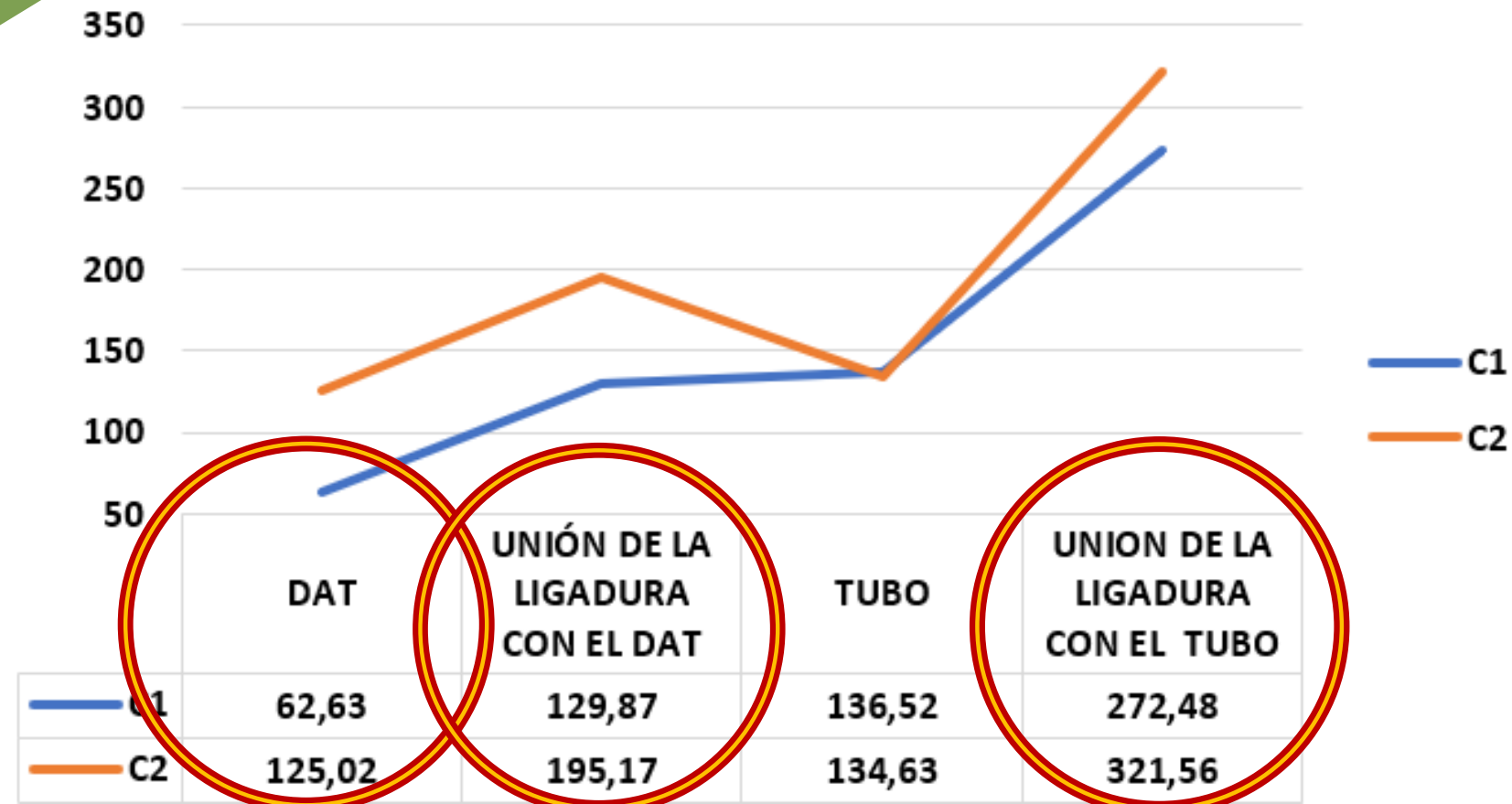
C2



El análisis comparativo de los esfuerzos C1 – C2 , determinó que no hay diferencias a nivel del tubo

ESFUERZOS C1 – C2

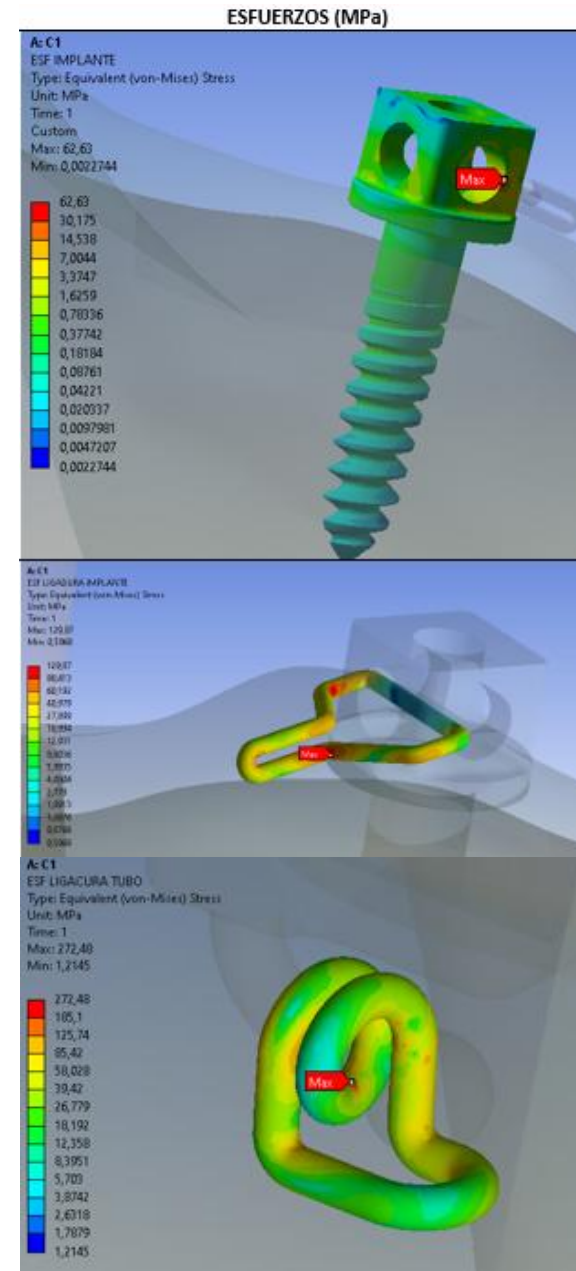
ESFUERZOS (MPa)



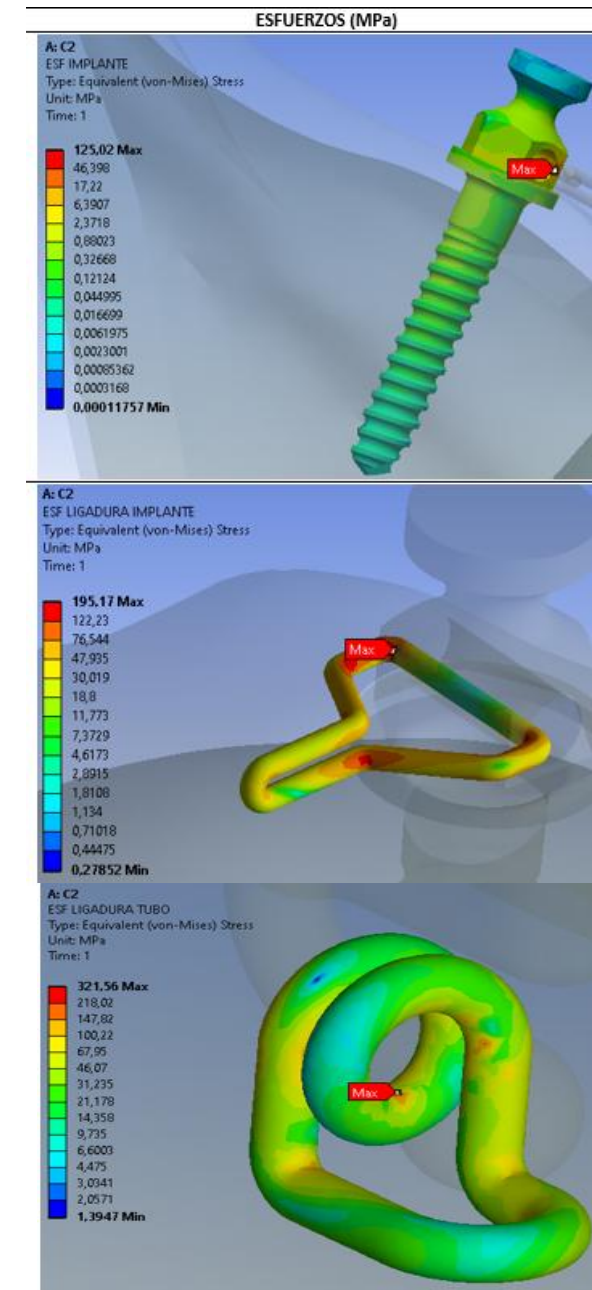
C1



C2



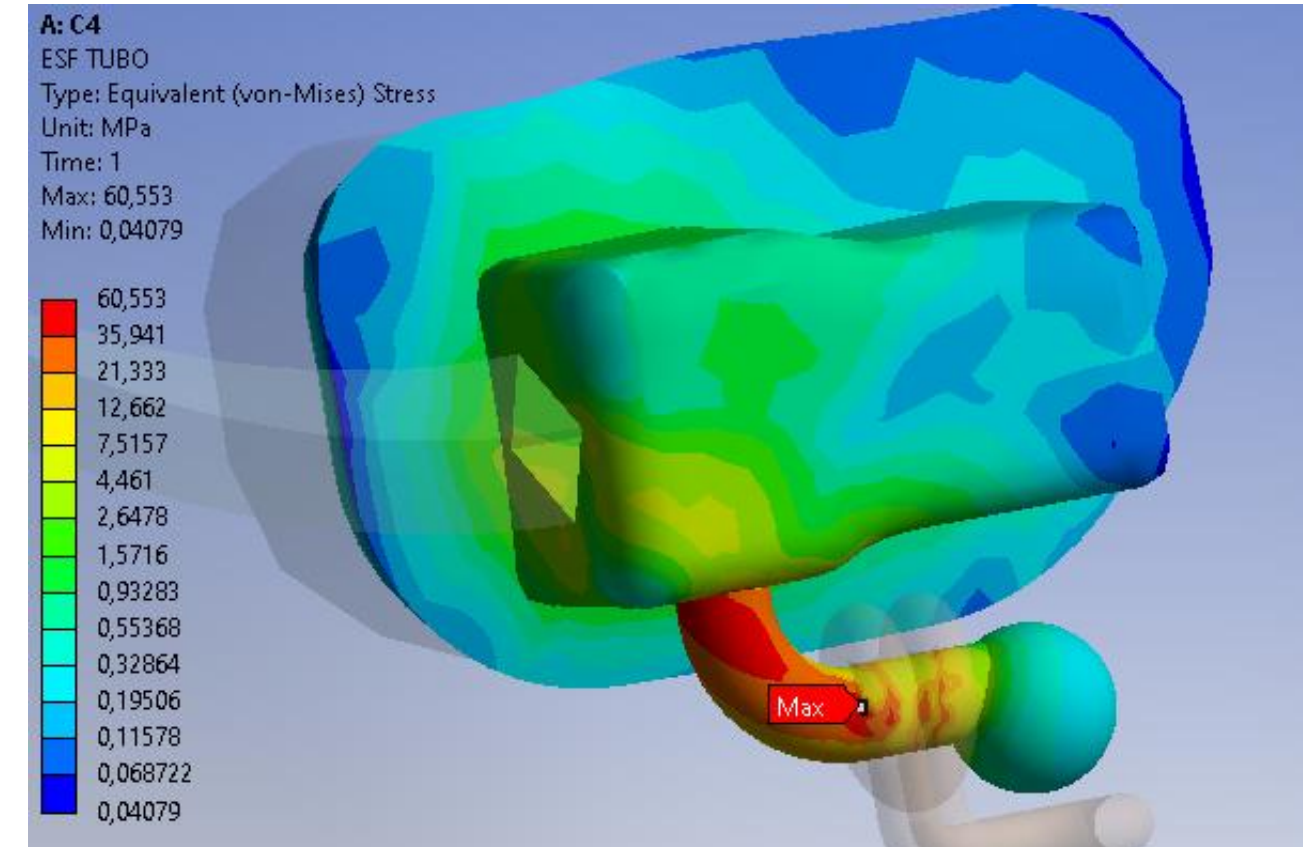
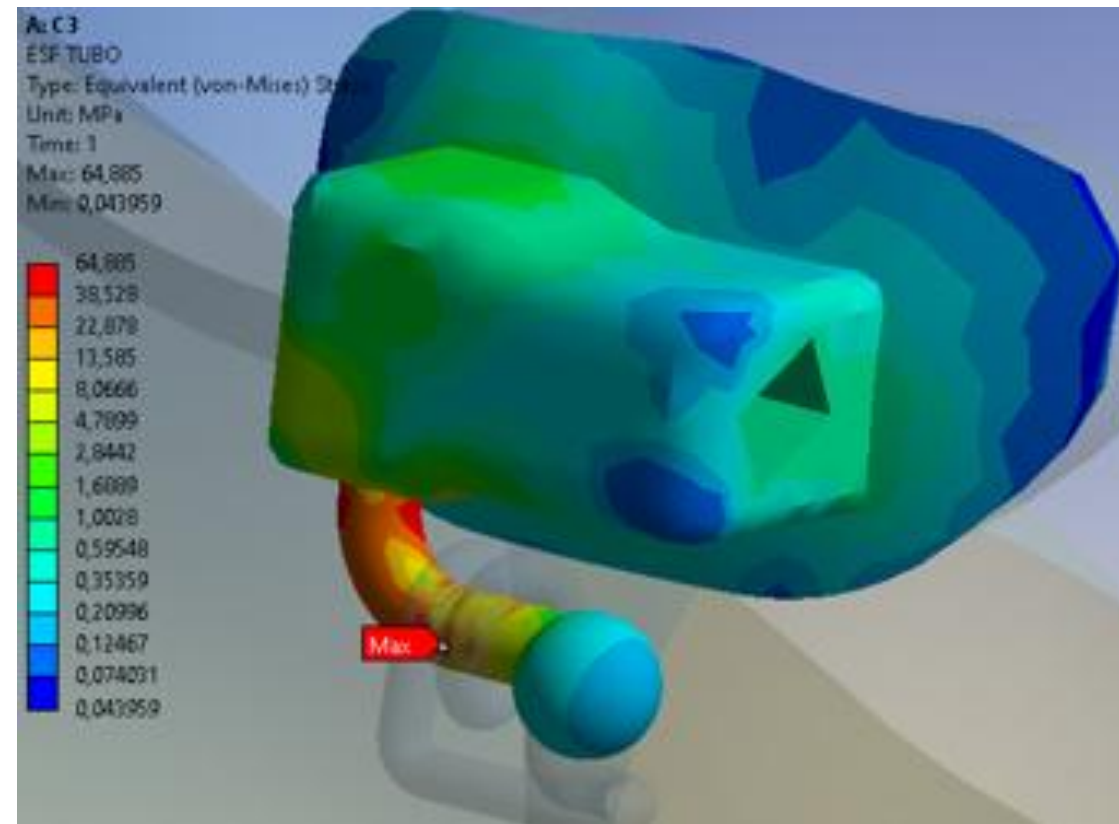
C1



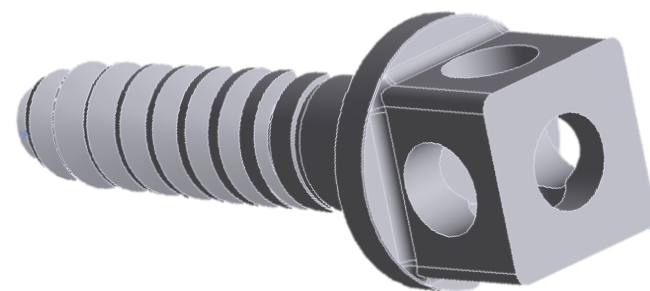
C2

El análisis comparativo de los esfuerzos C1 – C2 , determinó que el modelo **C2**, DAT con doble perforación , posición vertical, presentó mayores esfuerzos en el **DAT** , la **ligadura del DAT** y la **ligadura del tubo** , mostrando diferencias en estas zonas específicas.

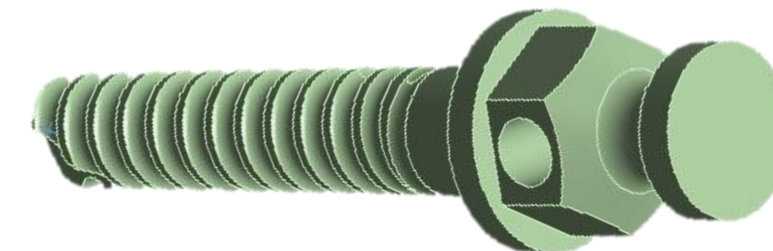
ESFUERZOS C3 – C4



C3



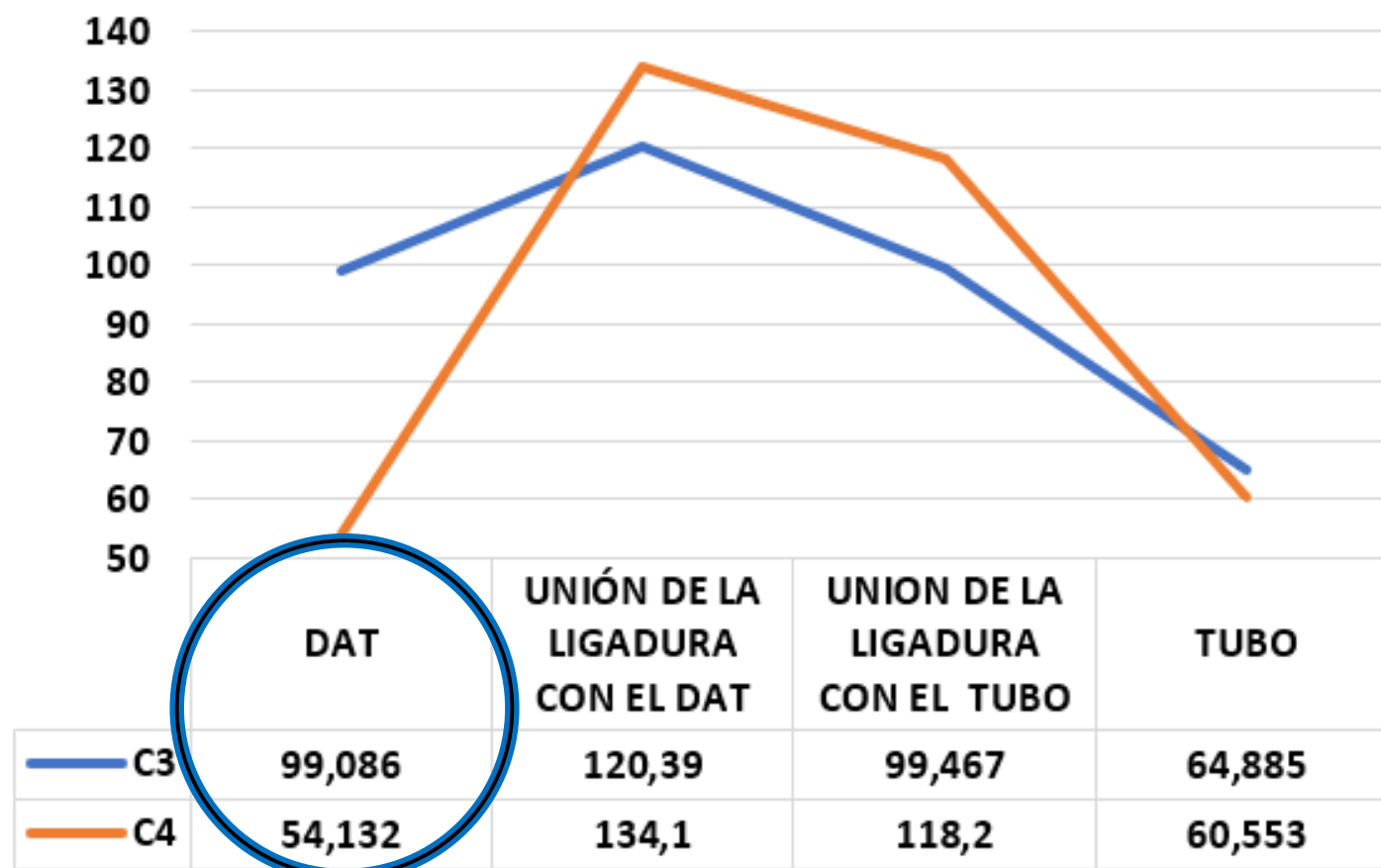
C4



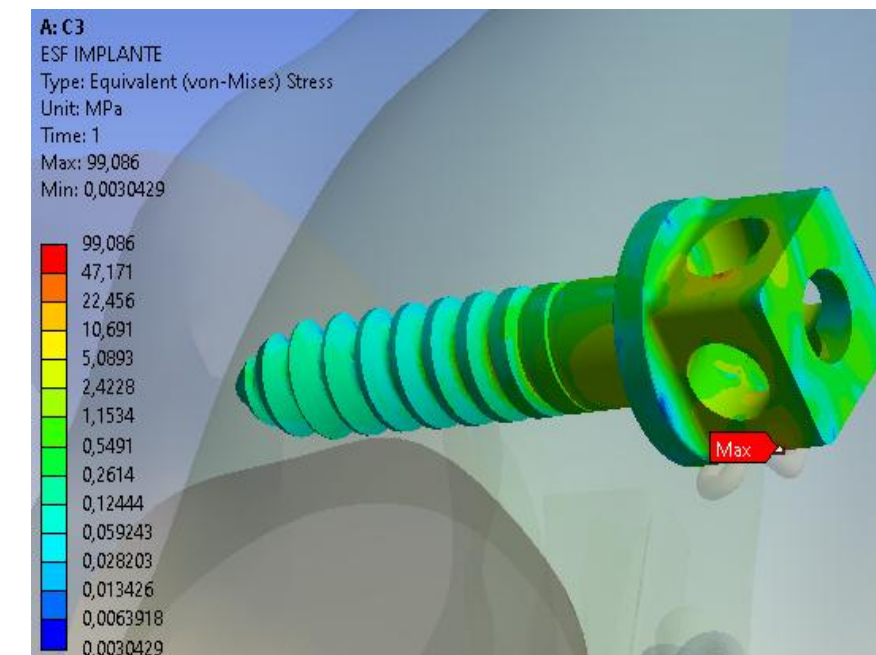
A nivel del tubo hay un comportamiento similar

ESFUERZOS C3 – C4

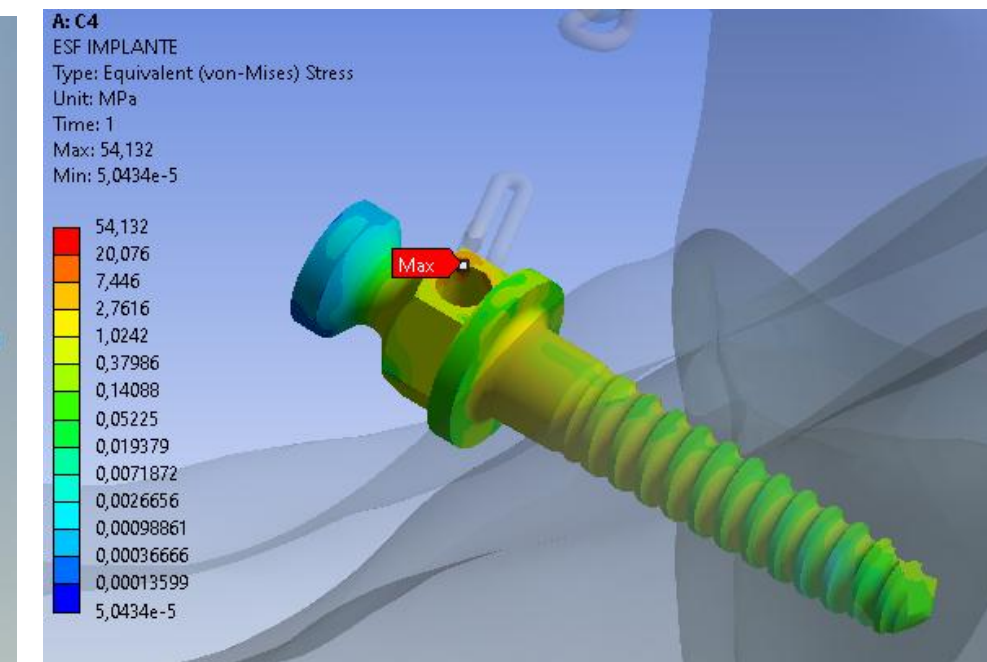
ESFUERZOS (MPa)



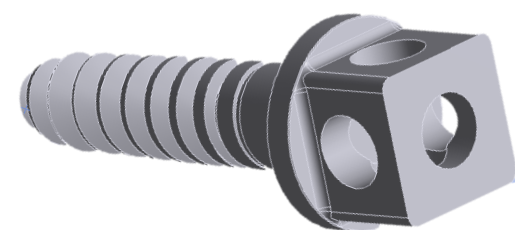
— C3
— C4



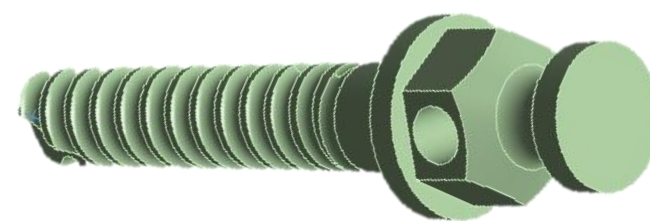
C3



C4



C3

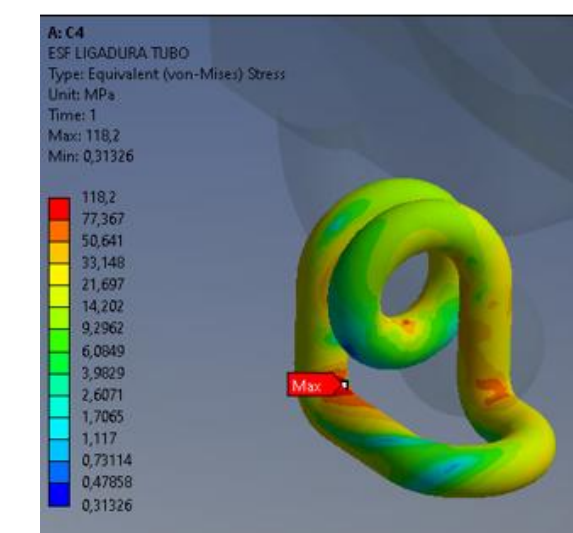
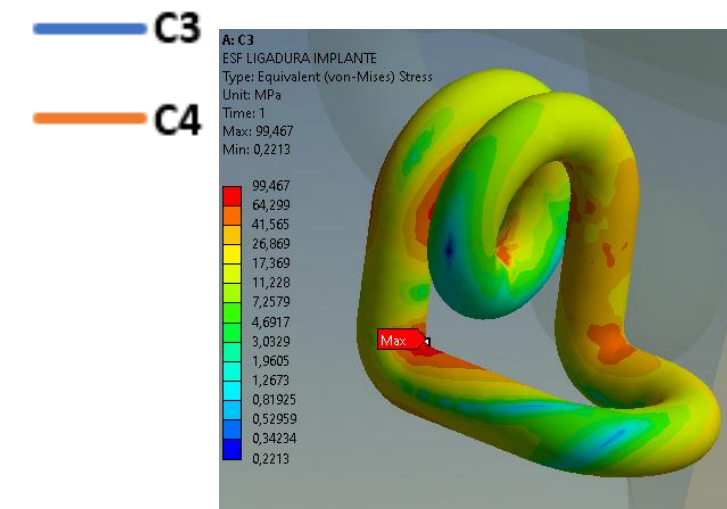
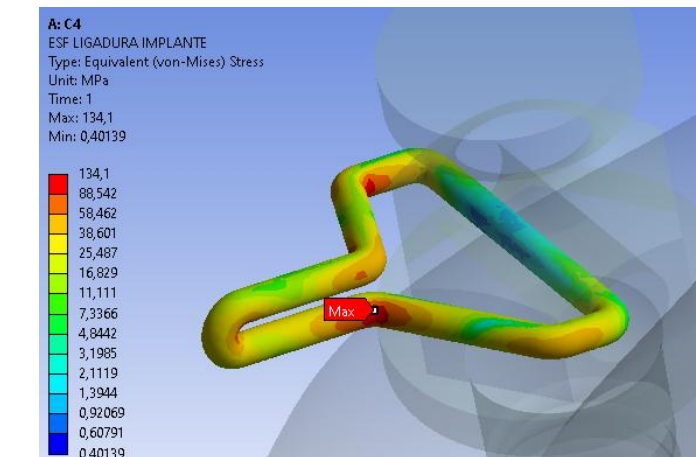
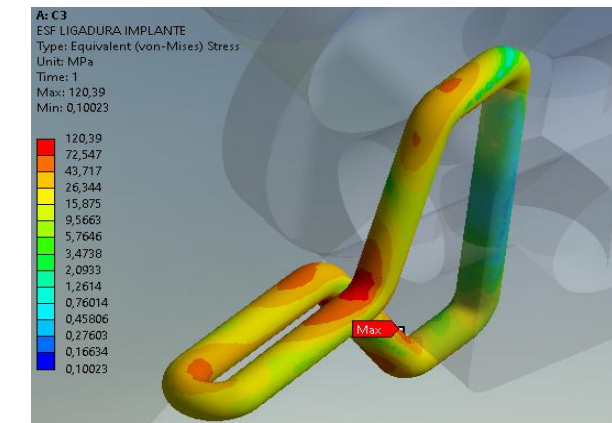
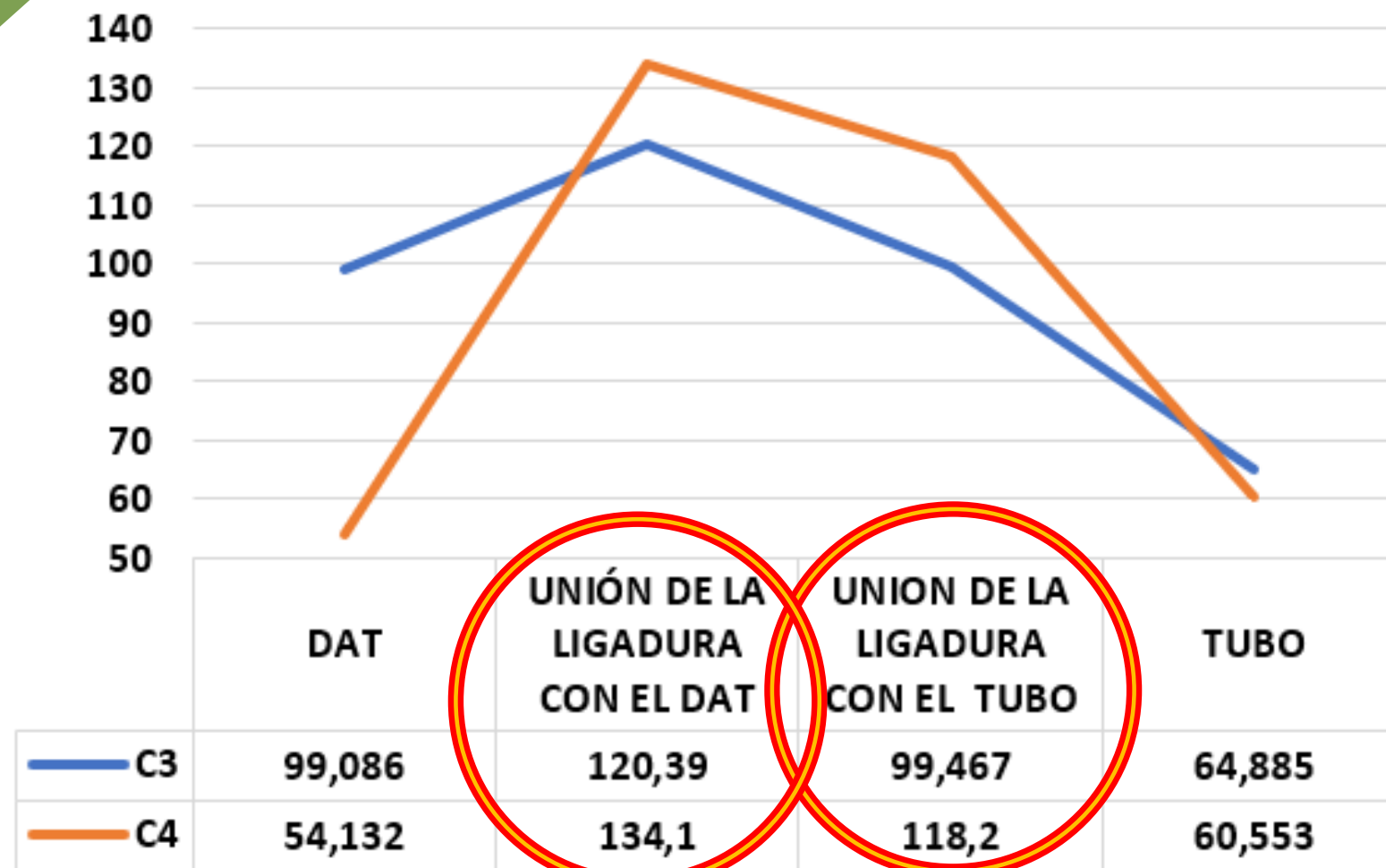


C4

El modelo **C3** con múltiple perforación en sentido horizontal , presento mayores esfuerzos en el DAT

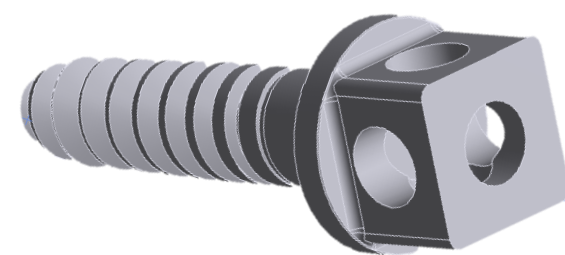
ESFUERZOS C3 – C4

ESFUERZOS (MPa)

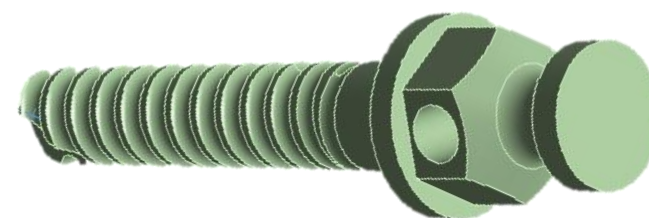


C3

C4



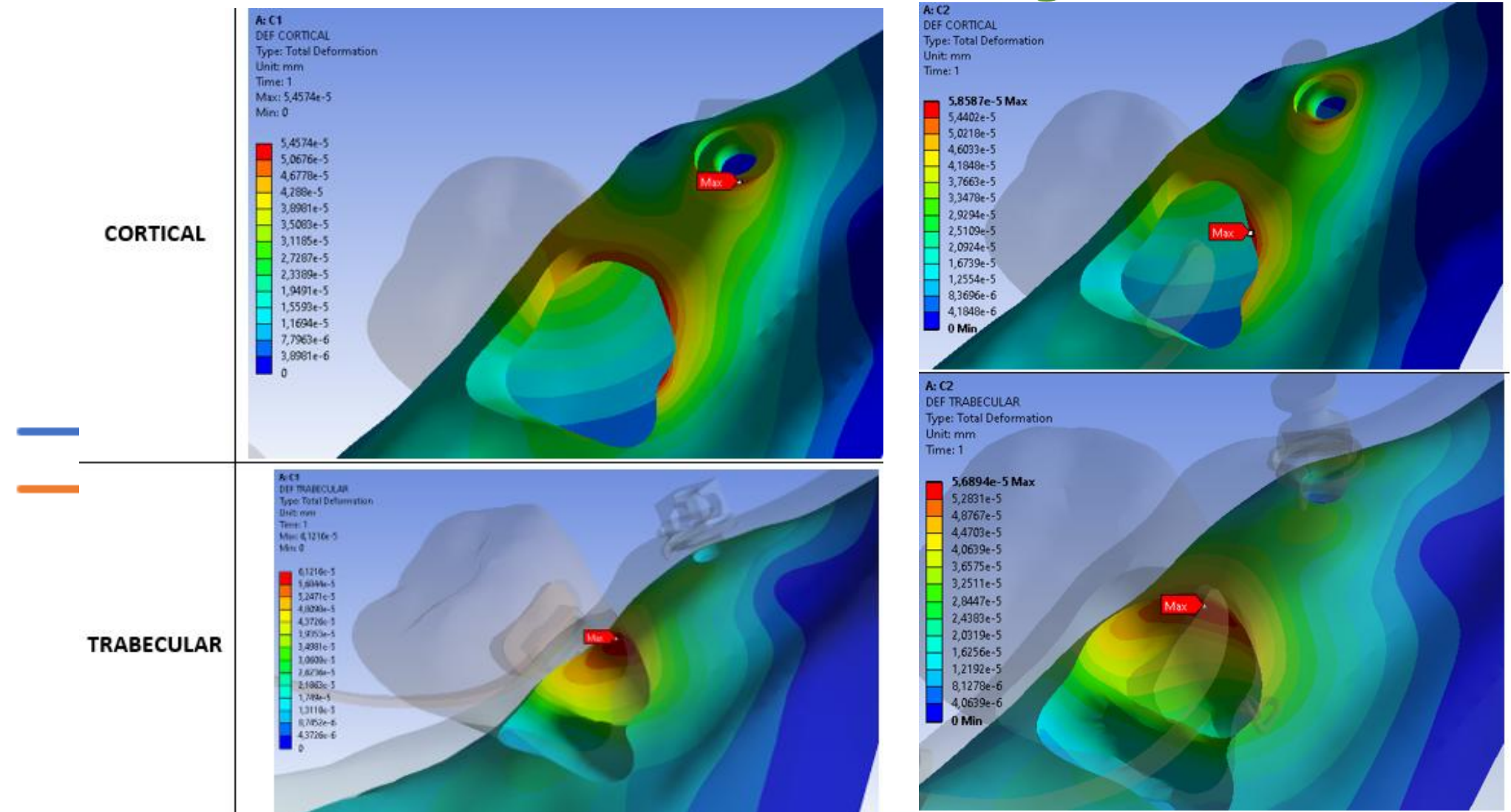
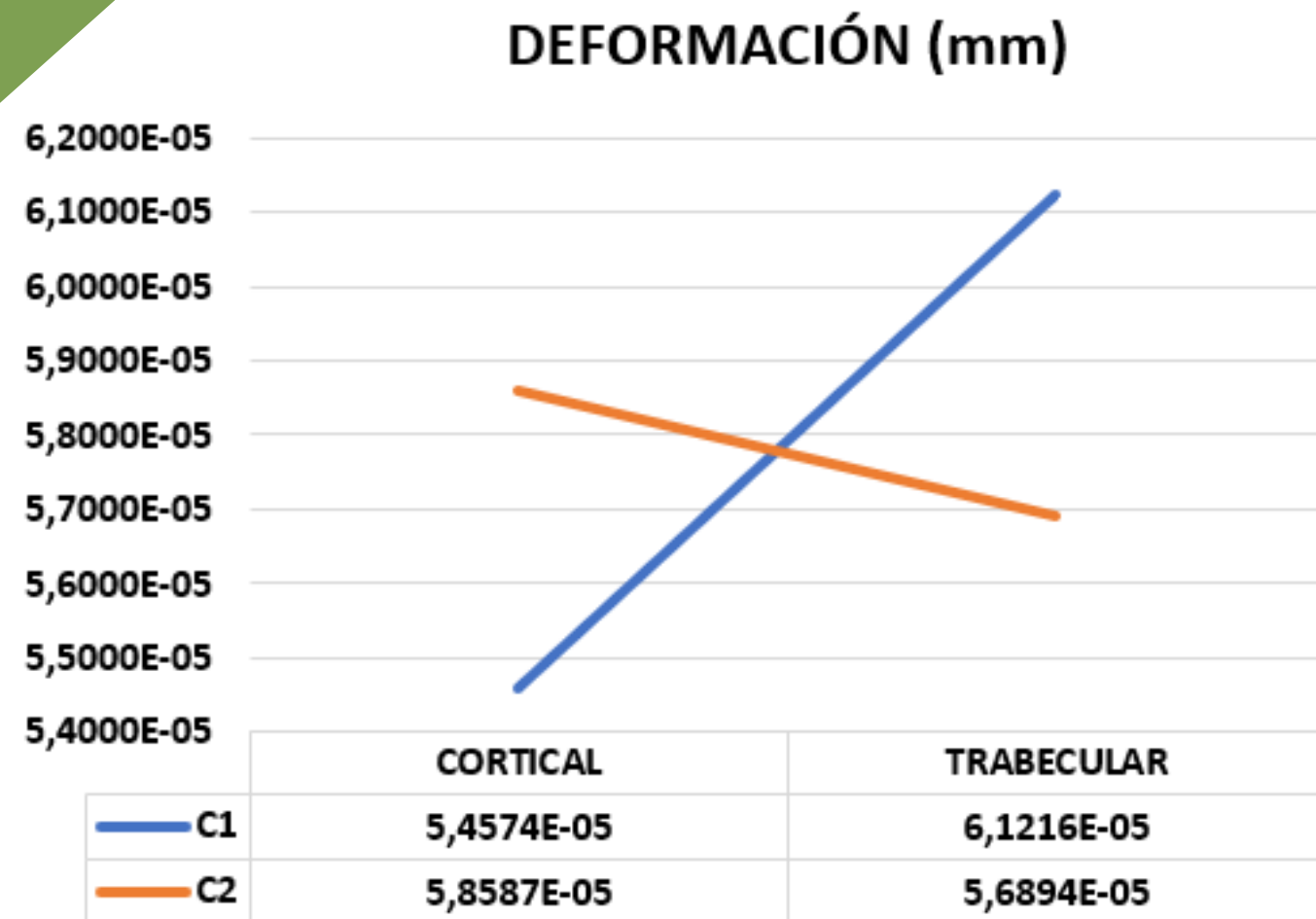
C3



C4

El modelo **C4**, DAT con doble perforación en sentido horizontal, presentó mayores esfuerzos en la unión de la ligadura del con el DAT, unión de la ligadura con el tubo.

DEFORMACIÓN A NIVEL ÓSEO HUESO CORTICAL TRABECULAR C1 y C2



El modelo **C2**, mostró mayor deformación en el hueso cortical y menor deformación en el hueso trabecular. Sin embargo, estas diferencias son mínimas

C1

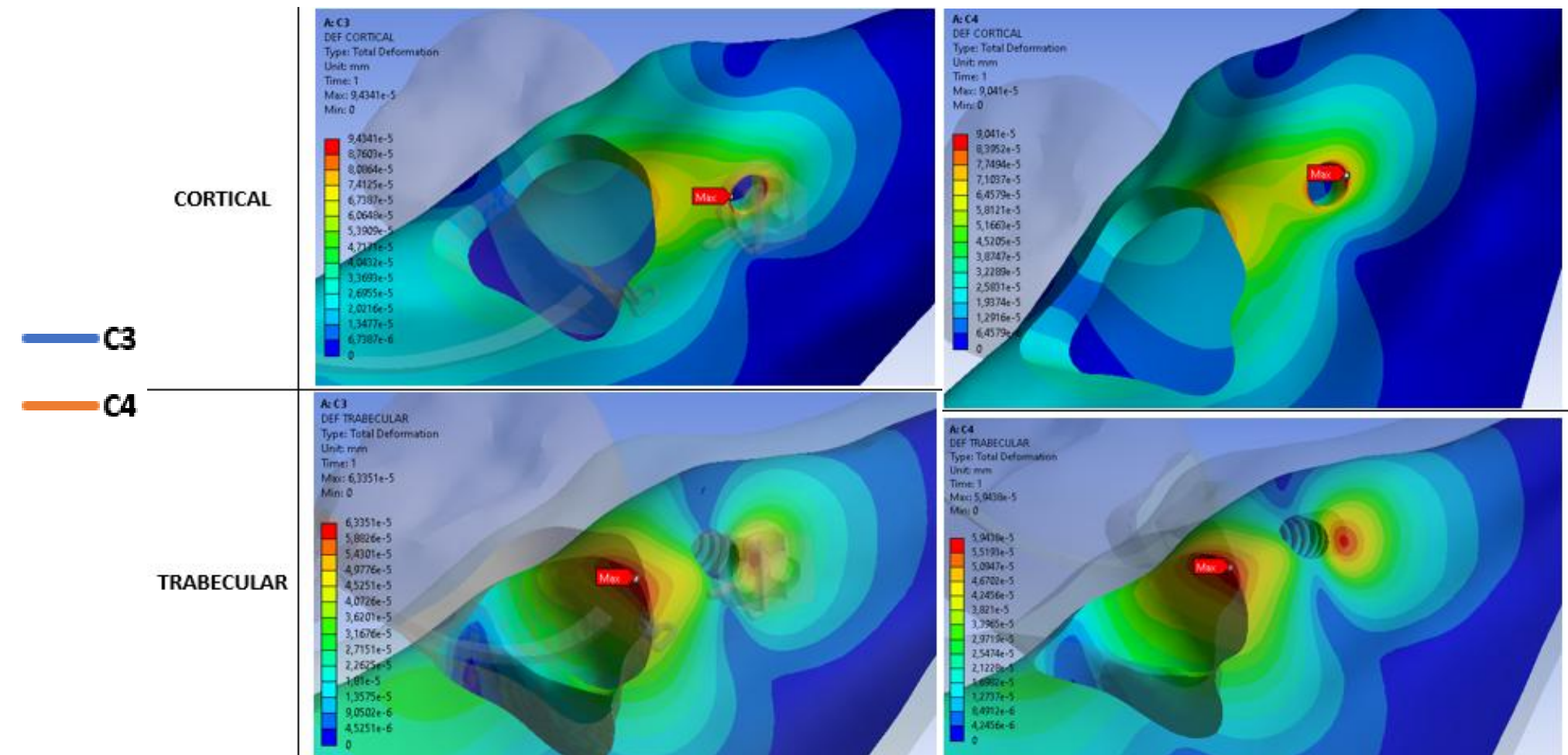
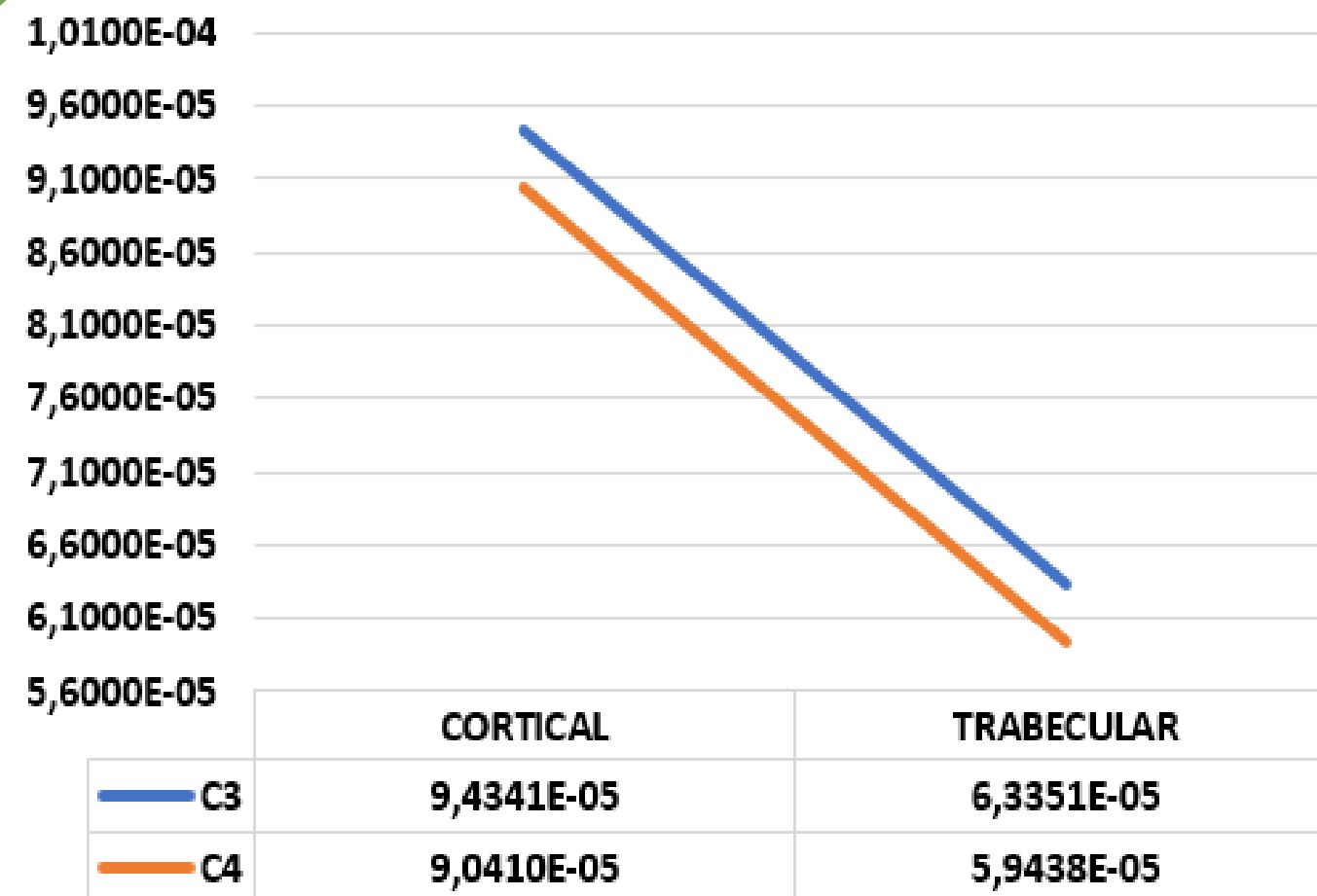


C2

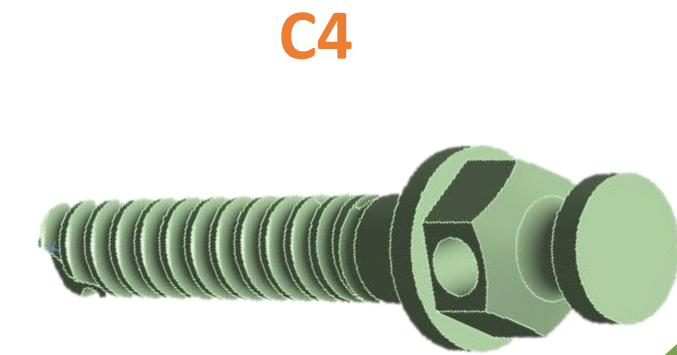


DEFORMACIÓN A NIVEL ÓSEO HUESO CORTICAL TRABECULAR C3 y C4

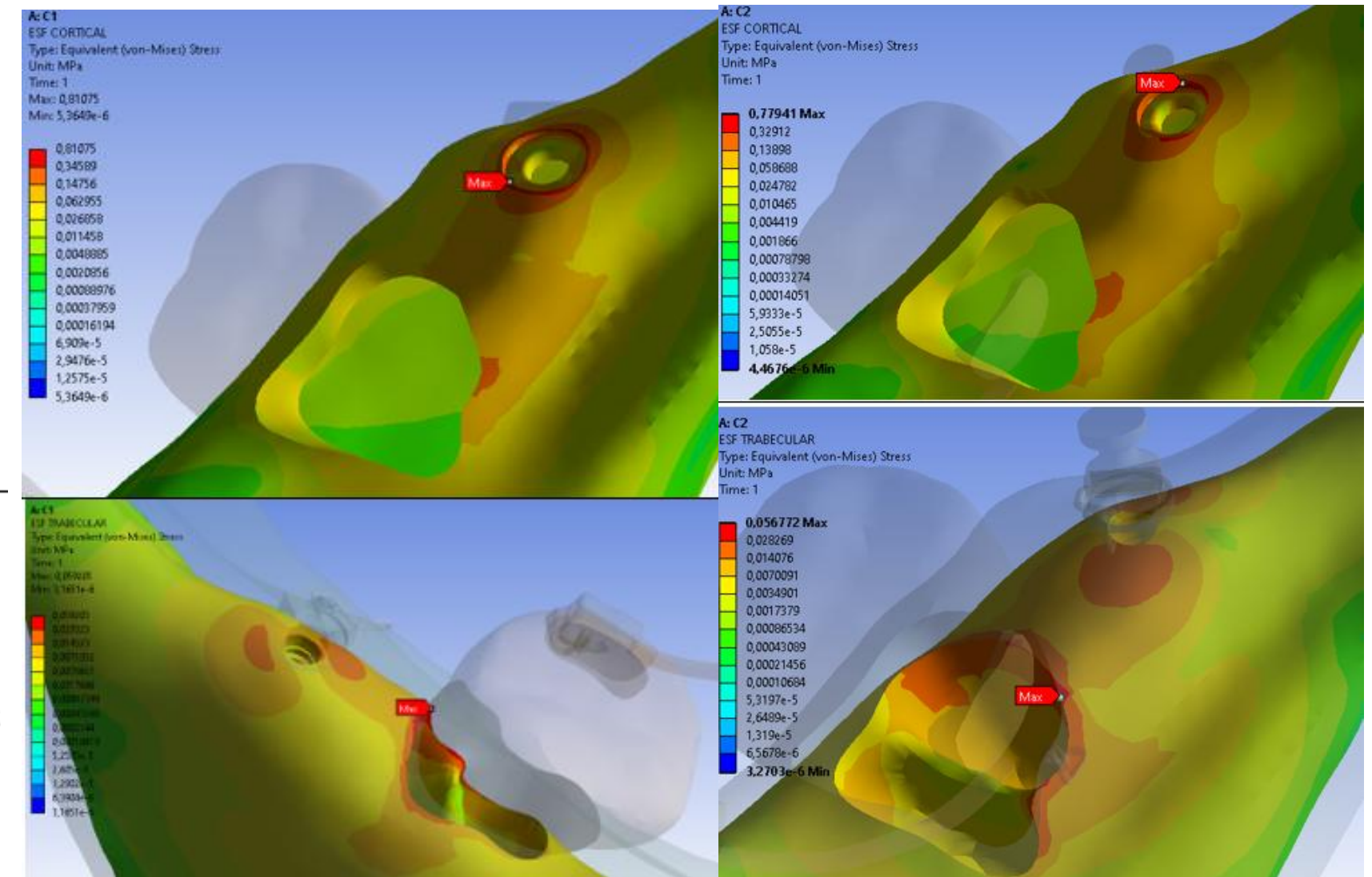
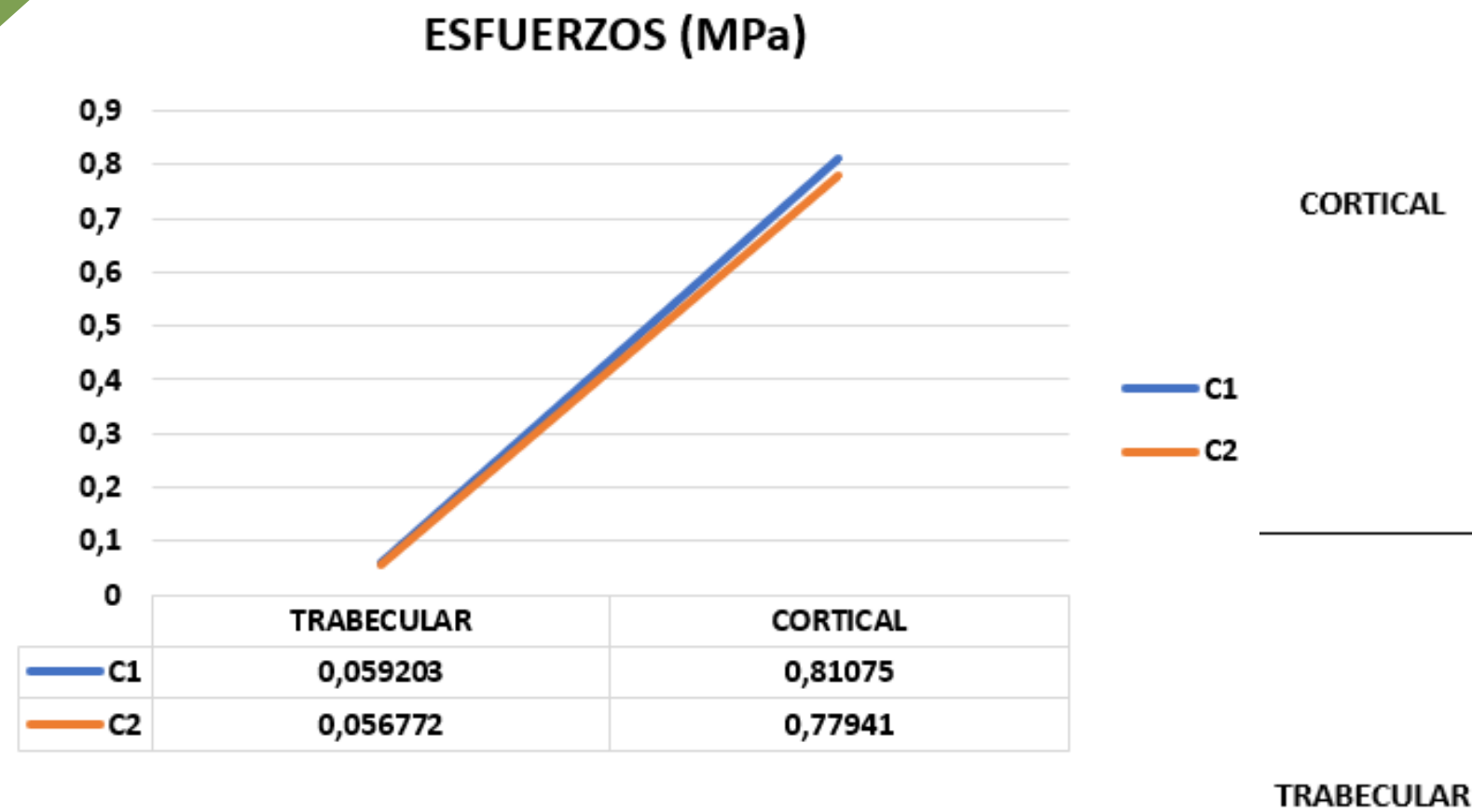
DEFORMACIÓN (mm)



El modelo **C3**, DAT con múltiples perforaciones en sentido horizontal, **presentó mayor deformación en el hueso cortical y trabecular** en comparación con el modelo C4. Aunque las diferencias son mínimas.



ESFUERZO A NIVEL ÓSEO HUESO CORTICAL TRABECULAR C1 y C2



En el análisis de esfuerzos a nivel óseo, tanto en el hueso cortical como en el trabecular, se observó que los esfuerzos en el modelo **C2** fueron menores en comparación con el modelo **C1**. estas diferencias fueron mínimas sugiriendo un comportamiento similar

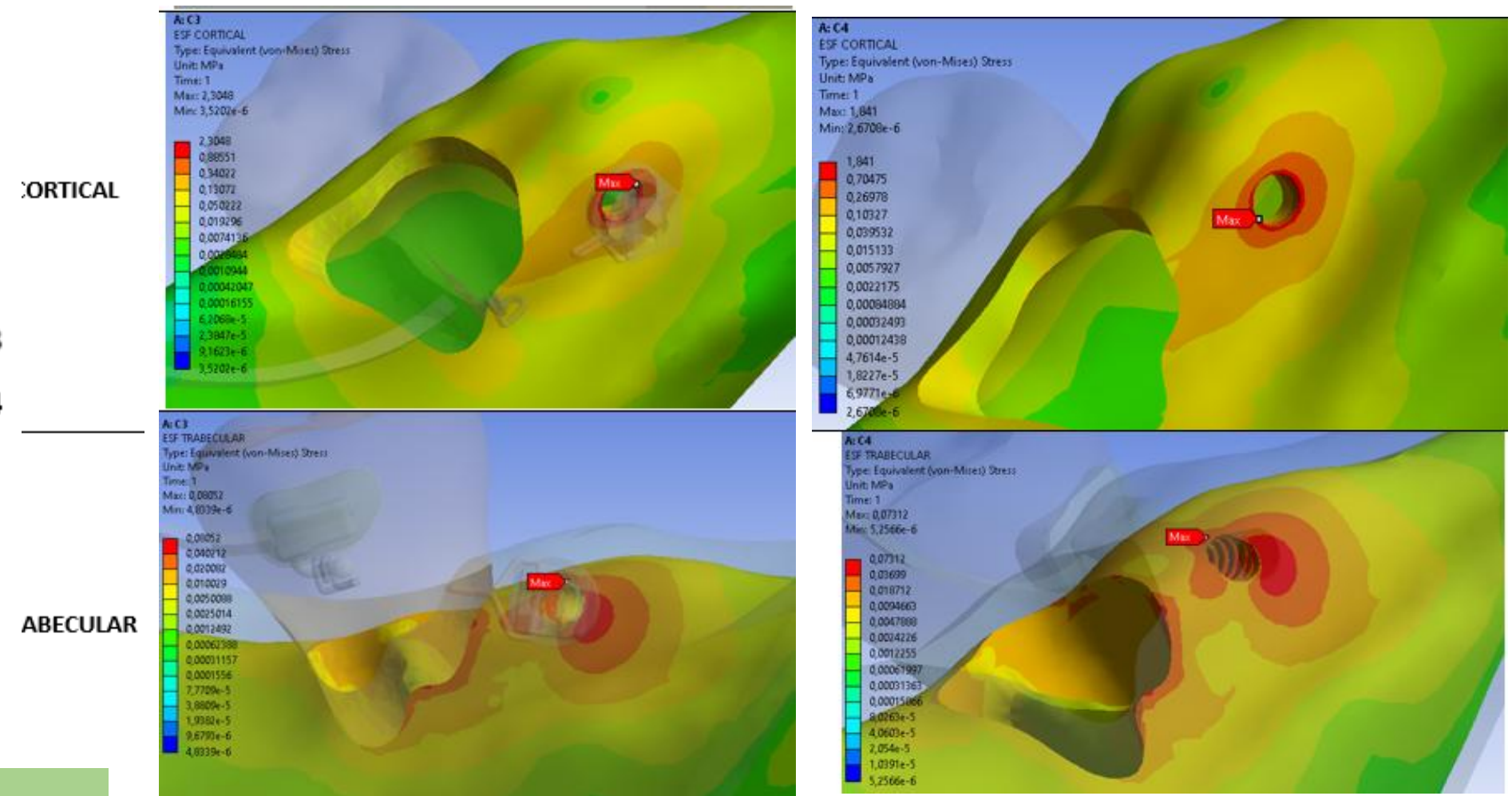
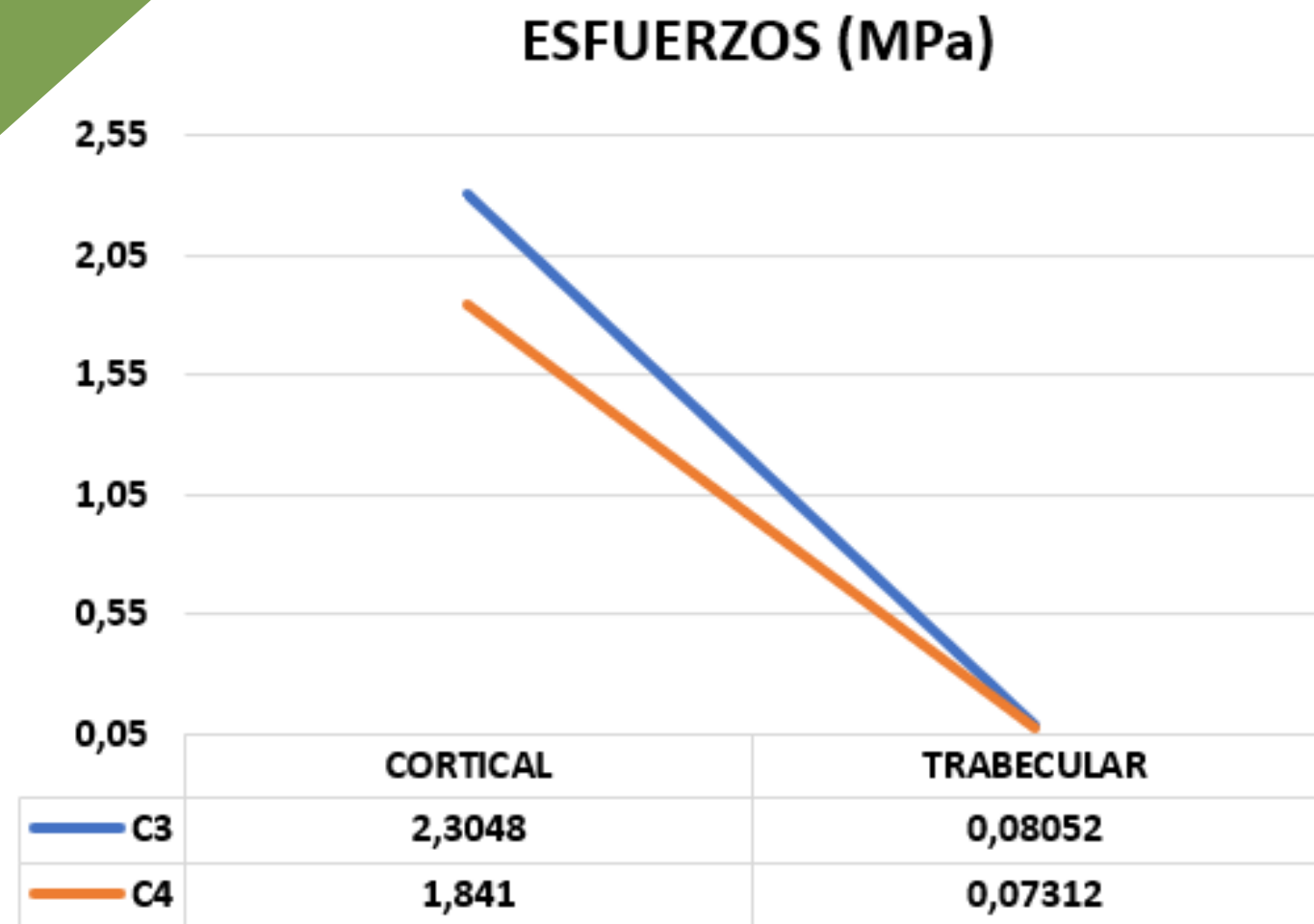
C1



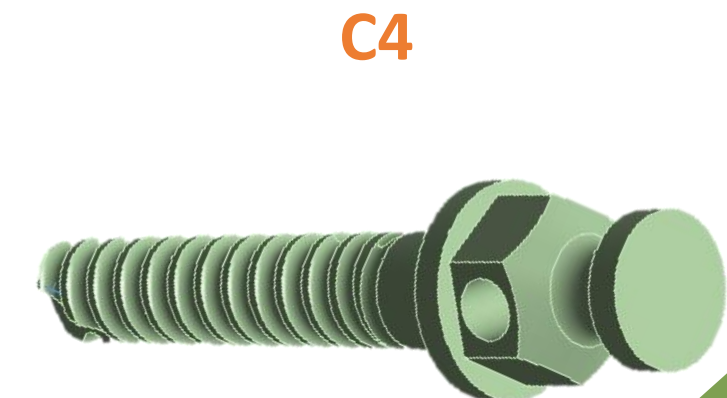
C2



ESFUERZO A NIVEL ÓSEO HUESO CORTICAL TRABECULAR C3 y C4



En el modelo **C4**, los esfuerzos en el hueso trabecular y cortical resultaron menores en comparación con el modelo **C3**. **Estas diferencias fueron mínimas sugiriendo un comportamiento similar**



DISCUSIÓN

ARQUB Y MIYAWAKI ET AL.

El éxito de los DAT varía según su ubicación. En la zona posterior, presenta un mayor índice de fracaso (20–29 %) debido a factores como el grosor del hueso y la inflamación de los tejidos.

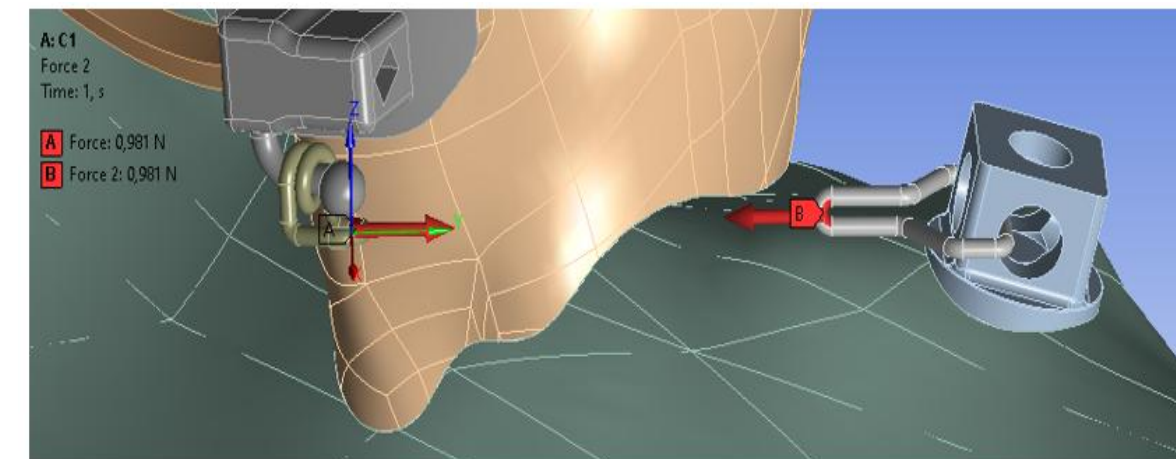
Se comparó mediante FEM, el comportamiento biomecánico de un DAT con Múltiples perforaciones y un DAT de dos perforaciones en zona posterior mandibular, analizando sus geometrías y sus posiciones.

GIRALDO ET AL

Desarrollaron un modelo matemático para simular el remodelado óseo bajo estímulos mecánicos, determinando las curvas de esfuerzo crítico que pueden causar reabsorción ósea y determinó que las fuerzas entre 50 y 200 eran las óptimas

100 GR Sistema coordinado de fuerzas.

Replicando la carga óptima para aplicar fuerzas ortodónticas.



Parada G.

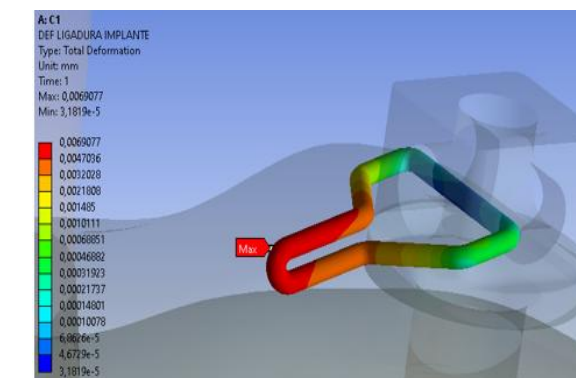
JARA ET AL

Se observó un punto de quiebre en la ligadura metálica alcanzando su punto de ruptura a 7,639 gramos (74N), lo que la hace más susceptible a fracaso en la zona de la unión de la ligadura con el DAT.



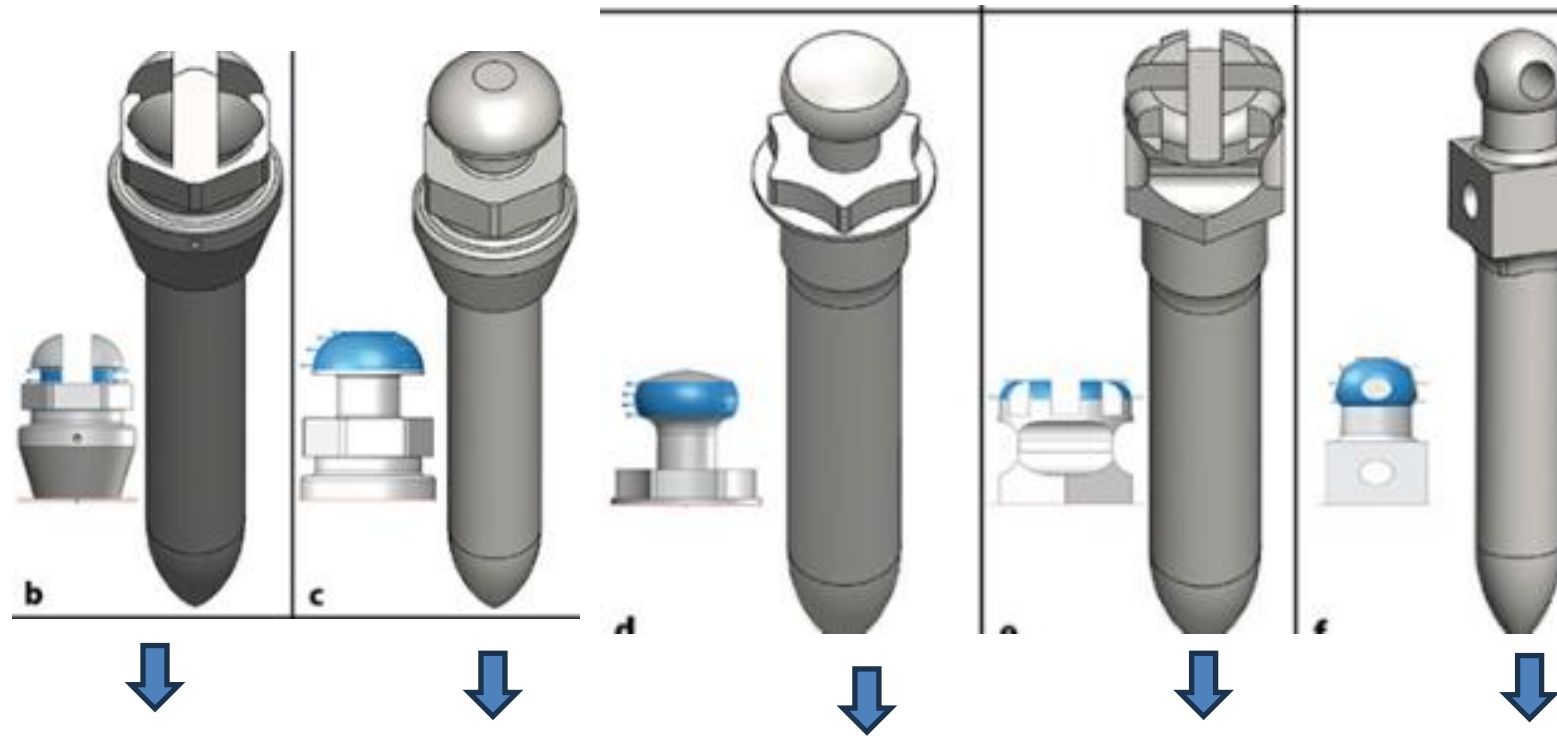
El análisis comparativo a **nivel de deformación** el modelo C1, presentó mayores deformaciones en la zona de la ligadura del DAT.

Esto indica un mayor riesgo de fractura en esta zona, indicando que el diseño C1 podría ser menos adecuado para esta orientación vertical



SAMET, ET AL

En la investigación, se analizaron cinco diseños de cabezas de DAT mediante FEM: cruz, hongo, botón, brackets y con agujero.

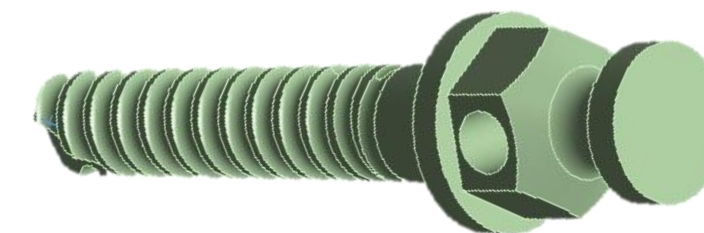


Cruz Hongo – Botón – Brackets - Con Agujero



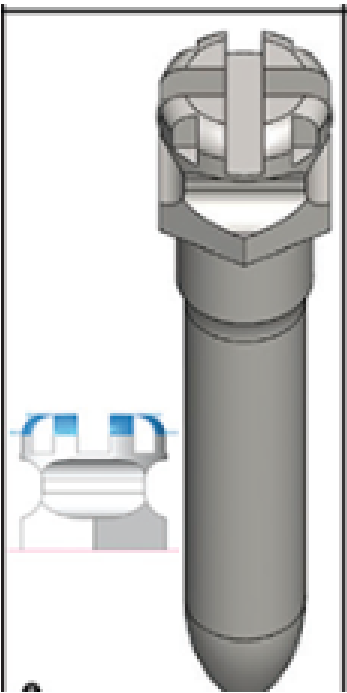
El análisis comparativo a **nivel de esfuerzos**, el modelo **C2**, presentó mayores esfuerzos en el DAT, la ligadura del DAT y la ligadura del tubo.

De manera similar el modelo **C4** presento mayores deformaciones a nivel de la ligadura DAT y ligadura tubo.



Parada G

SAMET, ET AL



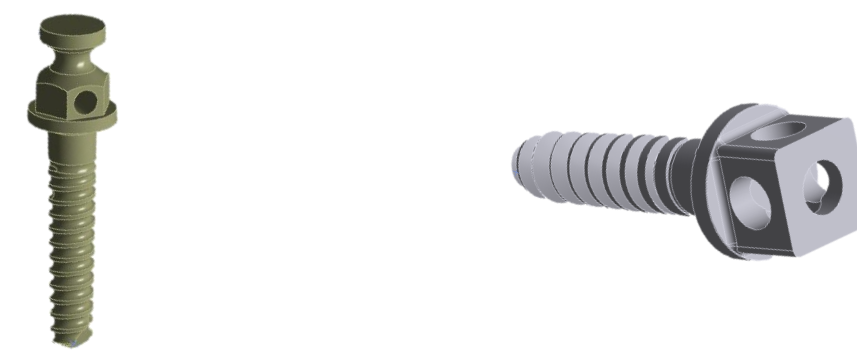
La geometría y el área de contacto son determinantes en la distribución de tensiones.



CHOI , ET AL.

Realizaron un estudio de FEM con el propósito de analizar la posición del orificio de la cabeza del DAT, uno con orificio ubicado de manera céntrica y otro con orificio en posición excéntrica

Corroborando la importancia de los diferentes diseños de cabezas de DATS, durante el tratamiento ortodóntico.



BENISSA ET AL .

Refiere que la alta concentración de tensiones en el hueso cortical se debe a la diferencia en el módulo de elasticidad.

El hueso trabecular es menos denso absorbe mejor las cargas

A nivel de deformación y esfuerzos en el hueso cortical y trabecular de los 4 conjuntos presentan comportamientos similares

Se evidencia que en algunos modelos (C2, C3) se presenta una mayor deformación en el hueso cortical, aunque las diferencias sean mínimas, esto se debe probablemente a la mayor densidad. si las fuerzas aplicadas son excesivas pueden producir daños

CONCLUSIONES



El análisis comparativo entre los modelos en posición horizontal (C3 y C4) y los modelos en posición vertical (C1 y C2) evidencia que la disposición horizontal del DAT presenta un comportamiento biomecánico más favorable.



CONCLUSIONES



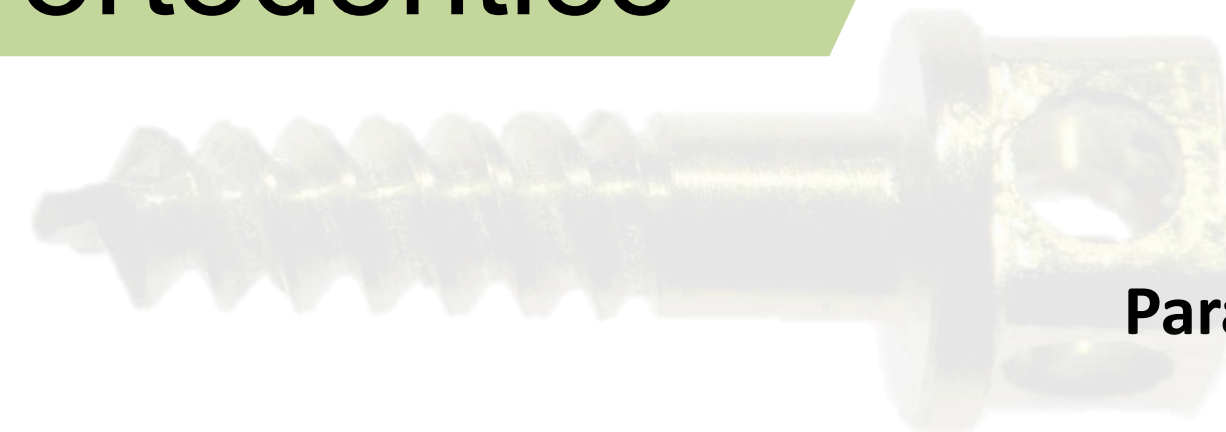
La posición horizontal mejora la distribución de las fuerzas aplicadas, reduciendo los esfuerzos en comparación con la disposición vertical.



CONCLUSIONES



Por lo tanto, la posición horizontal del DAT debe considerarse como un factor clave en el diseño y aplicación clínica para optimizar la respuesta biomecánica y la eficacia del tratamiento ortodóntico



CONCLUSIONES

El diseño de cabeza de múltiple perforaciones por su geometría en comparación con el de doble perforación y su comportamiento biomecánico sugerir una optimización en la activación en zonas de difícil acceso.



RECOMENDACIONES

Realizar una encuesta para evaluar las dificultades de la activación de los dos diseños en la práctica clínica en zonas de difícil acceso.

REFERENCIAS

1. Vital Benavides O, Cruz S, Chang P. Microimplantes, una nueva opción en el tratamiento de. Vol. 63, Ortodoncia. Odontología Vital. 2016.
2. Gretel rivas perez ÁM, M perez, MP. scientific and technical advances in orthodontics and its social impact. 2020;
3. Lai TT, Chen MH. Factors affecting the clinical success of orthodontic anchorage: Experience with 266 temporary anchorage devices. J Dent Sci. 2014;9(1):49–55.
4. Saeid Nosouhian¹ MRRSESHBAD. A Mini-review on the Effect of Mini-implants on Contemporary Orthodontic Science A mini-review on the effect of mini-implants on contemporary orthodontic science. Vol. 7, Journal of International Oral Health. 2015.
5. Castro Angel. Comportamiento biomecánico de dos tipos de mini-implantes en el shelf mandibular : análisis de elementos finitos. 2018.
6. Çıklaçandır S, Kara GG, İşler Y. Investigation of Different Miniscrew Head Designs by Finite Element Analysis. Turk J Orthod. 2024 Jul 1;98–103.
7. Choi JY, Kim MJ, Kim SH, Chung KR, Nelson G. Effect of different head hole position on the rotational resistance and stability of orthodontic miniscrews: A three-dimensional finite element study. Sensors. 2021 Jun 1;21(11).
8. Arqub SA, Gandhi V, Mehta S, Palo L, Upadhyay M, Yadav S. Survival estimates and risk factors for failure of palatal and buccal mini-implants. Angle Orthod. 2021 Nov 1;91(6):756–63.
9. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2003 Oct 1;124(4):373–8.
10. Giraldo VE*/Valencia MJ*/Vargas MS*/Veloza AL*/Jara L. Comparación entre dos tipos de mini-implantes, en maxilar inferior, por medio de análisis de elementos finitos. Journal Odontológico Colegial. 2010;
11. Jara L RJGLTEMPPM. Journal Odontológico Colegial. 2012 [cited 2025 Mar 18]. Comparison of the mechanical retention of traction force in two designs of orthodontic miniscrews. Available from: https://unicoceducomy.sharepoint.com/personal/biblioteca2_unicoc_edu_co/_layouts/15/onedrive.aspx?ct=1740325138983&or=OWA%2DNT%2DMail&ga=1&id=%2Fpersonal%2Fbiblioteca2%5Funicoc%5Fedu%5Fco%2FDocuments%2FTrabajos%20de%20grado%2FCOC%2FOrtodoncia
12. Benaissa A, Merdji A, Bendjaballah MZ, Ngan P, Mukdadi OM. Stress influence on orthodontic system components under simulated treatment loadings. Comput Methods Programs Biomed. 2020 Oct 1;195.

GRACIAS.